

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

**GÜNCEL KOMPOZİTLERİN FARKLI TABAKALAMA  
TEKNİKLERİYLE UYGULANMASININ  
MİKROSIZINTI ÜZERİNE ETKİLERİNİN  
İNCELENMESİ**

**İsmail Burak  
ÖCAL**

**DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN  
Yrd. Doç. Dr. Ayşe DÜNDAR**

**2017-ANTALYA**

## ONAY SAYFASI

İsmail Burak ÖCAL tarafından sunulan bu çalışma jürimiz tarafından **oy birliği/oy çokluğu** ile Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir. 27/1/2017

İmza

Üye : Prof. Dr. Nilgün SEVEN, Atatürk Üniversitesi



Üye : Doç.Dr. Çağatay BARUTCİGİL, Akdeniz Üniversitesi



Üye : Yrd. Doç. Dr. Ayşe DÜNDAR, Akdeniz Üniversitesi



Bu tez, 02/02/2017 tarih ve 5/7 sayılı Yönetim Kurulu kararıyla belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

**Diş Hekimliği Fakültesi**

**Kurum Yöneticisi**



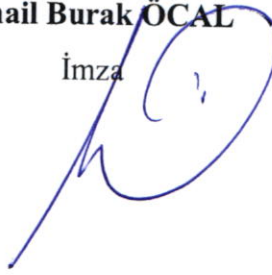
## ETİK BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.

Aday

**İsmail Burak ÖCAL**

İmza



Tez Danışmanı

**Yrd. Doç. Dr. Ayşe DÜNDAR**

İmza



## TEŞEKKÜR

Tez çalışmamın yapılmasında ve uzmanlık eğitimimde emeği geçen tez danışmanım, saygı değer hocam Yrd. Doç. Dr. Ayşe DÜNDAR'a teşekkürlerimi sunarım.

Uzmanlık eğitimimde ve tez çalışmamda yardımlarını eksik etmeyen anabilim dalı başkanımız saygı değer hocam Doç. Dr. Çağatay BARUTCİGİL'e teşekkürlerimi sunarım.

Klinik ve akademik anlamda hocalığının yanında, manevi desteğini esirgemeyip, her zaman moral ve motivasyonumu yükselten, saygı değer hocam Doç. Dr. Osman Tolga HARORLI'ya teşekkürlerimi sunarım.

Tez çalışmamın laboratuvar aşamasında yardımlarını esirgemeyen Akdeniz Üniversitesi Malzeme Bilimi ve Mühendisliği öğretim üyesi sayın Doç. Dr. Meltem ASİLTÜRK ve asistanı Zerin YEŞİL ACAR'a teşekkür ederim.

Tez çalışmamın laboratuvar aşamasında Akdeniz Üniversitesi Histoloji ve Embriyoloji Anabilim Dalı öğretim üyesi sayın Prof.Dr. Necdet DEMİR ve asistanı Esmâ KONUK'a teşekkür ederim.

Hayatımın her aşamasında emekleri olan ve hiçbir fedakârlıktan kaçınmayan çok sevgili anneme, babama ve biricik ablama teşekkür ederim.

Hayatımın her anında bana enerji ve umut verdiği gibi uzmanlık eğitimimde de hep yanımda olup manevi desteğini hiçbir zaman eksik etmeyen sevgili hayat arkadaşım Esin ÖCAL'a ve doğduğu andan itibaren bana yaşam sevinci ve mutluluğu veren, yaşamımızın renk kaynağı olan oğlum Ardiç Barlas ÖCAL'a ve heyecanla beklediğimiz bize yeni umutlarla gelecek olan doğacak bebeğimize teşekkür ederim.

## ÖZET

### GÜNCEL KOMPOZİTLERİN FARKLI TABAKALAMA TEKNİKLERİYLE UYGULANMASININ MİKROSIZINTI ÜZERİNE ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

**Amaç:** Mikrosızıntı, restoratif diş hekimliğinin önemli sorunlarından biridir. Bu in vitro çalışmanın amacı, boya penetrasyon yöntemini kullanarak inkremental veya bulk-fill tekniği ile uygulanan yeni kompozit materyallerin mikrosızıntı potansiyelini değerlendirmektir.

**Yöntem:** Yeni çekilmiş 120 adet büyük azı dişe standart Black I kaviteler (3mm x 3mm x 4mm) hazırlandı. Bir nanohybrid (Filtek™ Z550), bir bulk-fill (X-tra fil) ve bir seramik içerikli bulk-fill kompozit (Admira Fusion X-tra) test edildi. Restorasyon yöntemi olarak bulk-fill ve inkremental uygulama teknikleri kullanıldı. Örnekler rastgele 6 gruba (n = 20) ayrıldı ve restoratif prosedürlerden sonra numuneler 1000 çevrimlik termal döngüye (5°C-55°C) tabi tutuldu. Mikrosızıntı testi, % 1'lik metilen mavisi boyası kullanılarak uygulandı. Dişlerin kesitleri, boya penetrasyon derecesi açısından stereo mikroskop altında değerlendirildi. İstatistiksel analizler Kruskal-Wallis ve Mann-Whitney-U testleri ile gerçekleştirildi (p=0,05).

**Bulgular:** Kompozit rezin grupları ile mikrosızıntı sonuçları arasındaki ilişki istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0,05). En fazla mikrosızıntı değerleri X-tra fil tek tabaka (bulk) tekniğiyle uygulanan grup gösterirken, bunu iki tabaka halinde uygulanan Filtek™ Z550 grubu takip etmektedir (p<0,05). İnkremental teknikte uygulanan Admira Fusion X-tra en az mikrosızıntı göstermiştir. Filtek™ Z550 hariç, tüm kompozitlerde iki uygulama tekniği arasında anlamlı bir fark gözlenmiştir (p<0,05).

**Sonuç:** Admira Fusion X-tra inkremental uygulama tekniğiyle hazırlandığında en düşük mikrosızıntı değeri göstermiştir.

**Anahtar Kelimeler:** mikrosızıntı, bulk-fill, c-faktör, inkremental, ormoser

## ABSTRACT

### THE INVESTIGATION OF THE EFFECTS OF NOVEL COMPOSITES APPLIED WITH DIFFERENT LAYERING TECHNIQUES ON MICROLEAKAGE

**Objective:** Microleakage is one of the major problems of restorative dentistry. The aim of this in vitro study was to evaluate the microleakage potential of novel composite materials applied with either incremental or bulk fill technique using dye penetration method.

**Method:** Standard Black I cavities were prepared (3mm x 3mm x 4 mm) to 120 freshly extracted molar teeth. A nanohybrid (Filtek™ Z550), a bulk fill (X-tra fil) and a ceramic reinforced bulk fill composite (Admira Fusion X-tra) was tested. Bulk fill and incremental application techniques were used as restoration method. Specimens were randomly separated in 6 group (n=20) and after restorative procedures, samples were thermal cycled for 1000 cycles (5°C-55°C). Microleakage test was applied with using %1 methylene blue dye. Sections of the teeth were evaluated under stereo microscope in terms of dye penetration degree. Statistical analyses were conducted with Kruskal-Wallis and Mann-Whitney-U tests (p=0.05).

**Results:** The relationship between composite resin groups and microleakage degrees were statistically significant (p<0.05). The higher microleakage scores were observed in X-tra fil bulk fill group followed by Filtek™ Z550 incremental group (p<0.05). Admira Fusion X-tra with incremental application technique showed least microleakage. With exception of Filtek™ Z550, a significant difference between two layering technique was observed in all composite (p<0.05).

**Conclusion:** Admira Fusion X-tra exhibited the lowest microleakage degree when it was prepared with incremental application techniques.

**Key words:** microleakage, bulk-fill, c-factor, incremental, ormocer

# İÇİNDEKİLER

<b>ÖZET</b>	i
<b>ABSTRACT</b>	ii
<b>İÇİNDEKİLER</b>	iii
<b>SİMGELER ve KISALTMALAR</b>	v
<b>ŞEKİLLER</b>	vi
<b>TABLolar</b>	viii
<b>1. GİRİŞ</b>	1
<b>2. GENEL BİLGİLER</b>	3
2.1. Kompozit Restorasyonların Tarihçesi	3
2.2 Kompozit Rezinlerin Yapısı	4
2.2.1 Organik Matriks	4
2.2.2 İnorganik Doldurucu Partiküller	6
2.2.3 Ara Faz	7
2.2.4 Diğer Bileşenler	7
2.3 Kompozit Rezinlerin Özellikleri	9
2.3.1 Termal Genleşme	9
2.3.2 Su Emilimi	9
2.3.3 Aşınma direnci	10
2.3.4 Yüzey Yapısı	10
2.3.5 Radyo-Opasite	10
2.3.6 Elastik Modül	10
2.3.7 Çözünürlük	11
2.4 Kompozit Rezin Esaslı Materyallerin Kullanım Alanları	11
2.5 Restoratif Diş Hekimliğinde Kompozit Rezin Restorasyonlar	12
2.6 Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması	13
2.7 Geliştirilmiş ve Güncel Kompozitler	15
2.7.1 Siloranlar	16
2.7.2 İyon Salınımı Yapabilen Kompozit Rezinler	16
2.7.3 Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezinler	17
2.7.4 Akışkan Bulk Fill Kompozit Rezinler	17
	iii

2.7.5 Bulk Fill Kompozit Rezinler	17
2.7.6 Ormoserler	18
2.8 Dental Adezivler	20
2.8.1 Etch and Rinse Adeziv Sistemler	21
2.8.2 Self- Etch Adeziv Sistemler	21
2.9 Polimerizasyon büzülmesi	23
2.10 Mikrosızıntı	25
2.10.1 Boyar madde penetrasyon testleri	26
2.10.2 Radyo-izotopların kullanılması	27
2.10.3 Kimyasal ajanların kullanılması	27
2.10.4 Bakteriyel yöntemler	27
2.10.5 Hava basıncı yöntemi	28
2.10.6 Nötron aktivasyon analizi	28
2.10.7 Elektrokimyasal yöntemler	28
2.10.8 Mikroskobik inceleme yöntemleri	28
2.11 Termal Döngü	29
<b>3. GEREÇ ve YÖNTEM</b>	<b>31</b>
3.1 Çalışmada Kullanılan Materyaller	31
3.2 Test rneklerinin Hazırlanması	34
3.3 Restoratif materyallerin uygulanması	38
3.4 Termal döngü	41
3.5 Mikrosızıntı test	41
<b>4. BULGULAR</b>	<b>43</b>
4.1 Test sonuçlarının değerlendirilmesi	43
<b>5. TARTIşMA</b>	<b>49</b>
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER</b>	<b>66</b>
<b>KAYNAKLAR</b>	<b>67</b>
<b>ZGEÇMİş</b>	<b>84</b>



## SİMGELER ve KISALTMALAR

BisGMA	: Bisfenol A diglisidil dimetakrilat
nm	: Nanometre
UDMA	: Ürethan dimetakrilat
TEGDMA	: Trietilen glikol dimetakrilat
OH	: Hidroksi
$\alpha$	: Termal genleşme katsayısı
°C	: Santigrad derece
mg	: Miligram
mm <sup>3</sup>	: Milimetreküp
$\mu\text{m}$	: Mikrometre
H <sup>+</sup>	: Hidrojen iyonu
pH	: Ortamdaki hidrojen iyonlarının konsantrasyonu
mm	: Milimetre
$\mu\text{a} (\lambda)$	: Absorpsiyon katsayısı
%	: Yüzde
MPa	: Megapaskal
I <sup>131</sup>	: İyot izotopu
Ca <sup>45</sup>	: Kalsiyum izotopu
S <sup>35</sup>	: Kükürt izotopu
Na <sup>22</sup>	: Sodyum izotopu
C <sup>14</sup>	: Karbon izotopu
P <sup>32</sup>	: Fosfor izotopu
S. Sanguis	: Streptococcus sanguis
S. Epidermidis	: Streptococcus epidermidis
S. Mutans	: Streptococcus mutans
P. Fluorescens	: Pseudomonas fluorescens
Mn <sup>56</sup>	: Mangan izotopu
sn	: Saniye

## ŞEKİLLER

Şekil 2.1 Bis-GMA'nın yapı formülü

Şekil 2.2 UDMA'nın yapı formülü

Şekil 2.3 TEGDMA'nın yapı formülü

Şekil 2.4 Kamferokinon'un yapısal formülü

Şekil 2.5 Ormoserlerin organik ve inorganik yapısının avantajları

Şekil 3.1 3M Filtek™ Z550 Nanohibrit Üniversal Kompozit

Şekil 3.2 Voco Admira® Fusion X-tra Nanohibrid Ormocer

Şekil 3.3 Voco X-tra Fil Bulk-Fill Hibrit Kompozit

Şekil 3.4 Clearfil SE Bond

Şekil 3.5 3M ESPE Elipar™ S10 LED ışık cihazı

Şekil 3.6 Zeiss Stemi SV11 Işık mikroskobu

Şekil 3.7 Çalışmada kullanılan rastgele gruplara ayrılmış dişler

Şekil 3.8 Kavitenin mesio distal boyutu

Şekil 3.9 Kavitenin derinliği ve boyutu

Şekil 3.10 Örneklerin hazırlanması

Şekil 3.11 Termal döngü ve Mikrosızıntı testi

Şekil 3.12 Kullanılan el aletleri (LM Arte, Style Italiano)

Şekil 3.13 Termal döngü deney cihazı

Şekil 4.1 Yüzdesel olarak mikrosızıntı skorları (n:20)

Şekil 4.2 Sızıntı yok skor 0

Şekil 4.3 Mine duvarında sızıntı skor 1

Şekil 4.4 Dentin duvarının birinci yarısında sızıntı skor 2

Şekil 4.5 Dentin duvarının ikinci yarısında sızıntı skor 3

Şekil 4.6 Pulpal tabanda sızıntı skor 4

Şekil 4.7 Mikrosızıntı skor ortalama ve standart sapma değerleri



## TABLULAR

Tablo 2.1 Kompozit rezinlerin sınıflandırılması

Tablo 2.2 Adeziv Sistemlerin sınıflandırılması

Tablo 3.1 Çalışmada kullanılan materyaller

Tablo 3.2 Çalışmada kullanılan cihazlar

Tablo 3.3 Mikrosızıntı skorlarlama skalası

Tablo 4.1 Mikrosızıntı skorları

Tablo 4.2 Mikrosızıntı verilerinin karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri

## 1.GİRİŞ

Konservatif diş hekimliği doğal diş dokuları ile biyolojik, fiziksel, mekanik ve estetik açıdan uyumlu restoratif materyal geliştirmeyi hedeflemektedir. Teknolojinin gelişmesiyle birlikte restoratif materyallerde de büyük ilerlemeler kaydedilmiştir. Hastaların talep ve istekleri bu materyallerin hangi alanda gelişip, ilerleyeceği konusunda yön vermektedir. Doğal dişlerin korunmasının öneminin anlaşılması ve estetik yaklaşıma artan ilgi sebebiyle kompozit rezin materyallere olan ilgi her geçen gün artmaktadır. Bunun bir sonucu olarak adeziv diş hekimliğinde gün geçtikçe çok önemli gelişmeler gözlenmektedir.<sup>(1)</sup>

Kompozit rezin materyallerinin diğer dolgu materyallerine göre minimal madde kaybı ve üst düzey estetik sağlayabilme gibi önemli avantajlarının yanında teknik hassasiyet gerektirmesi ve polimerizasyon büzülmesi gibi önemli dezavantajları mevcuttur. Kompozit rezinlerin polimerizasyonları esnasında meydana gelen büzüleme diş dokusu ile kompozit rezin arasındaki adezyonu zayıflatarak mikrosızıntıya neden olmaktadır.<sup>(2)</sup> Oluşan bu mikrosızıntı; restorasyon hattı boyunca renklenme, post-operatif hassasiyet gibi klinik problemler oluşturabilmektedir.<sup>(2, 3)</sup> Ayrıca mikrosızıntı sonucunda diş dokusu ve rezin materyali arasına ağız içerisindeki sıvıların giriş ve çıkışı, bakterilerin bu bölgelere invaze olmalarına neden olmaktadır. Bu mikro aralığa yerleşmiş olan bakterilerin metabolik artıkları sekonder çürüklere neden olabileceği gibi, olay pulpal hastalıklara kadar ilerleyip dişin kaybına kadar gidebilmektedir.<sup>(4)</sup>

Kompozit rezinin yerleştirilme tekniğinin önemini ortaya koyan konfigürasyon faktörü; rezin esaslı restoratif materyalin uygulandığı kavite veya düzlemde adezyon sağladığı yüzey alanlarının toplamının, adezyon sağlanmayan yani serbest yüzeylerin alanlarının toplamına oranını ifade etmektedir.<sup>(5)</sup> C- faktörü ne kadar fazlaysa polimerizasyon büzülmesi o kadar fazla olacaktır. Bunun sonucunda da oluşan içsel streslerin oranı da bir o kadar artacaktır.<sup>(6)</sup>

Kompozit restorasyonun klinik başarısı için uygulama esnasında yüksek teknik hassasiyet gerektirmesi hata riskini arttırmakta, hekim ve hasta için çok fazla vakit kaybına neden olmaktadır.<sup>(7)</sup> Polimerizasyon büzülmesini en aza indirmek için uygulanan tabakalama (inkremental) tekniği de aynı şekilde vakit alan bir yöntemdir.

Ayrıca bu teknik tabakalar arasında boşluk kalması veya kontaminasyon riski taşımaktadır. Bu nedenle farklı uygulama teknikleri ve materyal içerikleri temelinde yeni arayışlara gidilmiştir. Bulk-fill kompozitler bu konudaki eksikliği tamamlayıcı bir gelişmedir.

Kompozit rezinin tek tabaka halinde uygulanması klinik açıdan çalışma kolaylığı sağlayarak, çalışma süresini azaltıp hasta konforunu arttırmaktadır.<sup>(8)</sup> Kompozitlerin tek aşamada uygulanabilmesi, tabakalama tekniğine göre daha başarılı bir adaptasyon sağlamakta tabakalar arasında boşluk kalması sonucu oluşabilecek porözite riskini de en aza indirmektedir.<sup>(9)</sup> Günümüzde geleneksel kompozit rezinlerin organik bileşenlerinde yapısal değişikliğe gidilerek ormoser içerikli restoratif materyaller geliştirilmiştir. Bunlar hibrit kompozitler kadar doldurucu içermemesine rağmen eş değer polimerizasyon büzülmesi göstermektedir. Ayrıca yapısı itibariyle yüksek biyo-uyumluluk ve aşınma direnci gibi önemli avantajları da mevcuttur.<sup>(10, 11)</sup>

Gün içinde ağız içerisine alınan gıdalar diş dokularında sürekli sıcaklık değişimlerine neden olmaktadır. Diş dokusu ve kompozit rezinlerin genleşme ve büzülme katsayılarının farklı olması, oluşan sıcaklık değişimlerinde restorasyon diş dokusu arasında stres birikmesine neden olmaktadır. Biriken bu stresler zaman içerisinde ara yüzdeki bağlantıyı bozarak mikrosızıntının oluşmasını hızlandırmaktadır.<sup>(1, 12, 13)</sup>

Bu bilgiler ışığında çalışmamızın amacı; büyük azı dişlerde açılan standart (3mm x 3mm x 4mm) Black I kavitelerde inkremental ve bulk-fill uygulama teknikleri kullanılarak hazırlanan bazı güncel kompozit restoratif materyallerin termal döngü ile yaşlandırılması sonrası restoratif materyal diş ara yüzünde meydana gelen mikrosızıntılarının in vitro ortamda incelenmesidir.

## 2. GENEL BİLGİLER

Diş hekimliğinde uygulanan restorasyonların, biyolojik uyumu veya mekanik başarısının önemi kadar estetik görünümünün de kişinin ruh sağlığı açısından kayda değer etkileri olduğu düşünülmektedir.<sup>(14)</sup> Ayrıca amalgam dolgu materyalinin olumsuz özellikleri sebebiyle oluşan kaygılar, koruyucu tedavinin ön plana çıkması ve yaygınlaşması ile ön grup dişler başta olmak üzere arka grup dişlerde de kompozit restoratif materyallerinin amalgam dolgu materyaline karşı iyi bir alternatif olarak kullanımı yaygınlaşmıştır.<sup>(15)</sup>

### 2.1 Kompozit Restorasyonların Tarihçesi

Asitle pürüzlendirme tekniği adeziv diş hekimliğinde kompozit rezinlerin temelini oluşturan önemli bir gelişmedir. Buonocore, bu tekniği 1955 yılında ilk gerçekleştiren kişidir.<sup>(16)</sup> 1962 yılında Dr. Bowen'in mineye bağlanabilen bağlayıcı ajanlar geliştirmesi ile birlikte kompozit rezinler diş dokularına tutunabilmeye başlamıştır.<sup>(16)</sup> Kimyasal polimerizasyon gösteren bu kompozit rezinlerin ön grup diş restorasyonlarında kullanılması tavsiye edilmiştir. Geliştirilen bu kompozit materyallerin büyük doldurucu parçacıklarının olması ve doldurucu oranlarının düşük olması cilalanabilirliklerini olumsuz yönde etkilemiş, yapılan restorasyonlarda zamanla belirgin renklenmeler görülmüştür.<sup>(17)</sup>

Işıkla polimerize olan kompozitlerin 1970'de klinik kullanıma dâhil edilmesiyle birlikte kompozit gelişim sürecinde büyük bir adım atılmıştır. Çalışmalar sonucunda elde edilen bilgiler doğrultusunda ışıkla polimerize olan kompozitlerin renklenmelere ve aşınmalara karşı direnci kimyasal olarak polimerize olan kompozitlere göre çok daha başarılı bulunmuştur.<sup>(17)</sup> Doldurucular arasındaki aralığın azaltılması ve daha küçük boyutlara sahip doldurucuların ilave edilmesi kompozit rezinin aşınma direncini ve dayanıklılığının artırılmasını sağlayan gelişmelerdir.<sup>(18-21)</sup>

1970'lerde elektromanyetik radyasyonla polimerize olan kompozit rezin materyaller geliştirilse de bunların hazırlanması sırasında ortaya çıkabilecek riskler sebebiyle rağbet görmemiştir. İlk geliştirilen kompozitlerde, polimerizasyonun sağlanması için ultraviyole ışığın (365 nm) yeterli olduğu düşünülmüştür. Fakat bu ışık derinlemesine polimerizasyon yapmadığı, yüzeysel seviyede etki gösterdiği ve iatrojenik yan etkileri nedeniyle uzun ömürlü olmamıştır. Halen kullanılmakta olan

görünür ışık ile polimerizasyon (427-491 nm) ultraviyole ışık ile polimerizasyonun yerini almıştır.<sup>(22)</sup>

Kompozitlerin gelişimi ile birlikte doldurucu parçacık miktarını azaltıp, partikül boyutlarını küçültülerek daha fazla aşınma direnci gösteren kompozit rezin materyaller üretilmiştir. Ayrıca kompozit rezin restorasyonların parlatılabilirliği de önemli derecede artış göstermiştir. İlerleyen yıllarda doldurucu parçacıklar daha da küçültülerek değişik parçacık boyutlarına sahip hibrit tip kompozitlerin ortaya çıkmasına yol açmıştır. Bu kompozitler 1980 yıllarında kullanılmaya başlanmıştır.<sup>(21, 23)</sup>

## **2.2 Kompozit Resinlerin Yapısı**

Kompozit terminolojik olarak; kimyasal, fiziksel olarak farklı yapı ve özelliğe sahip en az iki maddenin birleşimi olarak ifade edilmektedir.<sup>(24, 25)</sup> Kompozit resinler kimyasal açıdan temel olarak birbirinden tamamen farklı üç ana bileşenden oluşmaktadır. Bunlar; organik matriks (taşıyıcı faz), inorganik doldurucu partiküller (dağılan faz), ara fazdır (bağlayıcı faz). Bunlara ilaveten ultraviyole stabilizatörleri polimerizasyon inhibitörleri, inisiyator-akselerator sistemleri, renk pigmentleri gibi ürünler kompozit resin içerisinde yer almaktadır.<sup>(21, 26)</sup>

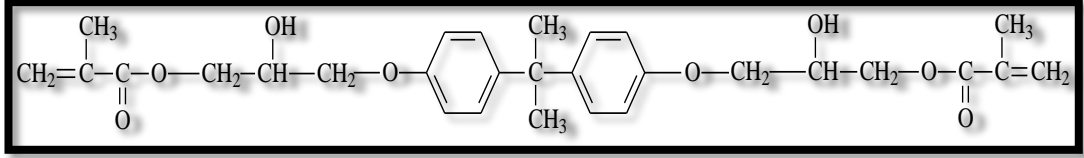
### **2.2.1 Organik Matriks**

Organik matriks kompozit resinlerin yüzdesel olarak en büyük kısmını oluşturmaktadır ve kompozit resinin polimerizasyon büzülmesinde etkili faktördür. Kompozit içeriğinde organik matriks miktarı arttıkça polimerizasyon büzülmesi de anlamlı bir şekilde artış göstermektedir.<sup>(20)</sup> Organik matriksin polimerizasyonu materyalin sert bir yapı haline dönüşmesini sağlar. Organik matriks miktarının arttırılması ısı iletimini engelleyerek ısı iletkenliğini de düşmektedir.<sup>(19, 21)</sup> Organik matriksin en önemli parçasını monomerler oluşturur. Geçmişten günümüze en çok kullanılan monomerler metilmetakrilat esaslı monomerdir.<sup>(21)</sup>

### **Dimetakrilatlar**

Kompozit resinlerin büyük bir bölümü aromatik veya alifatik diakrilat olan monomerler içermektedir.<sup>(27)</sup> Günümüz kompozit resinlerinde Bis-GMA en çok tercih edilen monomerdir.<sup>(21)</sup>



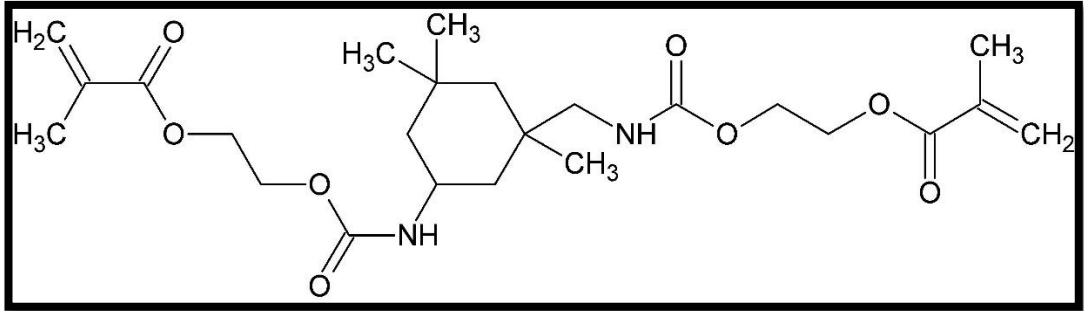


Şekil 2.1 Bis-GMA'nın yapı formülü.

Standart bir kompozitin hemen hemen %20'sini meydana getirmektedir. Bis-GMA, bifonksiyonel aromatik bir yapıya sahip biglisidil metakrilattır. Glisidil metakrilat ile bisfenol A bir araya gelerek Bis-GMA'yı oluşturmaktadır.<sup>(21, 25, 28-30)</sup> Molekülün önemli iki grubu vardır. Bunlar yapısına sertlik katan iki fenil grubu ve moleküller arasında hidrojen bağı oluşmasını sağladığı düşünülen hidroksil gruplarıdır.<sup>(28)</sup>

Bis-GMA büyük moleküler hacmi ve kimyasal yapısı nedeniyle metil metakrilatlardan üstün özelliklere sahiptir. Bu kimyasal yapısı sayesinde düşük uçuculuk, düşük polimerizasyon büzülmesi, daha hızlı sertleşme ve daha sert bir yapısının olması gibi özellikler sağlar.<sup>(31)</sup> Kıvamının yoğun olması, renklenmeye yatkın olması ve sert bir yapıya sahip olması ise molekülün olumsuz özellikleridir.<sup>(29)</sup>

Daha sonraki süreçte organik matriks olarak üretan dimetakrilat (UDMA) kullanılmaya başlanmıştır.<sup>(25)</sup>

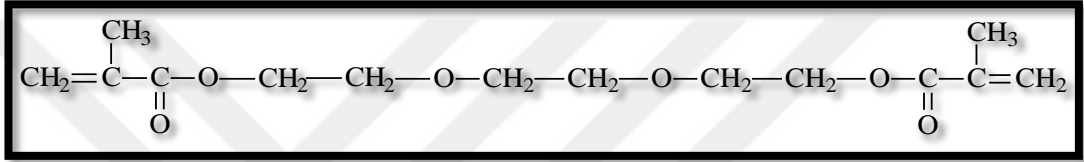


Şekil 2.2 UDMA'nın yapı formülü.

UDMA, Bis-GMA'ya göre daha düşük vizkoziteli bir yapıya sahiptir. Ayrıca renklenmeye karşı daha dirençli bir yapıda olduğu iddia edilmektedir.<sup>(30)</sup> UDMA'nın, Bis-GMA'ya göre daha düşük viskoziteye sahip olması düşük molekül ağırlıklı monomerlerin ilave edilmesine ihtiyaç oluşturmaz ve daha fazla doldurucu eklenmesine imkân sağlar ancak polimerizasyon büzülmesi açısından önemli bir avantaj sağladığı düşünülmektedir.<sup>(25, 32)</sup>

## Seyreltici Monomerler

Seyreltici monomerler kompozit rezinlerin yoğunluk ve kıvamını ayarlamak için kullanılmaktadırlar. Bu şekilde klinik açıdan işlenebilirlik ve manipülasyon kolaylığı sağlamaktadır. Kompozit rezine katılan doldurucu miktarını artırır, ayrıca kompozit rezinin daha esnek bir yapıda olmasını sağlar.<sup>(27, 32, 33)</sup> Fakat düşük molekül ağırlıklı bu tür monomerlerin kompozit rezine katılması, yoğunluğunu azaltırken polimerizasyon büzülmesini anlamlı bir şekilde arttırmaktadır. Bu nedenle, seyreltici monomerlerin kullanılması yapıya katılan monomer miktarını sınırlamaktadır.<sup>(27)</sup> En çok kullanılan seyreltici monomer trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ve dietilen glikol dimetakrilatdır.<sup>(24, 26, 27, 33)</sup>



Şekil 2.3 TEGDMA'nın yapı formülü.

TEGDMA molekülünün tüm uç bölgelerinde metakrilat grupları yer almaktadır. Bu sayede diğer molekül gruplarıyla çapraz bağ oluşturabilmektedir. Sert olmayan bir zincir yapısında olup, OH grupları yer almaz.<sup>(34)</sup>

### 2.2.2 İnorganik Doldurucu Partiküller

Kompozit rezinlerin matrisi içerisine birbirinden farklı boyut ve şekillerde olan lityum alüminyum silikat, koloidal silika, kristalin silika (kuartz), borosilikat cam, itriyum cam, baryum, çinko, stronsiyum, baryum alüminyum silikat gibi inorganik parçacıklar yer almaktadır.<sup>(19, 21)</sup>

Silika parçacıkları kompozitin fiziksel özelliklerini artırarak, mekanik açıdan güçlendirir. Ayrıca fiziksel özelliğinden dolayı ışığı geçirip, çevreye yayar. Bu sayede kompozitin optik özelliklerini geliştirerek mineye benzer yarı şeffaf bir yapı oluşturur.<sup>(24)</sup> Baryum, çinko, itriyum ve stronsiyum kompozit rezinin yapısına radyopaklık katar.<sup>(11)</sup> Baryum cam en çok kullanılan doldurucu partiküllerinden biridir.<sup>(21)</sup> Ayrıca kompozit rezinlerin yapısına doldurucu olarak itterbiyum florür katılarak materyale florür salınım özelliği de kazandırılabilir.<sup>(24)</sup>

Nanoteknolojinin gelişmesi kompozit rezinlerin de nano boyutlarda inorganik doldurucuların kullanılmasına imkan sağlamış, doldurucu oranının %80'lere kadar çıkarılmasını mümkün kılmıştır.<sup>(26)</sup>

### **2.2.3 Ara Faz**

Kompozit rezinlerin, inorganik doldurucu ile organik matriksi bir arada tutmasını sağlayan bölüme ara faz denilmektedir. Organik yapı ile inorganik yapı arasındaki bağlanma silisyum hidrojenli bileşikler (silan, organosilan) aracılığıyla gerçekleştirilmektedir.<sup>(32)</sup>

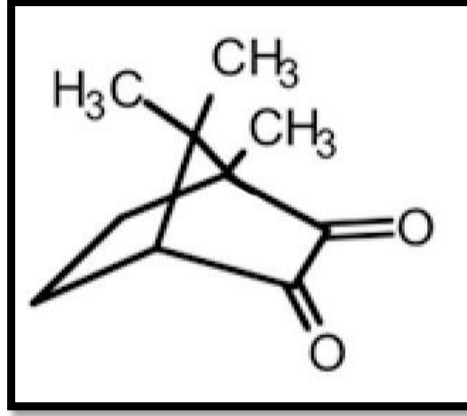
Bifonksiyonel yapıya sahip olan bu molekülün bir tarafındaki metoksi grupları, inorganik moleküllerin hidroksil grupları ile reaksiyona girerken, molekülün diğer tarafındaki bağlayıcılar, doymamış çift bağları aracılığıyla organik matriksine kovalent bağ ile bağlanır.<sup>(24, 35)</sup> Bu sayede organik ve inorganik moleküllerin birbirine bağlanması sağlanarak suya karşı direnç gösterebilen bir rezin elde edilmiş olur.<sup>(19)</sup>

### **2.2.4 Diğer Bileşenler**

İnisiyatörler, rezinin polimerize olabilmesi için gerekli olan serbest radikallerin oluşmasını sağlayan, polimerizasyon başlatıcı olarak da ifade edilen kompozit rezinin bir bileşenidir.<sup>(32, 35)</sup>

Kompozit rezinlerin klinik kullanımında polimerizasyonun istenildiği zaman gerçekleşmesini sağlayan ve polimerizasyonu hızlandırma etkisi olan kompozit rezin bileşenine aktivatör denilmektedir.<sup>(8, 26)</sup>

Işıkla polimerize olan kompozitlerde inisiyatör olarak foto inisiyatörler kullanılmaktadır. Kamferokinon alfa diketon yapısında olan bir foto inisiyatördür. Yaklaşık olarak 468 nm dalga boyundaki ışığa maruz kaldığında foto inisiyatör uyarıcı, ek polimerizasyonu başlatan serbest radikalleri oluşturmak için amin ile etkileşime girmektedir.<sup>(8, 27, 36, 37)</sup>



Şekil 2.4 Kamferokinon'un yapısal formülü.

Dimetakrilat monomerlerinin istenmeyen polimerizasyonunu önlemek ya da en asgari seviyeye taşımak için rezin yapısına katılan bileşiğe inhibitör denilmektedir.<sup>(21)</sup> Bu şekilde rezinin kimyasal dayanıklılığı ve raf ömrü arttırılmaktadır.<sup>(26)</sup> İnhibitörler serbest radikallerle reaksiyona girerek, serbest radikallerin aktivitesini durdurup, zincir reaksiyonun oluşmasını engelleyerek etki gösterirler.<sup>(27)</sup> İnhibitör olarak genelde hidrokinonun monometileleri kullanılmaktadır, ancak bu inhibitör istenmeyen renk değişimlerine sebep olabilmektedir.<sup>(26, 27)</sup>

Ultraviyole ışıklarının dalga boylarını emerek renklenmeyi engelleyip, rengin kalıcılığını sağlayan bileşiklere ultraviyole stabilizatörü denilmektedir.<sup>(35)</sup> En çok kullanılan ultraviyole stabilizatörü ise 2-hidroksi-4- methoksi benzofenondur.<sup>(26, 35)</sup>

Klinikte kullanılan kompozit rezinlerin estetik açıdan mine ve dentin dokusunun görünümünü taklit edebilmesi için yapısına farklı ve az miktarlarda organik ve inorganik pigmentler ilave edilmektedir.<sup>(27)</sup> Bu amaçla en çok alüminyum oksit, titanyum dioksit gibi etkili opaklaştırıcılar kullanılmaktadır.<sup>(27, 35)</sup>

### 2.3 Kompozit Rezinlerin Özellikleri

Adeziv diş hekimliğinin gelişmesiyle birlikte kompozit rezin materyaller alanında da fiziksel ve mekanik özellikler açısından önemli başarılar elde edilmiştir. Klinik olarak kullanılan kompozit rezinlerin tüm özelliklerinin (termal genleşme, su emilimi, aşınma direnci, yüzey özellikleri, radyo-opasite, optik özellik, elastik modülü, çözünürlük, mekanik direnç) en üst seviyede olması arzu edilmektedir. Tüm teknolojik gelişmelere rağmen henüz böyle bir restoratif materyal geliştirilememiştir.<sup>(20, 21)</sup>

### 2.3.1 Termal Genleşme

Sıcaklığı artırılan bir maddenin hacminin veya uzunluğunun değişmesi olayına genleşme denilmektedir.<sup>(38)</sup> Termal genleşme katsayısı ( $\alpha$ ) ise bir maddenin ısı etkisiyle genleştiği miktarın belirlenmesi için kullanılan katsayıya denilmektedir.<sup>(38)</sup> Birim hacimdeki bir maddenin birim sıcaklık değişiminde, hacmindeki değişme miktarı olarak tanımlanır.<sup>(25)</sup> Kompozit rezinlerin boyutsal termal genleşme katsayı aralığı  $25-68 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  iken bu değer dentin dokusunda  $8,3 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  minede  $11,4 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ 'dir.<sup>(25)</sup>

Bütün kompozitlerin termal genleşmesi ortalama diş dokularından üç kat daha fazla olduğundan, ısısız değişimler esnasında diş dokusu ve rezin materyal arasındaki bağlantı olumsuz yönde etkilenmektedir. Bu nedenle kullanılan materyallerin mümkün olduğunca diş dokularının termal genleşme katsayılarına yakın olmaları arzu edilmektedir. Ağız içerisinde tekrarlayan sıcaklık değişimleri zaman içerisinde restoratif materyalle diş dokusu arasında stres birikimine sebep olur. Bu durum adeziv bağlantıyı olumsuz etkiler.<sup>(20, 21, 25)</sup>

### 2.3.2 Su Emilimi

Çoğu kompozit rezinlerde polimerizasyondan 15 dakika sonra higroskopik genleşme başlamaktadır.<sup>(25)</sup> 4 gün sonra genleşmenin büyük bir kısmı tamamlanırken, 7 gün sonra bu genleşme dengeye ulaşmaktadır.<sup>(25)</sup> Absorbe edilen su miktarının artması kompozit rezinin higroskopik genleşmesini de arttırmaktadır.<sup>(25)</sup>

Su emiliminin kompozitlerin mekanik dayanıklılığını olumsuz yönde etkilemesinden dolayı hidrofobik özelliklerinin gelişmiş olması gerekmektedir. Yapılan araştırmalarda UDMA matriksli rezinlerin Bis-GMA rezinli matrikslere oranla su absorpsiyonunun daha az olduğunu, ayrıca hidroksil grup içermeyen TEGDMA monomerlerinin ise eter bağları sebebiyle suya karşı affinitesinin fazla olduğu tespit edilmiştir.<sup>(21)</sup>

### 2.3.3 Aşınma direnci

Klinik koşullar altında yapılmış kompozit rezin restorasyonların yüzeylerinde karşıt dişler ile çok sayıdaki temasların, yiyecek parçacıklarının ve oral sıvıların etkisiyle kompozit restorasyon yüzeylerinde aşınmalar ve bozulmalar meydana gelmektedir.

<sup>(25)</sup>

Kompozitdeki doldurucu parçacıkların boyutu, miktarı ve şekilleri materyalin aşınma direncini direkt etkilemektedir.<sup>(20)</sup> Kompozitlerin aşınma direnci genel anlamda kabul edilebilir seviyededir.<sup>(20)</sup> Bütün bunlara rağmen amalgam restorasyonun aşınma direnci seviyesine gelmese de çok ciddi bir fark yoktur.<sup>(39, 40)</sup>

### **2.3.4 Yüzey Yapısı**

Dental materyallerin yüzeylerinde bakteriyel adezyon ve biyofilm formasyonu oluşumunda çok sayıda faktör vardır. Abrazyon, erozyon gibi etkenler, karyojenik bakterilerin ürettikleri asitler ve tükürüğün hidroliz etkisi sonucunda rezin restorasyonlarda bozulmalar görülmektedir.<sup>(25)</sup> Yetersiz polisaj işlemleri rezin restorasyonlar üzerinde biyofilm tabakası oluşumuna zemin hazırlamaktadır. Ayrıca polimerizasyonu yetersiz olmuş ve biyolojik yıkıma uğramış rezinler oral bakteri gelişimini tetikleyici etki gösterebilmektedirler.<sup>(25)</sup> Bu nedenle kompozitin yüzey pürüzsüzlüğü yumuşak dokuların ve diş etinin sağlığı açısından önemlidir.<sup>(20)</sup> Ağız içerisinde her zaman pürüzsüz bir materyal olması istenilmektedir. Materyalin doldurucusu ne kadar çok küçülürse parlatılabilirliği de o kadar artmaktadır.<sup>(21)</sup> Bu sayede estetik özellikleri olumlu etkilenecektir.<sup>(20, 21)</sup>

### **2.3.5 Radyo Opasite**

Radyografi, çürüğün teşhisinden, restorasyonun bütünlüğüne hatta sağlıklı dokuyu ayırt etmeye kadar giden yardımcı bir teşhis aracıdır. Bu nedenle Radyo-opasite tanı ve teşhis için çok önemlidir.<sup>(20, 21)</sup>

Kompozitin düşük radyo opasitesi nedeniyle mine ve kompozit marjinlerini radyografik olarak ayırt etmek çok zordur.<sup>(25)</sup> Modern kompozitlerde yapılarına cam atomlarının yanında, atom numarası yüksek olan baryum, itriyum, stronsiyum ve zirkonyum gibi inorganik doldurucular katılmaktadır.<sup>(25)</sup> Bu doldurucular termal genişmeyi ve ara faz ajanlarını yıkıma uğratması nedeniyle sınırlı kullanımına yol açmaktadır.<sup>(21)</sup>

### **2.3.6 Elastik Modül**

Bir maddenin elastikiyet ölçüsü, elastik modülü olarak da adlandırılan elastik modül (Young modülü) terimi ile tanımlanır.<sup>(25)</sup> Bir materyalin elastik özellikleri, materyalin temel özelliklerini temsil eder. Maddenin atomlar arası veya moleküller arası kuvvetleri elastikiyet özellikleriyle yakından ilişkilidir.<sup>(25)</sup> Materyalin atomik

düzye de temel çekim kuvvetleri ne kadar güçlü olursa, elastik modülün değeri o kadar büyük olur ve materyal daha katı veya sert olur.<sup>(25)</sup> Bu özellik materyalin içindeki çekim kuvvetleri ile ilgilidir. <sup>(25)</sup> Düşük elastik modülüne sahip materyaller daha esnek bir yapı sergilerler. <sup>(20)</sup>

### **2.3.7 Çözünürlük**

Restoratif materyalin ağız içerisinde maruz kalınan ısı ve sıvılar sebebiyle birim yüzey alanından kaybedilen kütle, çözünürlüğün göstergesidir.<sup>(20, 21, 25)</sup> Kompozitlerin suda çözünürlüğü 0,25-2,5 mg/mm<sup>3</sup> arasında değişir.<sup>(25)</sup> Kompozit rezinlere uygulanan ışık yoğunluğunun ve süresinin az olması, özellikle yüzeyden daha derinlerde kompozitin polimerizasyonun yetersizliğine neden olabilir. Yeterli bir polimerizasyon yapılmamış kompozit rezin aşınma, çözünme, renklenme problemleri doğurmaktadır.<sup>(20, 21)</sup> Yeteri kadar polimerize olmuş kompozitlerin, klinik olarak erken renk değişimi göstermesi, fazla miktarda su emme ve çözünürlüğe sahip olduğunu göstermektedir.<sup>(25)</sup>

İyi bir şekilde polimerize olmuş kompozit rezinler yapısında artık monomer miktarının az olmasından dolayı klinik açıdan anlamsal bir çözünme göstermezler.<sup>(20, 21)</sup>

### **2.4 Kompozit Resin Esaslı Materyallerin Kullanım Alanları**

Restoratif diş hekimliğinde amaç; var olan diş dokularının mümkün olduğu kadar korunması ve sağlığının devam ettirilmesidir. Bu açıdan en önemli aşama teşhisin doğru konmasıdır. Eksiksiz bir tedavi uygulandıktan sonra restore edilen diş, doğal görünümü yeniden kazanmalıdır. Bu nedenle kompozit resin restoratif materyallerinin kullanım alanına uygun olarak seçilmesi önem arz etmektedir. Kompozitlerin kullanım alanları ise şu şekilde sıralanabilir.<sup>(19-21)</sup>

- Black III, Black IV, Black V, Black VI oklüzal genişliği tüberküller arası mesafenin 1/3'ünü aşmayan Black I restorasyonlarda, gingival sınırı dişeti seviyenin altında olmayan arka grup Black II restorasyonlarda teknik kurallar uygulandığı sürece kompozit resin restorasyonlar rutin olarak kullanılabilir.

- Post ve kor yapımında, yapıştırma materyali olarak; porselen veneerlerin, inley ve onleylerin, ortodontik braketlerin yapıştırılmasında kullanımı uygundur.
- Mine defektleri ve hipoplazilerin düzeltilmesinde, abrazyon ve erozyona uğramış servikal lezyonlarda, kırık dişlerin tedavisinde, kırılmış kronların faset tamirinde, tetrasiklin ve florozis gibi diş renklenmelerin tedavisinde kompozit rezinler kullanılmaktadır.
- Geçici kron restorasyonların hazırlanmasında, ekonomik amaçla geride kalmış zayıf ve güçsüz diş yapılarını güçlendirerek bazı büyük geçici restorasyonların yapımında yine kompozit rezinler tercih edilebilir.
- Direkt ve indirekt yöntemle ön grup dişlerde veneer olarak, arka grup dişlerde ise inley ve onley yapımında kompozit rezinlere başvurulmaktadır.
- Mobilitesi olan dişlerde periodontal spint amaçlı kullanım alanları da vardır.
- Ayrıca diestemaların kapatılması işleminde, kron restorasyon için alt yapı olarak hizmet edebilecek bazı uygulamalarda ve uygulama prosedürünün imkân verdiği tüm estetik amaçlı restorasyonlarda kullanılmaktadır.

Bu geniş kullanım alanlarına rağmen, kompozit rezin materyaller uygulanırken teknik hassasiyetleri göz önünde bulundurulmalı, materyalin özellikleri ve sınırlamaları iyi bilinmelidir.<sup>(19-21, 25)</sup> Örneğin;

- Kavite preperasyonunun yapıldığı bölge tam olarak izole edilemiyorsa;
- Kapanış bozukluğuna bağlı olarak restorasyon yapıldığı kısımlarda ağır okluzal kuvvetlere maruz kalınıyorsa;
- Bütün okluzal kontak noktalarının sadece kompozit üzerinde olduğu durumlarda;
- Restorasyonun kök yüzeyine uzandığı durumlarda, restorasyonun tamamını kompozit rezin ile yapılması planlanıyorsa;

başarısızlık oranının yüksek olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.<sup>(19-21, 25, 41, 42)</sup>

## **2.5 Restoratif Diş Hekimliğinde Kompozit Rezin Restorasyonlar**

Artan estetik kaygılara paralel olarak estetik açıdan başarılı sonuçlar veren kompozit rezin restorasyonların kullanımı her geçen gün artmaktadır. Kompozit restorasyonun en önemli avantajlarından birisi estetik başarısıdır. Minimal invaziv tedavinin ana prensibi olan sağlıklı diş dokuların mümkün olduğunca korunması kompozit rezin



restorasyonlarla sağlanabilmektedir.<sup>(20, 21)</sup> Kompozit rezinler için hazırlanan kavite preperasyonlarında belirli bir kavite genişliği ve şekli aranmadığı gibi, üniform bir derinliğe de ihtiyaç duyulmaması ayrıca genellikle mekanik tutuculuğun gerekli olmaması da kompozit rezinler için önemli bir avantajdır. Bunlara ilaveten kolay kavite preperasyonu, yalıtkan özellik, düşük termal iletkenlik, üniversal kullanım, tamir edilebilme özelliği ve diş yapısına bağlanarak iyi bir retansiyon sağlanması, düşük mikrosızıntı, minimal renklenme ve kalan diş dokusuna destek sağlaması kompozit rezinin diğer avantajlarını oluşturmaktadır.<sup>(20, 43)</sup>

Buna karşın kompozitin temel dezavantajı potansiyel aralık (gap) oluşumu ve uygulamanın teknik hassasiyet gerektirmesidir. Polimerizasyon büzülmesi nedeniyle özellikle kök yüzeyinde meydana gelebilecek bağlanma başarısızlığı post-operatif hassasiyet ve bakteriyel kolonizasyonuna neden olabilir.<sup>(2, 3)</sup> Amalgama kıyasla uygulaması zor, zaman alıcı ve maliyetlidir. Yerleştirmesi amalgama göre daha fazla teknik hassasiyet gerektirir. Bitirme işlemleri ve polisajı zaman alıcı ve uğraştırıcıdır. Konturlama işlemi de amalgama göre daha zordur.<sup>(11, 19-21, 25)</sup>

Çalışma bölgesinin izolasyonu, asit, primer ve adeziv uygulanması teknik hassasiyet gerektirir. Yüksek oklüzal stres alanlarında ve dişin oklüzal kontak noktalarının tamamına restorasyon üzerinde olması oklüzal aşınma ve restorasyonun kırılması gibi olumsuzluklar meydana getirebilir. Diğer taraftan ısıl genişlemenin fazla olması marjinal bölgelerde bağlantıyı olumsuz etkileyecektir.<sup>(20)</sup> Hatta yetersiz bir adezyon mevcutsa marjinal sızıntı ile sonuçlanması kaçınılmazdır.<sup>(19-21)</sup>

## **2.6 Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması**

Kompozit resinlerin çok çeşitli sınıflandırmaları mevcuttur. Fakat güncel ve en fazla kullanılan sınıflandırma şekli inorganik doldurucu partikül büyüklükleri ve yüzdelere göre yapılmış sınıflamadır. Ayrıca polimerizasyon şekilleri, doldurucu partikül türüne ve vizkozitelerine göre de sınıflandırılırlar. İlgili sınıflandırmalar Tablo 2.1’de gösterilmiştir.<sup>(19-21, 35, 44)</sup>

### **Homojen Dolduruculu Kompozitler**

Polimerize partiküller içermeyen, yalnızca silanizasyon işlemi yapılmış doldurucular içeren kompozitlere homojen kompozit denilmektedir.<sup>(21)</sup> Homojen dolduruculu kompozitlerde doldurucu ebatları aynıdır. <sup>(21, 35, 44)</sup>

### **Hibrit Dolduruculu Kompozitler**

Farklı büyüklükte doldurucu partiküller içeren kompozitlerdir.<sup>(45)</sup> Her iki farklı doldurucu partikülün avantajlarını bir araya getirmek amacıyla geliştirilmiştir.<sup>(45)</sup> Küçük boyutlarda dolduruculara sahip kompozitlerin gösterdiği iyi parlatalabilir bir yüzeye sahip olmasının yanında, büyük boyutlarda dolduruculara sahip kompozitlerin de artmış mekanik özelliklerini taşımaktadırlar. Mikrofil kompozitlere eş değerde sayılabilecek estetik görüntü sağlaması sebebiyle ön grup restorasyonlarda kullanılmaktadır.<sup>(20, 21, 45)</sup>

Hibrit kompozitlerde isimlendirme, yüzdesi en fazla olan partiküllerin adına göre yapılmaktadır.<sup>(21)</sup> Çünkü içerisinde çeşitli boyutlarda doldurucuları vardır. Örneğin nanohibrit kompozit rezin ifadesinde, içerisinde bulunan doldurucu miktarının en fazla oranını nano boyutunda (0.005 - 0.01  $\mu\text{m}$ ) doldurucunun oluşturduğunu göstermektedir.

### **Heterojen Dolduruculu Kompozitler**

İçerisinde daha önceden polimerizasyon işlemi tamamlanmış kompozit partikülleri veya farklı doldurucu monomerleri yer almaktadır.<sup>(20)</sup> Fiziksel özellikleri açısından diğer rezinlere göre daha avantajlıdır. Ön ve arka grup dişler olmak üzere bütün restorasyonlarda kullanılabilen bir kompozit türüdür.<sup>(20)</sup> Daha iyi polimerize olmasından dolayı biyolojik üstünlüğü bulunmasının yanında, polimerizasyon yetersizliğinden kaynaklanan meydana gelen bütün istenmeyen sonuçları azaltabileceği gibi tamamen ortadan da kaldırabilmektedir. Bunun yanı sıra daha önceden polimerize edilmiş doldurucu içermesi, organik matrisle olan bağının daha zayıf olmasına neden olmaktadır.<sup>(20, 21)</sup>

İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüğü ve Yüzdelerine Göre		
Rezın	Partikül büyüklüğü (µm)	Partikül yüzdesi (% ağırlık)
Megafil	50 - 100 µm	
Makrofil	10 - 100 µm	%70-80
Midifil	1 - 10 µm	%70-80
Minifil	0.1 - 1 µm	%75-85
Mikrofil	0.01 - 0.1 µm	%35-60
Hibrit	0.04 - 1 µm	%75-80
Nanofil	0.005 - 0.01 µm	%80-90
Polimerizasyon Yöntemlerine Göre		
Mor ötesi ışığı (UV) ile polimerize olan kompozit rezinler		
Işık aktivasyonu ile polimerize olan kompozitler (Light-cured)		
Kimyasal ve ışık aktivasyonu yolu ile polimerize olan kompozitler (Dual-cured)		
Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinler (iki bileşenli sistemler)		
Lazer ışığı ile polimerize olan kompozit rezinler		
Vizkositelerine Göre		
Kondanse edilebilen kompozitler (Condansable-Packable)		
Akışkan kompozitler (Flowable)		
Geleneksel Kompozitler		
Doldurucu Partikül Türüne Göre Kompozit Rezınler		
Homojen dolduruculu kompozitler		
Hibrit dolduruculu kompozitler		
Heterojen dolduruculu kompozitler		

**Tablo 2.1** Kompozit rezınlerin sınıflandırılması.

## 2.7 Geliştirilmiş ve Güncel Kompozitler

Teknolojinin gelişmesiyle birlikte adeziv diş hekimliğinin temelini oluşturan kompozit rezınler büyük gelişme göstermiş ve göstermeye de devam etmektedir.

Yapılan çalışmalardan elde edilen veriler, klinik bulgular kompozit dolguların sürekli eksiklerini tamamlayıp daha iyi materyal üretmeye ve geliştirmeye sevk etmiştir.

### **2.7.1 Siloranlar**

Rezinlerin yapısına likit kristalin monomerler katılarak rezinlerin yapısı değiştirilmiştir. Bu değişimle, kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesini azaltacağı hedeflenmiştir.<sup>(46)</sup>

Her açıdan ağır şartlara sahip ağız içerisinde, biyolojik uyum sağlayabilen bir kompozit hedeflenerek, katyonik açık zincirli monomer üzerinde çalışmalar yapılmıştır.<sup>(46, 47)</sup> Bu çalışmalar neticesinde siloksanlar ve oksiranların oluşturduğu siloran adında bir monomer ortaya çıkarılmıştır. Siloran arka grup dişlerin restorasyonlarında kullanılması amaçlanan düşük polimerizasyon büzülmesine sahip bir monomerdır.<sup>(46-48)</sup>

Siloran monomerler hidrofobik yapısından dolayı kompozit rezinin su emilimini engelleyerek, restorasyonun uzun süre bozulmadan ağızda kalmasına olanak sağlar. Bu sayede renklenme konusunda da üstün özellik sergiler.<sup>(46-48)</sup>

Kompozit rezinlerin estetik ve mekanik dayanıklılık açısından içerisinde bulunan inorganik doldurucuların boyutları ve miktarları önemlidir.<sup>(46)</sup> Siloran içerikli kompozitlerde de boyutları 0,5 µm geçmeyen kuartz doldurucular bulunmaktadır.<sup>(46)</sup>

### **2.7.2 İyon Salınımı Yapabilen Kompozit Rezinler**

Kompozit içerisine ilave edilen özel bileşiklerden bazı fonksiyonel iyonlar salınmaktadır. Bunlar florür, kalsiyum ve hidroksil iyonlarıdır.<sup>(49)</sup> Salınan bu iyonların mikroorganizmalar ve açığa çıkarmış oldukları asitler üzerinde etki göstermesi amaçlanmıştır.<sup>(49)</sup> Bu sayede yapılan restorasyonla diş dokusu arasında oluşan demineralizasyonu durdurarak sekonder çürük oluşumunun engellenmesi hedeflenmiştir. Salınan bu iyonların miktarı ağız ortamındaki H<sup>+</sup> iyonlarına bağlıdır. pH değerine bağlı olarak, restoratif materyalden florürün yanında hemen hidroksil ve kalsiyum iyonları salınır. Dental plakta aktif mikroorganizmaların neden olduğu düşük pH değerlerinde fonksiyonel iyon salınım hızı artar. Florür iyonları, demineralizasyonu engellediği gibi remineralizasyonu teşvik etmeye ve bakteriyel büyümeyi inhibe etmeye yardımcı olmaktadır.<sup>(49)</sup>

### 2.7.3 Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezinler

Bu kompozitler iki yapıdan meydana gelmektedir. Alt yapısını cam, karbon veya polietilen yapıdaki fiber oluştururken, dış yapısını ise mikro veya hibrit dolduruculu parçacıklar meydana getirir.<sup>(50)</sup> Polimer veya rezin yapısındaki organik matriksin içerisine fiberler gömülmüş bir şekilde yer almaktadır.<sup>(51)</sup> Bu şekilde matriks yapı fiberin nemden etkilenmesini önlemekte, ayrıca gelen kuvvetleri fiber yapıya ileterek kuvvetlerin emilmesini sağlamaktadır.<sup>(51)</sup>

Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin asıl amacı mekanik direnç sağlamak olduğundan yoğun stres altında kalan arka grup dişlerin restorasyonlarında kısa fiberle güçlendirilmiş kompozitler kullanılabilir.<sup>(52, 53)</sup> Diğer kompozitlerle karşılaştırıldığında polimerizasyon büzülmesi de dahil olmak üzere bir çok mekanik özellikleri geliştirilmiştir.<sup>(52, 53)</sup> Bu kompozitler tek tabaka halinde uygulandıktan sonra üzerine konvansiyonel kompozit yerleştirilerek restorasyon tamamlanmalıdır.<sup>(54)</sup>

### 2.7.4 Akışkan Bulk-fill Kompozit Rezinler

Düşük viskoziteye sahip akışkan kompozitler, klinikte uygulama açısından kolaylık sağlayan bir materyaldir. Sahip olduğu akıcılığı sayesinde kavitedeki ulaşılamayan bölgelere veya çalışması zor dişlerin kavitelerinde avantaj sağlamaktadır. Akışkan bulk-fill kompozitler arka grup dişlerin ara yüz restorasyonlarda liner olarak kullanılarak kuvvet tamponlayıcı görev üstlenmektedirler.<sup>(55)</sup> Ayrıca yüksek esneklik gösterir, yapısı itibariyle büzülme streslerini azaltmaktadırlar.<sup>(55)</sup>

Modifikasyon yapılmış başlatıcı sisteme sahip bu kompozitler azaltılmış polimerizasyon büzülme stresine ve düşük doldurucuya sahiptir.<sup>(56)</sup> Kısa süreli aktive edilmesinden dolayı, tek seferde 4 mm kadar yeterli bir polimerizasyon göstermektedir. Ancak düşük doldurucuya sahip olması sebebiyle mekanik özellikleri direkt oklüzal kuvvetlere maruz kalacak bölgelerde yetersizdir. Bu bölgelerde en az 2 mm kadar geleneksel kompozit rezinle kapatılmalıdır.<sup>(56)</sup>

### 2.7.5 Bulk-fill Kompozit Rezinler

Yakın zamanda kullanıma sunulan bulk-fill kompozit rezinler, modifikasyon yapılmış başlatıcı sisteme sahip olmalarından dolayı düşük büzülme stresleri göstermektedirler.<sup>(57)</sup> Bu kompozit rezinler 4 mm'ye kadar kalınlıklarda tek aşamada yerleştirilebilmektedirler.<sup>(57)</sup> Tek tabaka halinde uygulanması klinik açıdan çalışma

kolaylığı sağlayarak çalışma süresini azaltıp hasta konforunu da arttırmaktadır.<sup>(8)</sup> Bu uygulama metodu tabakalama tekniğine göre daha başarılı bir adaptasyon sağlayabilmektedir. Ayrıca tabakalar arasında boşluk kalarak poröz bir yapı olma riski en aza indirilmiş olur.<sup>(9)</sup> Bulk-fill kompozitlerde polimerizasyon büzülmesinin azalması sonucu dolgu kenarında adeziv adeziv başarı artar, arka grup dişlerde oklüzal kuvvetlere karşı mekanik direnç sağlanır, polisaj işlemi sonrasında iyi bir parlaklık, estetik bir görüntü elde edilebilir.<sup>(58)</sup> Çalışma ortamı ışığından çok etkilenmediğinden, diğer kompozitlere göre daha fazla çalışma süresi sağlamaktadır.<sup>(58)</sup> Yapısında bulunan fotoinsiyatörler 4mm kalınlığındaki kompozit rezinin uygun ışık cihazlarıyla 10 sn içerisinde derinlemesine polimerize olmasına imkân verir.<sup>(58)</sup>

Bulk-fill kompozitler içerdikleri doldurucuların ışık geçirgenliğinin artırılması sayesinde kalın tabakalar halinde uygulanabilmektedir.<sup>(59)</sup> Bu şekilde kompozitin ışık geçirgenliğinin artması ışığın penetrasyon gücünü artırarak ışığın derinlere doğru ulaşip kompozitin polimerize olmasını sağlar.<sup>(60)</sup>

Düşük polimerizasyon büzülmesi göstermesine rağmen bulk-fill kompozitler bilinen aksine inorganik doldurucu oranları geleneksel rezinlere oranla daha düşük iken, doldurucuların boyutları da daha büyüktür. Bu sayede polimerizasyonun derin noktalara ulaşması sağlanmaktadır.<sup>(61)</sup> Büyük boyutta düşük doldurucu oranı, matriks doldurucu ara yüzünün toplam alanının azalmasına neden olur. Bu sayede ışığın saçılma göstermeden derin noktalara inmesine olanak sağlar.<sup>(61)</sup> Bazı bulk-fill kompozitlerin polimerizasyon derinliğini arttırmak için organik matriks içerisine kamforokinon olarak bilinen fotoinsiyatöre ilave olarak germanyum esaslı bir başlatıcı olan “Ivocerin” ilave edilmiştir. Bu yeni başlatıcı kamforokinona göre daha hassas ve ışığı daha iyi emerek yüksek seviyede bir polimerizasyon aktivitesi sağlamaktadır.<sup>(61)</sup>

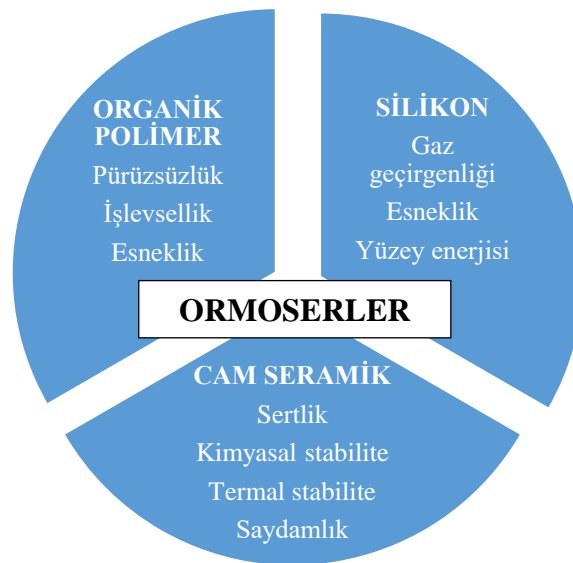
### **2.7.6 Ormoserler**

Diş hekimliği klinik uygulamalarına 1998 yılında giren ormoserler organik modifiye seramik kelimelerinin ilk hecelerinin birleşmesiyle adını almıştır.<sup>(21)</sup> Ormoserlerin ortaya çıkmasıyla birlikte kompozit rezinlerde yapılan yapısal değişiklikler başka bir boyuta taşınmıştır. O tarihe kadar kompozit rezinlerin doldurucularının partikül yapısı, oranı ve boyutu üzerinde değişiklikler yapılarak geliştirilmeleri hedeflenirken,

ormoserlerle birlikte kompozitin organik matriksinde yapısal değişikliğe gidilmiştir.<sup>(43, 62)</sup>

Bu materyaller geleneksel kompozitlerle kıyaslandığında aşınmaya karşı dayanıklılıkları daha iyidir.<sup>(21)</sup> Ormoserleri geleneksel kompozitlerden ayıran farklardan birisi de organik matrikste bulunan ana bileşen metakrilat polisiloksandır.<sup>(43)</sup> Bu bileşen sayesinde dimetakrilat monomerlerinin oranı azaltılmıştır. Sonuç olarak daha biyouyumlu, alerjik reaksiyon riski daha düşük bir kompozit elde edilmiştir. Hibrit kompozitlerde bulunan inorganik dolduruculardan daha az oranda doldurucu içermesine rağmen hibrit kompozitlerle eş değer polimerizasyon büzülmesi göstermektedir.<sup>(10, 11, 43)</sup>

Ormoserlerin klinikte kullanılırken diğer kompozitlerden farklı bir uygulaması yoktur.<sup>(21, 63)</sup> Diş dokularına etkili bağlanması, yüksek basınç dayanımı (410 MPa), transversal olarak sağlam mukavemet derecesine sahip olması (143 MPa),<sup>(43)</sup> biyolojik açıdan uygunluk göstermesi, rahat kullanma imkânı sunması, estetik katkısı ve kondanse edilebilirliğinin yanında kolay işlenebilmesi gibi özellikleri önemli avantajları arasında sayılabilir.<sup>(54)</sup> Ormoserlerin organik ve inorganik yapısının avantajlarıyla ilgili şematik açıklamalar Şekil 2.5 gösterilmiştir.<sup>(43)</sup> Fakat bunların yanında ormoser kompozitler hibrit kompozitlere göre daha düşük ışık absorpsiyon katsayısı  $\mu_a(\lambda)$  değeri göstermektedir. Bu da ışığı daha çok absorbe ederek ışık geçirgenliğinin azalmasına neden olmaktadır.<sup>(64)</sup>



Şekil 2.5 Ormoserlerin organik ve inorganik yapısının avantajları.

## 2.8 Dental Adezivler

İki maddenin birbirleri ile tam temasa getirilmesi durumunda bunları bir arada tutan ve birbirine benzemeyen moleküller arasındaki çekim kuvvetine adezyon, aynı moleküllerin birbirleri arasındaki çekim kuvvetine ise kohezyon denilmektedir.<sup>(21)</sup> Adezyonu oluşturan madde adeziv, adezivin uygulandığı materyal ise aderent olarak tanımlanır.<sup>(20, 21)</sup> Mekanik, adsorpsiyon, difüzyon ve elektrostatik olmak üzere çeşitli türleri vardır.<sup>(21, 43)</sup>

Mekanik adezyon; adezivin aderent veya substrat yüzeyindeki girintili ve çıkıntılı düzensiz yüzeylere yerleşerek kilitlenmesine denilmektedir.<sup>(21)</sup> Adsorpsiyon adezyonu ise adeziv ve aderent arasında kimyasal bir bağ oluşmasıyla meydana gelmektedir.<sup>(21)</sup> Hareket halindeki molekülleri arasında gerçekleşen kilitlenmeye difüzyon adezyonu, farklı yapıdaki düz düzeyler (polimer ile metal) arasında elektrostatik etkileşimler sonucu gerçekleşen oldukça zayıf bağlantıya da elektrostatik adezyon denilmektedir.<sup>(21, 43)</sup> Adezivin yüzey gerilim değeri, aderentin kritik yüzey gerilim değerine eşit veya daha az olmalıdır. Diş dokusunun yüzey gerilim değerini genetik, hijyen gibi bir çok bireysel faktör etkileyebilmektedir.<sup>(21)</sup> Yüzey enerjisi, değme açısı ve ıslanabilirlik gibi bazı faktörler adezyonu etkilemektedir.<sup>(20, 21, 25, 43)</sup>

Adeziv Sistemler etki mekanizmalarına, uygulama yöntem ve aşamalarına göre Tablo 2.2’de gösterilmiştir.

Etch and Rinse Adeziv Sistemler
Üç aşamalı Etch and Rinse Sistem
İki aşamalı Etch and Rinse Sistem
Self-etch Adeziv Sistemler
İki aşamalı Self-etch Adeziv Sistem
Tek aşamalı Self-etch Adeziv Sistem
Cam İyonomer Adeziv Sistemler

**Tablo 2.2** Adeziv Sistemlerin sınıflandırılması.



### **2.8.1 Etch and Rinse Adeziv Sistemler**

Difüzyon bariyeri olduğu düşünölen smear tabakasını kaldıran bu sistemlerde %30-40 oranında ortofosforik asit uygulanmaktadır.<sup>(21)</sup> Mine ve dentin dokusuna aynı anda uygulanan bu adeziv sisteminde hibrit tabakasının kalınlığı ortalama 5 µm'dur.<sup>(20, 21, 43)</sup>

### **Üç aşamalı Etch and Rinse Adeziv Sistemler**

(Etch + Primer + Bonding)

(Multi-bottle)

1. Mine/ dentin yüzey koşullarının değıştirilmesi (asitle pürüzlendime)  
Bonding ajanlarının kimyasal ve mikromekanik bağlanmalarını sağlayabilmek için yapılan bir işlemdir. Mekanik, kimyasal ve ısısıl yöntemlerle yüzey koşulları değıştirilmektedir. Kimyasal olarak asitler ve kalsiyum şelatörleri, ısısıl olarak lazer ve mekanik olarak da mikroabrazyon yöntemi kullanılmaktadır.<sup>(21)</sup>
2. Adezyonu güçlendiren ajanların kullanılması (primer uygulanması)  
Yüzey enerjisini arttırmak amaçlı su, etanol veya aseton gibi çözücülerle çözülmüş hidrofilik hidroksietil metakrilat monomeri içeren primer uygulanır.<sup>(21)</sup>
3. Bonding ajanın demineralize mine/dentin yüzeyine infiltrasyonu  
Hem mine/dentin yüzeylerine hem de rezine bağlanabilen bonding ajanlar uygulanır.<sup>(21, 43)</sup>

### **İki Aşamalı Etch and Rinse Adeziv Sistemler**

(One-bottle)

1. Mine/ dentin yüzey koşullarının değıştirilmesi (asitle pürüzlendime)
2. Primer ve bonding ajan (adeziv rezin): Hidrofilik ve hidrofobik monomerler aynı şişe içinde aseton ve etanol gibi çözücülerde çözülmüşlerdir.<sup>(21)</sup>

### **2.8.2 Self- Etch Adeziv Sistemler**

Smear tabakasının pulpa dokusunu bakteriyel iritasyonlara karşı koruma ve dentin geçirgenliğini azaltma gibi olumlu özelliklerin ön plana çıkması sonucunda smear tabakasını ortadan kaldırmak yerine bu tabakayı çözen self-etch adeziv sistemler

üzerine çalışmalara ağırlık verilmiştir. Bu sayede self-etch adeziv sistemler gelişme göstermiştir.<sup>(21)</sup>

Self-etch adeziv sistemler, mine dokusunu etch and rinse adezivler kadar pürüzlendiremezler.<sup>(21)</sup> Bu sistemde oluşturulan hibrit tabakanın kalınlığının etch and rinse sistemdeki hibrit tabakanın kalınlığından daha ince (0,5-1,5 µm) olduğu görülmektedir.<sup>(20, 21)</sup>

Self-etch adezivler dentin dokusuyla olan etkileşim seviyelerine göre zayıf etkili (ultra mild pH >2,5), hafif etkili (mild pH ≈ 2), orta derecede kuvvetli (intermediary strong pH ≈ 1-2) ve kuvvetli (strong pH ≤ 1) dört gruba ayrılmaktadır.<sup>(65)</sup>

Yıkama işlemi gibi teknik hassasiyet gerektiren basamaklarının olmaması, hata riskini en az seviyeye indirmesi ve klinik açıdan uygulama zamanını azaltması gibi avantajlarından dolayı üzerinde çalışmalar yapıp geliştirilen güncel bir sistemdir.<sup>(44, 66)</sup>

### **İki Aşamalı Self-Etch Adeziv Sistemler**

(Two-step)

İki aşamalı self-etch adeziv sistemlerde asidik primer ve adeziv iki ayrı aşamada uygulanmaktadır.<sup>(20, 21)</sup>

### **Tek Aşamalı Self-Etch Adeziv Sistemler**

(One-step) (All-in-One)

Tek aşamalı self-etch adeziv sistemlerde asit, primer ve adeziv aynı anda uygulanmaktadır. Bu tür sistemde smear tabakasını çözebilmek ve dentini demineralize edebilmek için yüksek oranda asidik hidrofilik monomer ve bu asidik monomerlerin iyonize hal alabilmesini sağlayan su (%5-50) bulunmaktadır.<sup>(21, 43)</sup>

Post operatif duyarlılık şikâyetlerini de gidermede etkili olan bu adeziv sistemler iki komponentten oluşan Tip I ve tek komponentten oluşan Tip II olmak üzere ikiye ayrılır. İki komponentten oluşan Tip I adezivlerde kullanmadan önce karıştırma işlemi yapılmaktadır.<sup>(21)</sup>

## 2.9 Polimerizasyon büzülmesi

Kompozit rezinlerin polimerizasyon işlemi esnasında bir dizi kimyasal reaksiyonlar gerçekleşir. Monomerlerin sahip oldukları çift karbon bağları açılıp tek karbon bağlarına dönerek polimer zincirleri oluşur.<sup>(67)</sup> Reaksiyon sonrasında oluşan kovalent bağlar neticesinde moleküller arası mesafede serbest boşluk azalarak, kompozitin hacimsel olarak küçülmesine sebep olur.<sup>(67)</sup> Güçlendirilmiş çapraz bağlı polimer ağın sert yapısından dolayı kompozitte büzülme stresi oluşur. Kompozit rezindeki bu kimyasal reaksiyonlar sonrasında oluşan boyutsal küçülmeye polimerizasyon büzülmesi denilmektedir.<sup>(20, 21, 44, 67)</sup> Bir başka deyişle kompozit rezinler polimerize olurken yapısındaki monomerler polimer zincirlerine dönüşürler. Bu dönüşüm öncesinde monomerler kendi aralarında 0,3-0,4 nm uzunluğundaki Van der Waals bağlarına sahipken, reaksiyon sonrasında 0,15 nm uzunluğunda kısa kovalent bağlar meydana gelerek polimer zincirler oluşur.<sup>(68)</sup> Bu değişim sonucunda da hacimsel olarak bir azalma meydana gelir.<sup>(24, 30, 69)</sup> Dental kompozitlerin polimerizasyonu sonucu ortalama %1,5-5 arasında hacimsel büzülme meydana gelmektedir. Yüksek orandaki bu büzülme ciddi bir içsel stres birikmesine neden olmaktadır.<sup>(67)</sup>

Polimerizasyon büzülmesi sonucunda diş dokusu ve bağlantı ara yüzünde gerilim meydana gelir. Bu kuvvet yaklaşık 4-7 MPa değerinde olup mine kenarlarında çatlaklara neden olabilmektedir.<sup>(30, 70)</sup> Bu büzülme sonucunda rezin dentin bağlantı ara yüzeyinde biriken stresler materyalin adaptasyonunun bozulmasına sebep olabilir. Kenar uyumunun bozulması sonucu, mikrosızıntı ve restoratif başarısızlık görülebilir.<sup>(71)</sup>

Polimerizasyon büzülmesinin doğuracağı sonuçlar değişkenlik gösterebilmektedir. Rezin materyalin diş konusuna adezyonu bu konuda belirleyici bir faktördür. Oluşan büzülme kuvvetleri adeziv bağlantı gücünden küçükse, adezyon bozulmadan internal stresler rezin materyal-diş dokusu ara yüzeyine aktarılır. Bu biriken stresler diş dokusu üzerinde gerilme kuvveti oluşturur. Bu kuvvet diş dokusu zayıf olduğu durumlarda esnemeye ve mikro çatlaklara neden olabilir.<sup>(72)</sup> Eğer büzülme kuvvetleri adeziv bağlantı gücünden büyükse, diş dokusu kompozit rezin bağlantısını bozarak mikro-aralık (gap) oluşturur. Bu boşluk kenar uyumsuzluğu sonucunda kısa dönemde renklemeler, ilerleyen dönemlerde mikrosızıntı, restoratif materyalin bozulması ile

sonuçlanır. Bu aralığa tükürük vasıtasıyla bakterilerin kolayca girmesi sonucu sekonder çürük oluşabilir.<sup>(71)</sup>

Polimerizasyon büzülmesine etki eden birçok faktör vardır. Bunlar arasında polimerizasyon ve yerleştirme tekniği, restoratif materyalin yapısıyla ilgili faktörler, kavite geometrisine bağlı faktörler en önemli etkenler olarak belirtilmektedir.<sup>(32, 69, 73, 74)</sup> Polimerizasyon büzülmesine restoratif materyaldeki doldurucu ve rezin miktarı, içerisinde yer alan reaktif ünitelerin molekül ağırlığı gibi başlıca iki temel unsur etki etmektedir. Resin miktarını azaltmak, doldurucu miktarını arttırmak, ayrıca reaktif ünitelerin molekül ağırlığını da arttırmak polimerizasyon büzülmesinin azalmasına etki edecektir.<sup>(46)</sup> Ek olarak bir kompozit rezinin elastisite modülü düşük olduğunda esnekliği o kadar yüksek olacağından büzülme streslerini daha etkin absorbe edecektir.<sup>(75, 76)</sup>

Kompozit rezinlerin polimerizasyonunda, kavite geometrisinin etkisi konfigürasyon faktörü adı verilen terim ile tanımlanmıştır. Konfigürasyon faktörü kompozit rezinin yerleştirilme tekniğinin önemini ortaya koymaktadır. İnkremental teknik olarak adlandırılan, kompozitin kavite yüzeyine parçalar halinde yerleştirilmesi metodu özellikle c- faktörünün yüksek olduğu kavitelere sıklıkla kullanılmaktadır. Bu yöntemde uygulama vertikal, horizontal veya oblik tabakalar halinde yapılır.<sup>(43)</sup> Resin esaslı restoratif materyalin uygulandığı kavite veya düzlemde adezyon sağladığı yüzey alanlarının toplamının, adezyon sağlanmayan yani serbest yüzeylerin alanlarının toplamına oranına konfigürasyon faktörü (C- faktör) denilmektedir.<sup>(5, 20)</sup> C- faktörü ne kadar fazlaysa polimerizasyon büzülmesi o kadar fazla olacaktır. Bunun sonucunda oluşan içsel streslerin oranı da bir o kadar artacaktır.<sup>(6)</sup> Yapılan bazı çalışmalarda büzülmenin düz dentin dokularında etkili olmadığını, karşılıklı duvarlara sahip kutu şeklindeki kavitelere c-faktörünün önem kazanarak büzülmeyi arttırdığını göstermişlerdir.<sup>(6, 77)</sup>

Polimerizasyon büzülmesini kavitenin hacmini oluşturan derinliği ve genişliği de etkilemektedir. Kavite ne kadar yüzeyel ve sığ ise yani uygulanacak kompozit hacmi ne kadar az ise büzülme de o kadar az olacaktır.<sup>(21, 78)</sup>

Polimerizasyon büzülmesini önlemek amaçlı birçok yöntem geliştirilmiştir. Silanlanmış nano doldurucuları metakrilat esaslı rezinlerin yapısına katmak<sup>(22, 79)</sup>, ilk

tabaka olarak vizkositesi düşük olan akışkan kompozit uygulamak<sup>(23, 80)</sup>, adeziv tabakanın kalın olmasını sağlamak<sup>(81)</sup>, soft-start ışık cihazlarını kullanarak kompozitlerin polimerizasyon hızını yavaşlatmak,<sup>(82)</sup> düşük c-faktörlü kavite hazırlamak <sup>(5)</sup> ve az büzülen monomerler kullanmak <sup>(46)</sup> gibi teknikler tavsiye edilmektedir.

## 2.10 Mikrosızıntı

Literatürde mikrosızıntı için çok fazla tanımlama yapılmıştır. Genel çoğunluğun tanımı oral sıvıların, tükürük içerisindeki iyonların, bakteri ve bakteri toksinlerinin restorasyon ile diş dokusu arasındaki boşluktan sızması şeklindedir.<sup>(83)</sup> Buna ek olarak debris ve bakteri içeren oral sıvıların diş dokusu ve restorasyon arasına sızması şeklinde de ifade edilmektedir.<sup>(21, 83, 84)</sup>

Mikrosızıntının temel sebepleri arasında; yapılan restorasyonun adaptasyon problemi ve kullanılan materyallerin diş dokusuna bağlanırken oluşturdukları büzülme gösterilmektedir.<sup>(84)</sup> Mikrosızıntının oluşmasında fiziksel etkenlerin yanında oklüzal kuvvetler ve kimyasal etkenler de sorumludur.

Mikrosızıntı, yapılan restorasyonla diş dokusu arasında renklenmelerle başlayıp, dişte post-operatif hassasiyet ve sekonder çürüğe kadar ilerleyebilmektedir. Mikrosızıntıya sebep olan aralık zaman geçtikçe büyümektedir. Bu büyümenin sebebi olarak tükürüğün içerisinde bulunan iyon ve diğer kimyasal etkenlerle birlikte, oklüzal kuvvetlerin fiziksel katkısıyla restoratif materyalin çözünmesi gösterilmektedir.<sup>(84)</sup> Restorasyon kenarlarından açılan bölgelere giren bakterilerin oluşturdukları toksinler dentin kanalları aracılığıyla pulpal iritasyona hatta pulpal hastalıklara neden olmaktadır.<sup>(1, 84-86)</sup>

Restorasyonların marjinal adaptasyonunu, kaviteyi örtebilme gibi özelliklerini belirleme de çok sayıda farklı test metodu kullanılmaktadır. Boyar madde penetrasyon testleri, Kimyasal ajanlar, radyoizotoplar, bakteriyel çalışmalar, elektro-kimyasal çalışmalar, hava basıncı yöntemi, nötron aktivasyon analizi, mikroskopik inceleme yöntemleri mikrosızıntının derecesini belirlemede kullanılan başlıca yöntemlerdendir.<sup>(12, 13, 35, 71, 87-89)</sup>

### 2.10.1 Boyar madde penetrasyon testleri

En eski metotlardan biri olan organik boyaların kullanılması en çok tercih edilen metotlardan biridir. Bu yöntemin uygulanması kolay ve maliyeti düşüktür.<sup>(71, 90)</sup> Bu yöntemde test edilecek çekilmiş diş restore edilir, apeksi kapatılır, restorasyon dışında kalan tüm yüzeyleri cila, vernik gibi materyaller ile kaplanır ve belirli bir süre boyunca boya solüsyonu içinde bekletilir. Dolgu diş ara yüzeyindeki renklenme aracılığıyla mikrosızıntı tespit edilmeye çalışılır. Örneklerin kesitleri alınarak sızan boya miktarları mikroskop altında incelenir ve derecelendirilir.<sup>(91, 92)</sup>

Çalışmalarda kullanılan boyalar solüsyon şeklinde veya farklı boyutlarda partiküller bulunduran süspansiyonlar seklindedir. Boyaların farklı konsantrasyonları ve farklı uygulama süreleri vardır. Çalışmalarda çoğunlukla %0,25'lik toluidin mavisi %20'lik floresan, %0,05 kristal violet, %5'lik eosin, %2'lik eritrosin, %0,5-2 bazik fuksin, %2'lik anilin mavisi, %50'lik gümüş nitrat, %0,2-2 veya %10'luk metilen mavisi gibi çeşitli boya solüsyonları kullanılmaktadır. En çok tercih edilen boya solüsyonu %2'lik metilen mavisidir.<sup>(88, 91, 93-96)</sup>

Boyaları hazırlama şekli de çalışmanın seyri için önem arz etmektedir. Örnek olarak bazik fuksin hazırlanırken propil glikol alkolde çözünmesi ile elde edilen solüsyonun çürük dentine bağlanma kapasitesinden dolayı dentin boyamalarında hatalı sonuçlar verebileceği bildirilmiştir.<sup>(93, 96, 97)</sup> Bazı boyalar da her ortamda kalıcı olmayabilir. Anilin mavisi buna en iyi örnektir. Alkalin pH'da rengini kaybetme özelliğine sahiptir.<sup>(93, 97, 98)</sup>

Boyar madde penetrasyon testleri hızlı ve direkt ölçümler yapılabilmesi, kolay temin edilebilmesi ve ucuz olması sebebiyle diğer mikrosızıntı değerlendirme yöntemlerine göre ciddi bir üstünlük kurmaktadır. Fakat sızıntı tespitinin belirlenmesinde yanlış yorumlama yapılmaması için, sonuçların güvenilirliği açısından birden fazla araştırmacı tarafından değerlendirme yapılması gerektiği bildirilmiştir.<sup>(71, 93)</sup> Mikrosızıntı çalışmalarında boya penetrasyonu ile kenar sızıntısının tespitinde genellikle basamaklı olarak artan mikrosızıntı skor skalaları tercih edilmektedir.<sup>(96, 99,</sup>

100)

### 2.10.2 Radyo-izotopların kullanılması

Mikrosızıntıyı tespit etme yöntemleri arasında boya penetrasyon yönteminden sonra tercih edilen yöntem radyoaktif izotop yöntemidir.<sup>(93, 101)</sup> Restorasyon materyali ile diş dokusu arasından geçen radyoizotopların otoradyograflarda gösterilmesi esasına dayanmaktadır. Diş üzerinde restorasyon yapılmış alan dışındaki bölgeler uygun materyaller ile kapatıldıktan sonra radyoaktif solüsyon içerisinde belirli bir süre bekletilir ve yıkanıp kurutulduktan sonra uzunlamasına kesilerek röntgen filmi üzerine bırakılır.<sup>(93)</sup> Otoradyografi sonucunda izotopun gözlendiği alana göre mikrosızıntı değerlendirilir.<sup>(13, 87)</sup>  $I^{131}$ ,  $Ca^{45}$ ,  $S^{35}$ ,  $Na^{22}$ ,  $C^{14}$ ,  $P^{32}$  en sık kullanılan izotoplardır.<sup>(71)</sup> Radyoizotoplar kullanılarak yapılan yöntemde daha az düzeydeki sızıntıları hassas bir şekilde saptayabilmesinin yanında kayıtların saklanabilmesi de önemli avantajları arasında gösterilmektedir. Yöntemin pahalı ve karmaşık bir yapıda olmasına ilaveten dişin sert dokularında mevcut kalsiyum iyonu ile izotop solüsyonu arasında pasif iyon alışverişi meydana gelmesi durumunda değerlendirmeyi olumsuz etkileyeceği önemli dezavantajları arasında sayılmaktadır. Profesyonel çalışmayı gerektiren bir yöntemdir.<sup>(71, 88, 102, 103)</sup>

### 2.10.3 Kimyasal ajanların kullanılması

İki bileşenli radyoaktif olmayan renksiz kimyasal boyayıcılar kullanılarak uygulanan mikrosızıntı değerlendirme yöntemidir. Her iki bileşeninde küçük moleküler yapıda olması gerekmektedir. Bu iki bileşenin kimyasal olarak reaksiyona girmesi sonucunda diş dokusu-restorasyon ara yüzeyine çökmesi ve çökeltinin fotoğrafının alınması şeklinde uygulanmaktadır.<sup>(71, 93)</sup> En çok kullanılan kimyasal %50'lik gümüş nitrat tuzlarıdır. Bu yöntemin radyoaktif bir materyal olmaması en önemli avantajı sayılırken amalgam, cam iyonomer siman gibi restoratif materyallerde hatalı sonuçlar vermesi sebebiyle bu materyaller ile kullanılmaması başlıca dezavantajlarıdır.<sup>(13, 71, 93)</sup>

### 2.10.4 Bakteriyel yöntemler

Restorasyonu tamamlanmış dişlerin, bakteri kültürü içerisine yerleştirilip, restorasyon diş dokusu arasındaki bölgede bakterilerin üremesi sonucunda bakterilerin boyanarak sızıntı derecelendirilmesinin yapıldığı mikrosızıntı tespit yöntemidir. Bakteriyel mikrosızıntının tespiti için diş dokusu ile restorasyon ara yüzeyi arasındaki açıklığın 0,5-1µm veya daha büyük olması gerekmektedir.

Meydana gelen bu aralığın daha küçük olduğu durumlarda yöntem kullanışsız olmaktadır. Bu aralıktan bakteri toksinlerinin ve diğer bakteri ürünlerinin geçememesi bir diğer dezavantajdır. Ayrıca elde edilen veriler nitel özellik taşımaktadır.<sup>(4, 71, 93)</sup> S. Sanguis, S. Epidermidis, S. Mutans kromopetit floresan pigmenti içerdiği için P. Floresans gibi bakteriler sıklıkla kullanılmaktadır.<sup>(71, 104)</sup>

### **2.10.5 Hava basıncı yöntemi**

Mikrosızıntı araştırmalarında uzun süredir tercih edilen bir metottur. Basıncılı havanın dişin pulpa odasına, kök kanalına gönderilmesi ve statik sistem içerisinde azalan basıncın ölçülmesi sonucunda mikrosızıntının tespit edilmesi ilkesini esas alan bir metottur.<sup>(71, 93, 105)</sup> Bir başka yöntemde restore edilmiş dişler, kökleri dışarıda kalacak şekilde su içerisine batırılıp pulpa odası ve kök kanallarına hava basıncının uygulanması ve su içerisindeki restorasyonun kenarlarından çıkan hava kabarcıklarının gözlenmesi kenar uyumsuzluğunun göstergesi olarak yorumlanır.<sup>(13, 71, 87, 93)</sup>

### **2.10.6 Nötron aktivasyon analizi**

Restorasyon kenarına radyoaktif özelliği olmayan manganez gibi kimyasal işaretleyici yerleştirilip kenarlarından sızması sağlanır.<sup>(87)</sup> Daha sonra örnekler nükleer bir reaktörün çekirdeğine yerleştirilerek Mn<sup>56</sup> ile bombardımana uğratılıp her bir dişin aldığı mangan miktarı ölçülerek mikrosızıntı değerlendirilmesi yapılan bir tekniktir.<sup>(93)</sup> Elde edilen verilerin nitel özellik taşınması metodun olumsuz yanlarından birisidir.<sup>(13, 71, 87, 93)</sup>

### **2.10.7 Elektrokimyasal yöntemler**

Yapılan restorasyonun tabanı ile temas edecek bir levha yerleştirip, levhanın bir elektrot görevi yapması sağlanır. Daha sonra restorasyon tamamlanıp diş tamamen izole edilir. Elektrolit banyosuna batırılıp dışarıda bulunan bir güç kaynağına bağlandığında kenar aralığının olduğu durumlarda geçen akımın ölçülmesi ilkesiyle uygulanmaktadır.<sup>(1, 13, 93, 106)</sup>

### **2.10.8 Mikroskopik inceleme yöntemleri**

Tarama elektron mikroskop ve konfokal lazer tarama elektron mikroskop olmak üzere iki şekilde uygulanmaktadır.<sup>(93)</sup>



Tarama elektron mikroskobu: İki yüzeyden meydana gelmiş bir bağlantının, yüzeyleri arasındaki mesafesinin ölçülmesi esasına dayanan yöntemdir. Ayrıca bu yöntem sayesinde kullanılan restoratif materyalin özellikleri de incelenebilmektedir.<sup>(93)</sup> Tarama elektron mikroskobu tekniği direkt teknik ve replika teknik olarak ikiye ayrılmaktadır.<sup>(71, 93)</sup>

Konfokal lazer tarama elektron mikroskobu: Floresan boyalar (Rhodamin) kullanılarak işaretleme yapan elektron mikroskop yöntemidir.<sup>(93)</sup>

## 2.11 Termal Döngü

Ağız ortamında restorasyonlar gün içerisinde asit ataklarına, sıcaklık değişimlerine, çiğneme kuvvetlerine sürekli maruz kalmaktadır. Bu etkileşimler restorasyon ve diş dokusu arasındaki bağlantıyı ciddi anlamda olumsuz etkilemektedir. Klinik olarak oluşan bu tür bir problem kompozit restorasyonun ömrünü kısaltan ana etkidir.<sup>(71)</sup> Bu sebeple in vitro çalışmalarda restoratif materyallerin performanslarını inceleyip, değerlendirmek için termal döngü sık kullanılan önemli yöntemlerdendir.

Termal döngü ağız ortamında oluşan sıcaklık değişimlerinin in vitro şartlarda diş dokusunda ve restorasyonda taklit edilmesi işlemine denilmektedir.<sup>(13)</sup> Termal döngü işleminin yaşlandırılan dişler ve restorasyonlar üzerinde iki şekilde etki ettiği düşünülmektedir. Birincisinde sıcak su diş dokusu ile restorasyon arasındaki bileşenleri hidrolize uğratarak, kompozitin su almasını sağlayarak tam polimerize olmamış polimer rezinlerin veya parçalanmış ürünleri açığa çıkışını hızlandırabilmektedir. Diğer bir etkisi ise restoratif materyalle diş dokusunun büzülme ve genleşme katsayılarının farklı olmasından dolayı tekrarlayan sıcaklık değişimlerinde diş dokusu ve restoratif materyal arasında büzülme ve genleşme stresleri oluşturmasıdır. Bu stres birikimleri ara yüzeylerde çatlakların oluşması sonucunda zamanla ağız içindeki sıvıların bu aralıktan girmesine neden olmaktadır.<sup>(1, 12, 13)</sup>

Kompozit restorasyonların yapılmasından sonra termal döngü uygulanması, adeziv bağlantıyı olumsuz etkiler ve mikrosızıntının değerlendirilmesinde boya penetrasyon miktarını artırır. Ayrıca uygulanan termal döngünün çevrim sayısı arttıkça mikrosızıntının da artacağı vurgulanmıştır.<sup>(99, 103)</sup>

Termal döngüde uygulanacak sıcaklık aralığı, ağızda gün içerisinde alınan gıdaların ve sıvıların sıcaklığı dikkate alınarak belirlenmiştir. Yapılan çalışmaların neticesinde farklı değerler denenmiş olsa da çoğunlukla ortalama +5 ile +55 °C olduğu kabul görmektedir. Bu konudaki araştırmalar gün içerisinde ağızda 20 ile 50 defa sıcaklık değişimi olabileceğini ifade edilmektedirler.<sup>(107)</sup> Bu nedenle 10.000 termal döngü çevriminin ağız içerisindeki bir yıllık in vivo fonksiyonel sıcaklık değişimini in vitro olarak yansıttığı kabul edilmektedir.<sup>(35, 107, 108)</sup>

Yapılan çalışmalarda termal döngü testinde banyo solüsyonu olarak, serum fizyolojik, su, deiyonize su, yapay tükürük ve fosfatla tamponlanmış su kullanılmıştır. Banyo solüsyonlarına daldırma süreleri ise 5 saniye ile 300 saat aralığındadır.<sup>(108, 109)</sup>

### 3. GEREÇ ve YÖNTEM

#### 3.1 Çalışmada Kullanılan Materyaller

Bu araştırma Antalya Eğitim ve Araştırma Hastanesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 19/11/2015 ve 68/5 sayılı karar tarihli onayı alınarak yürütülmüştür.

Bu çalışmada seramik destekli kompozit (Admira Fusion X-tra), bulk-fill kompozit (X-tra fil) ve nanohibrit kompozit (Filtek™Z550) materyalleri mikrosızıntı açısından değerlendirildi. Çalışmada kullanılan materyaller ve cihazlar aşağıda kapsamlı bir şekilde gösterilmiş ve açıklanmıştır. (Şekil 3.1, Şekil 3.2, Şekil 3.3, Şekil 3.4, Tablo 3.1, Tablo 3.2, Şekil 3.5, Şekil 3.6)



Şekil 3.1 3M Filtek™ Z550 Nanohibrit Üniversal Kompozit.



Şekil 3.2 Voco Admira® Fusion X-tra Nanohibrid Ormocer.



Şekil 3.3 Voco X-tra Fil Bulk-fill Hibrit Kompozit.



Şekil 3.4 Clearfil SE Bond.

<b>Materyaller</b>	<b>Üretici firma</b>	<b>Materyalin içeriği</b>	<b>Üretim numarası</b>
<b>Admira Fusion X-tra (NanohibritOrmocer)</b>	Voco GMBH, Cuxhaven, ALMANYA	Kütlesel olarak %84'i inorganik doldurucu içerir.	1606208
<b>X-tra fil (Bulk-fill Hibrit)</b>	Voco GMBH, Cuxhaven, ALMANYA	Metakrilat matriksin (Bis - GMA, UDMA, TEGDMA) İçinde kütlesel olarak %86 inorganik doldurucu içerir.	1338150
<b>Filtek™Z550 (Nanohibrit Üiversal)</b>	3M ESPE, St. Paul, ABD	Kütlesel olarak % 81.8'i 20 nm boyutunda silika ve 0.1-10 mikron arasında zirkon/silika inorganik doldurucu içerir. BIS-GMA,UDMA, BISEMA, PEGDMA, TEGDMA içermektedir.	N648221
<b>Clearfil SE Bond</b>	Kuraray Medical Inc., Okayama JAPONYA	Primer: MDP, HEMA, hidrofilik dimetilakrilat, fotoinitiator Bond : 10-MDP, Bis-GMA, HEMA, hidrofilik dimetilakrilat, mikrodoldurucular, fotoinitiator	000153

**Tablo 3.1** Çalışmada kullanılan materyaller.

<b>Cihaz</b>	<b>Üretici firma</b>
Stemi SV11 Işık mikroskobu	Zeiss, ALMANYA
Elipar™ S10 LED ışık cihazı	3M ESPE, St. Paul, ABD

**Tablo 3.2** Çalışmada kullanılan cihazlar.



Şekil 3.5 3M ESPE Elipar™ S10 led ışık cihazı.



Şekil 3.6 Zeiss Stemi SV11 Işık mikroskobu.

### 3.2 Test Örneklerinin Hazırlanması

Çalışmamızda 120 adet çürüksüz insan büyük azı dişi kullanıldı. Abrazyon, erozyon, çatlak ve restorasyona sahip olan dişler çalışma dışı bırakıldı. Dişler toplandıktan sonra 30 günü geçmeyecek şekilde distile su içerisinde bekletildi. Toplanan dişler üzerindeki tüm artık dokular, eklentiler uzaklaştırıldıktan sonra, dişlere polisaj yapılarak kavite preperasyonunun yapılması için hazır duruma getirildi. Dişler rastgele 6 gruba ayrıldı. (Şekil 3.7)



Şekil 3.7 Çalışmada kullanılan rastgele gruplara ayrılmış dişler.

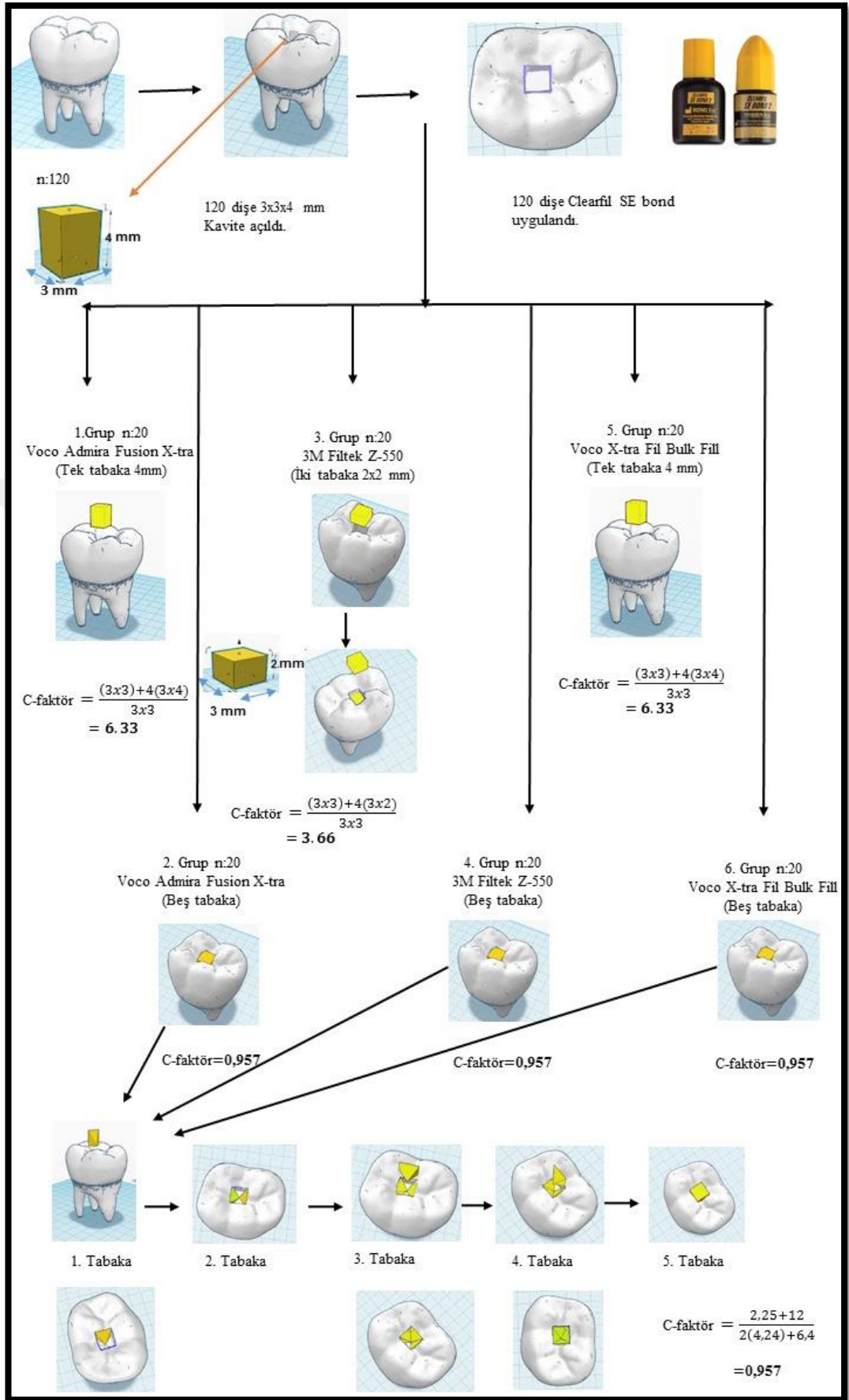


Şekil 3.8 Kavitenin mesio distal boyutu



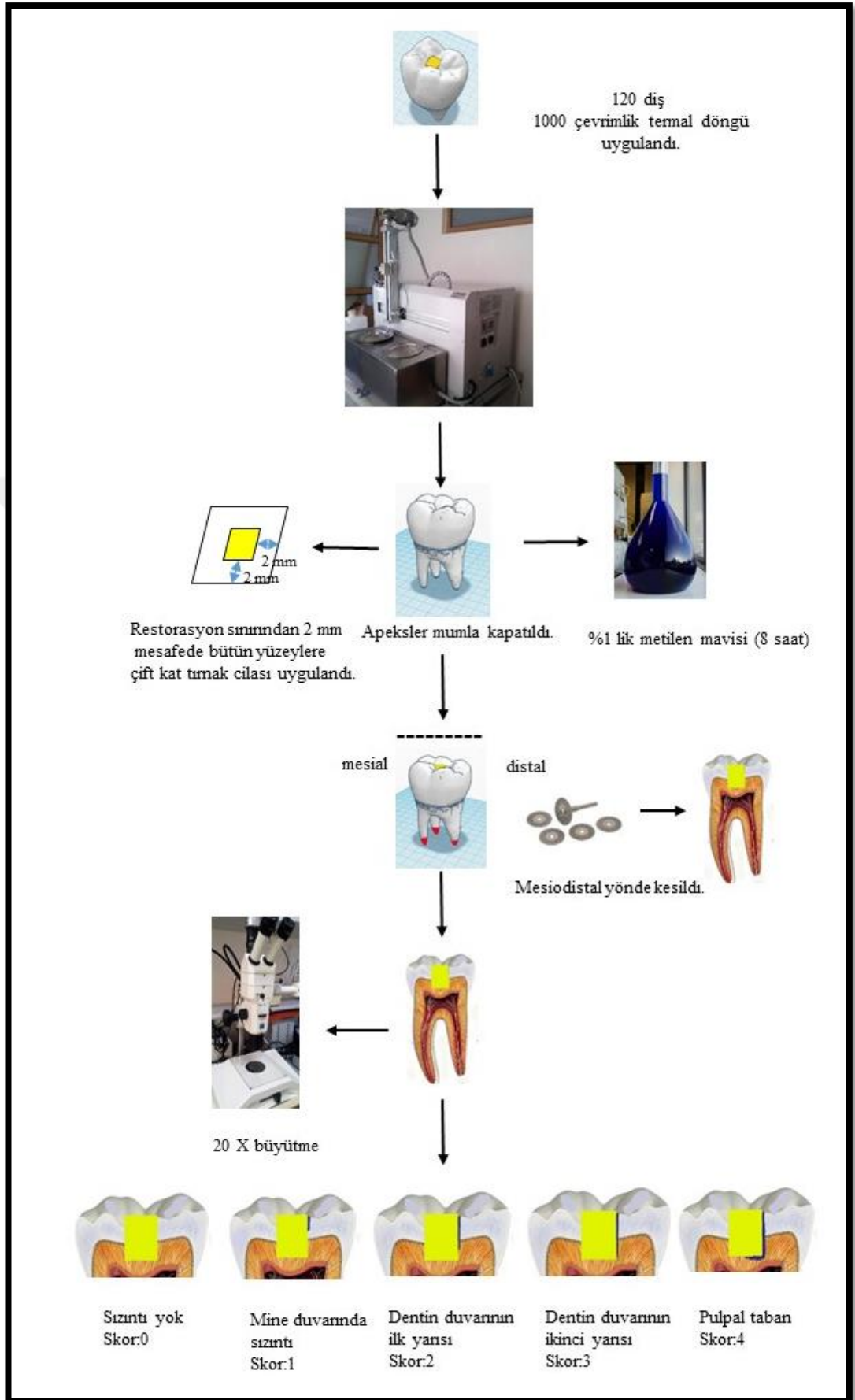
Şekil 3.9 Kavitenin derinliği ve boyutu

Dişlerin oklüzal yüzeylerine Black I kavite açıldı. Kavite boyutları buko-lingual ve mesio-distal yönde 3 mm olup, kavitenin derinliği ise 4 mm olarak hazırlandı.(Şekil 3.8 ve Şekil 3.9) Preperasyon işlemi su soğutması altında elmas rond ve fissür frez (Mani Dia-Bur ex-41) vasıtasıyla yapıldı. Her 5 dişte yeni frez kullanılarak tüm dişlerin kavite duvarları aynı pürüzlükle bitirildi. Kavitenin buko-lingual, mesio distal uzunluğunun ve kavitenin derinliğinin ölçümünde periodontal sond ( PQW7, ABD) kullanıldı. Bir grubun kavite preperasyonu tamamlandıktan sonra, restorasyon yapıldı. Her grupta bağlayıcı ajan olarak Clearfil SE bond kullanıldı. Üretici firmanın talimatlarına bağlı kalınarak önce bağlayıcı ajan dişe uygulandı, ardından restoratif materyal ile diş restore edildi. Bütün örneklerin hazırlanma ve termal döngü aşamaları, konfigürasyon faktör (C-faktör değeri kompozit rezinlerin uygulandığı kavitede adezyon sağladığı yüzey alanlarının toplamının, adezyon sağlanmayan yüzey alanlarının toplamına bölünmesiyle hesaplanmaktadır.) ve mikrosızıntı değerleri Şekil 3.10 ve Şekil 3.11’de gösterilmiştir.



Şekil 3.10 Örneklerin hazırlanması.





Şekil 3.11 Termal döngü ve Mikrosızıntı testi.

### 3.3. Restoratif materyallerin uygulanması

Dişler rastgele 6 gruba ayrıldı. (Şekil 3.7)

Grup1: Voco Admira® Fusion X-tra Nanohibrid Ormocer (Tek tabaka)

Toplam 20 diş standart ölçülerde (bukko-lingual yönde 3 mm, mesial-distal olarak 3 mm, derinliği ise 4 mm olacak şekilde) kaviteler açıldı. Kavitedeki tüm debrisler hava ve su spreyi ve pamuk peletlerle temizlenip kurulandı. Adeziv olarak tüm gruplarda olduğu gibi Clearfil SE bond kullandı. Self etch teknik uygulanarak üretici firma talimatına göre; uygulamadan hemen önce karıştırma kabına 1 damla primer damlatıldı. Primer bir sünger veya tek kullanımlık fırça ucu ile tüm kavite duvarlarına uygulanıp 20 sn beklendi. Ardından yağ içermeyen hava sıkılarak solventlerin buharlaşmaları sağlandı. Karıştırma kabına 1 damla bond damlatılarak tek kullanımlık fırça ucu ile tüm kavite yüzeylerine bond uygulandı. Daha sonra, yağ içermeyen hava hafif sıkılarak üniform bir bond tabakası oluşturuldu. Adeziv sistem 10 sn boyunca 3M Elipar™ S10 LED ışık cihazıyla polimerize edildi. Adeziv sistemin uygulandığı dişlere Fusion Ormocer en fazla 4 mm kalınlığında olacak şekilde kavite tabanına ve duvarlarına uygun el aletleri (LM Arte, Style Italiano, Şekil 2.12) yardımıyla tek tabaka halinde kondanse edildi. 3M Elipar™ S10 LED ışık cihazı ile 20 sn boyunca polimerize edildi. Her uygulamadan sonra ışık cihazının ışık gücü kalibrasyonu cihazın şarj standında bulunan ışık yoğunluğu ölçer ile kontrol edildi. Konfigürasyon faktörü değeri, daha önce de bahsedildiği gibi kompozitin diş bağlanan yüzey alanlarının toplamının, diş bağlanmayan yüzey alanlarının toplamına oranı olarak hesaplanmaktadır. Bu grubun konfigürasyon faktörü değeri de 6,33 olarak hesaplandı.



Şekil 3.12 Kullanılan el aletleri (LM Arte, Style Italiano).

#### Grup 2: Voco Admira® Fusion X-tra Nanohibrid Ormocer ( Beş tabaka)

Birinci gruba uygulanan bütün kavite kurallarının ve adeziv prosedürlerin aynı Grup 2’de yer alan 20 dişe uygulandı. Bu grupta yine Fusion Ormocer kullanıldı. Uygulama tekniği konfigürasyon faktör en az olacak şekilde toplamda 5 tabaka halinde gerçekleştirildi. Bu yüzden mesial, bukkal, lingual ve distal olmak üzere dört kavite duvarına bir yüzeyi dik piramit formunda, piramitin dik yüzeyi kavite duvarına gelecek şekilde yerleştirip polimerizasyon yapıldı. (Şekil 3.10) Polimerizasyon işlemleri 20 sn ışık cihazı kullanılarak gerçekleştirildi. Dört tabaka bu şekilde polimerize edildikten sonra en üste 4 mm kalınlığı tamamlayacak şekilde beşinci tabaka yerleştirildi ve oklüzal form verilerek polimerize edildi. Bu işlemler sırasında tüm örneklerde olduğu gibi 3M Elipar™ S10 LED ışık cihazı kullanıldı. Küçük tabakalar şeklinde polimerize edilmesinden dolayı bu grubun konfigürasyon faktörü değeri de 0,957 olarak hesaplandı.

#### Grup 3: 3M Filtek™ Z550 Nano Hibrit Üniversal Kompozit (İki tabaka)

Grupta bulunan bütün dişlerde diğer tüm gruplara uygulanan kavite kurallarının ve adeziv prosedürün aynı gerçekleştirildi. Kaviteler her tabaka kalınlığı 2 mm olacak şekilde iki tabaka şeklinde Z550 Nano Hibrit Üniversal kompozit kullanılarak restore

edildi. İlk tabaka kavitenin yarısını dolduracak şekilde kondanse edildikten sonra polimerize edildi. İkinci tabaka uygulanıp oklüzal form işlenerek polimerizasyon tamamlandı. Bu işlemlerin her aşamasında 3M Elipar™ S10 LED ışık cihazı 10 sn kullanıldı. Kompozitler tüm gruplarda olduğu gibi üretici firma talimatları doğrultusunda polimerize edildi (ürün bilgilerinde opak kompozitler haricinde 2 mm kalınlığında tabakalama tekniği kullanılarak 1000 mW/cm<sup>2</sup> yoğunluğuna sahip ışık cihazlarıyla 10 sn polimerizasyon yapılmasının yeterli olduğu belirtilmektedir.) İki tabaka halinde uygulanması sebebiyle konfigürasyon faktörü değeri 3,66 olarak hesaplandı.

#### Grup 4: 3M Filtek™ Z550 Nano Hibrit Üniversal Kompozit ( Beş tabaka)

Grupta bulunan toplam 20 dişe diğer tüm gruplara uygulanan kavite kurallarının ve adeziv prosedürün aynısı gerçekleştirildi. Tüm gruptaki dişlere Grup 3'deki gibi Z550 kompozit uygulandı. Fakat uygulama tekniği ikinci gruptaki gibi beş tabaka şeklinde gerçekleştirildi. Polimerizasyon işlemlerinin her aşamasında 3M Elipar™ S10 LED ışık cihazı 10 sn kullanıldı. Grup 2'de olduğu gibi küçük tabakalar halinde polimerize edilmesi sebebiyle konfigürasyon faktörü değeri yine 0,957 olarak hesaplandı.

#### Grup 5: Voco X-tra Fil Bulk-fill hibrit kompozit ( Tek tabaka)

Grupta bulunan toplam 20 dişe diğer tüm gruplara uygulanan kavite kurallarının ve adeziv prosedürün aynısı gerçekleştirildi. Tüm gruptaki dişlere X-tra Fil kompozit uygulandı. Tek seferde 4 mm'yi geçmeyecek şekilde kaviteye kondanse edildikten sonra üretici firma talimatı doğrultusunda 10 sn 3M Elipar™ S10 LED ışık cihazı kullanılarak polimerize edildi. Grup 1'de olduğu gibi tek tabaka halinde polimerize edilmesi nedeniyle konfigürasyon faktörü değeri yine 6.33 olarak hesaplandı.

#### Grup 6: Voco X-tra Fil Bulk-fill hibrit kompozit ( Beş tabaka)

Grupta bulunan toplam 20 dişe diğer tüm gruplara uygulanan kavite kurallarının ve adeziv prosedürün aynısı gerçekleştirildi. Tüm gruptaki dişlere Grup 5'deki gibi X-tra Fil kompozit uygulandı. Fakat bulk-fill kompozitin tabakalama tekniği kullanılarak yerleştirildiğinde sızıntı değerlerinde farklılık olup olmadığını değerlendirmek için ikinci grupta olduğu gibi beş tabaka şeklinde kaviteye yerleştirildi. Bu tabakalar her aşamada 10'ar saniye 3M Elipar™ S10 LED ışık cihazı

kullanılarak polimerize edildi. Grup 2 ve 4'deki gibi polimerize edilmesi sebebiyle konfigürasyon faktörü değeri 0,957 olarak hesaplandı.

Bütün dişlerin restorasyonları tamamlandıktan sonra, tüm örnekler oda sıcaklığında distile su içerisinde 1 hafta bekletildi.

#### **2.4 Termal döngü**

Tüm örnekler 1000 çevrimlik termal döngü işlemine tabi tutularak yaşlandırıldı. Yaşlandırma işlemi termal siklus deney cihazı (Akdeniz Üniversitesi Teknik Bilimler Meslek Yüksek Okulu Şekil 2.13) ile gerçekleştirildi. Döngüdeki banyo sıcaklıkları +5 °C ve +55 °C olup, örnekler her banyoda 60 sn bekletilip 3 sn'lik transfer süresi olacak şekilde yaşlandırıldı.



Şekil 3.13 Termal döngü deney cihazı.

#### **3.5 Mikrosızıntı testi**

Yaşlandırılan tüm dişlerin kök uçları mum yardımıyla kapatıldı. Bu sayede metilen mavisinin foramen apikaleden ve o bölgedeki yan kanallardan girmesi engellendi. İki kat tırnak cilası dişin restorasyon çevresinde 2 mm boyanmamış alan kalacak şekilde örneklerin tüm yüzeylerine uygulandı.

Örnekler, kök uçlarının ve dişin diğer yüzeylerin kapatılmasından sonra % 1'lik metilen mavisi ( C.I. 52015 Merck, Almanya) çözeltisinde 8 saat boyunca oda ısısında (25 °C) bekletildi. Bu işleri takiben akan suyun altında bütün örnekler yıkandı. Artık boya kalıntıları uzaklaştırıldıktan sonra örnekler oda sıcaklığında kurutuldu.

Bütün örnekler, dişin mezio-distal doğrultusunda restorasyonun orta hattından geçecek şekilde elmas diskle kesildi.

Örneklerdeki boya penetrasyonu stereomikroskop (Stemi SV11 Işık mikroskobu) kullanılarak 20 kez büyütme ile incelendi ve ilgili restorasyonun mikrosızıntı değerleri kaydedildi. Boya penetrasyonunun değerlendirilmesi için kullanılan skala Tablo 3.3’de gösterilmektedir.

<b>Kenar Mikrosızıntı Skoru</b>	<b>Tanımlama</b>
0	Boya sızıntısı yok
1	Mine duvarında olan boya sızıntısı
2	Dentin duvarının en fazla yarısına kadar ulaşan boya sızıntısı
3	Dentin duvarının yarısını geçmiş pulpal duvara kadar ulaşan boya sızıntısı
4	Pulpal duvarda oluşan boya sızıntısı

**Tablo 3.3** Mikrosızıntı skorlarlama skalası.

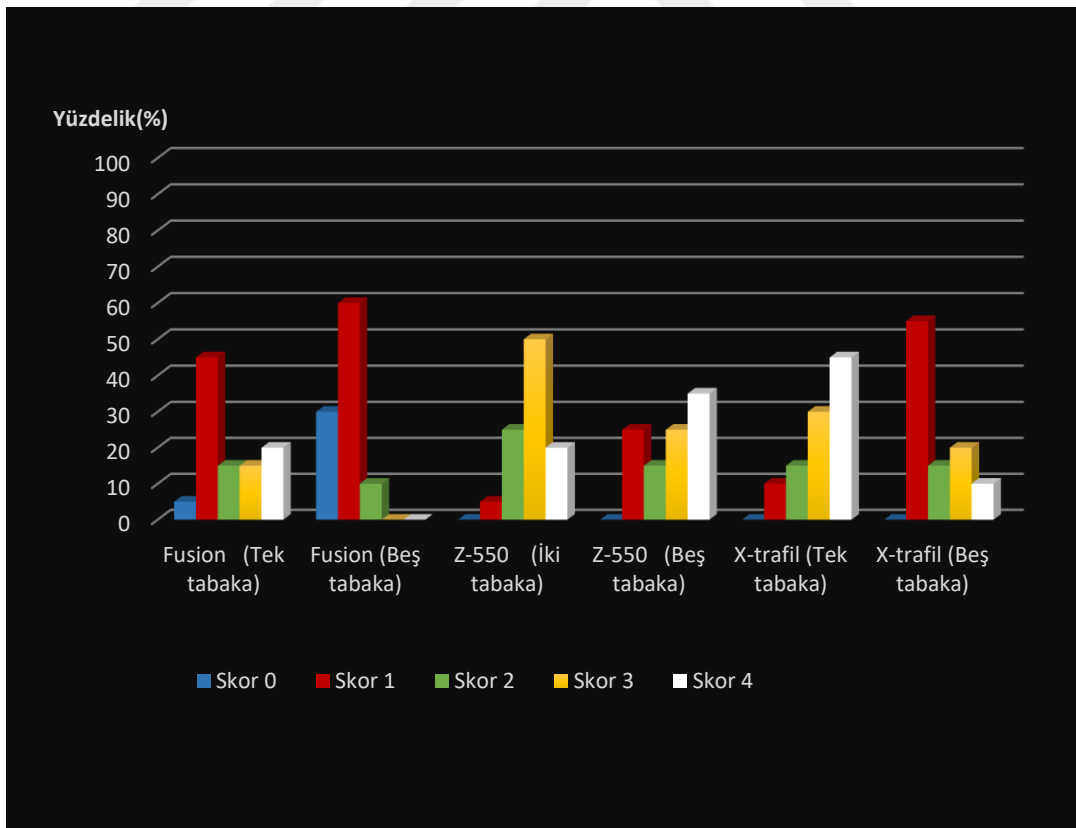
Çalışmamızda SPSS 22 paket programı kullanılarak istatistiksel analizler yapıldı. Mikrosızıntı analizi sonucunda elde edilen verilerin, normallik dağılımının incelenmesi amacıyla Kolmogorov-Smirnov testinden yararlandıktan sonra parametrik olmayan testler Kruskal-Wallis ve Mann-Whitney U testleri kullanıldı. Kruskal-Wallis testi ile deney grupları arasında fark olup olmadığı incelendi. Tüm testler için anlamlılık düzeyi  $p=0.05$  olarak belirlendi.

## 4. BULGULAR

Nanohibrit, ormoser ve bulk-fill kompozit rezinlerin farklı uygulama teknikleri kullanılarak polimerize edilip termal döngüde yaşlandırıldıktan sonra boya penetrasyon yöntemi kullanarak mikrosızıntıları incelendi. Mikrosızıntı analizi sonucunda elde edilen verilerin, normallik dağılımının incelenmesi amacıyla Kolmogorov-Smirnov testi kullanıldı. Bu testin sonuçlarına göre, verilerin değerlendirilmesi amacıyla parametrik olmayan testler Kruskal-Wallis ve Mann-Whitney U testleri kullanıldı. Tüm testler için anlamlılık düzeyi  $p=0.05$  olarak belirlendi.

### 4.1 Test sonuçlarının değerlendirilmesi

Mikrosızıntı miktarlarının belirlenebilmesi için kullanılan skorlamaya örnek olarak Şekil 4.2, 4.3, 4.4, 4.5, 4.6'da gösterilmiştir. Çalışmada hazırlanıp restore edilmiş 120 büyük azı dişin mikrosızıntı skorlamaları kullanılarak elde edilen sızıntı değerleri Şekil 4.1'de ve Tablo 4.1'de gösterilmiştir.



Şekil 4.1 Yüzelisel olarak mikrosızıntı skorları (n:20)

Gruplar	Skor 0		Skor 1		Skor 2		Skor 3		Skor 4	
	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
1. Fusion (Tek tabaka)	1	5	9	45	3	15	3	15	4	20
2. Fusion (Beş tabaka)	6	30	12	60	2	10	0	0	0	0
3. Z-550 (İki tabaka)	0	0	1	5	5	25	10	50	4	20
4. Z-550 (Beş tabaka)	0	0	5	25	5	25	5	25	7	35
5. X-trafil (Tek tabaka)	0	0	2	10	3	15	6	30	9	45
6. X-trafil (Beş tabaka)	0	0	11	55	3	15	4	20	2	10

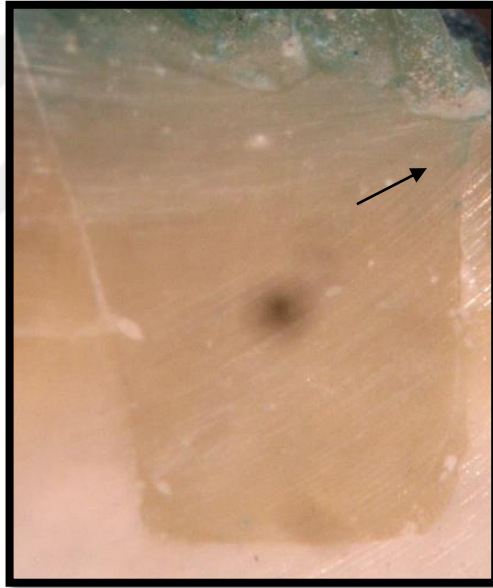
**Tablo 4.1** Mikrosızıntı skorları

Tablo 4.1'e göre mikrosızıntının tespit edilmediği (skoru: 0) en fazla örnek sayısı (6 örnek) Grup 2 (Fusion Beş tabaka)'da yer almaktadır. Bunu, sadece 1 örneğinde mikrosızıntı tespit edilen Grup 1 (Fusion Tek tabaka) takip etmektedir. Diğer tüm gruplarda mikrosızıntı tespit edilmeyen örnek bulunmamaktadır. Mikrosızıntının pulpal duvarda olduğu (skor: 4) en fazla örnek sayısı (9 örnek) Grup 5 (X-trafil Tek tabaka)'de yer almaktadır. Bunu Grup 4 (Z-550 Beş tabaka) 7 örnekle takip etmektedir. Grup 2 (Fusion Beş tabaka)'nin bütün örnekleri incelendiğinde sızıntının dentinin en fazla yarısına kadar ulaştığı görülmektedir (skor 1 ve 2).

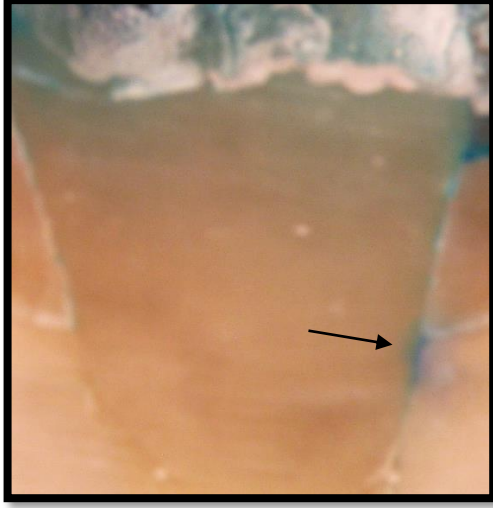




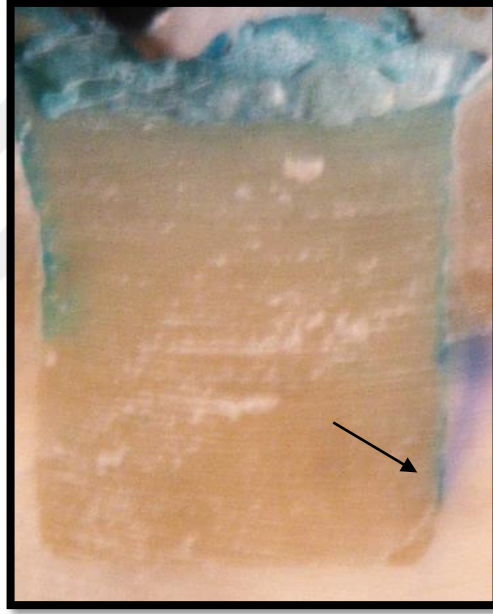
Şekil 4.2 sızıntı yok skor 0.



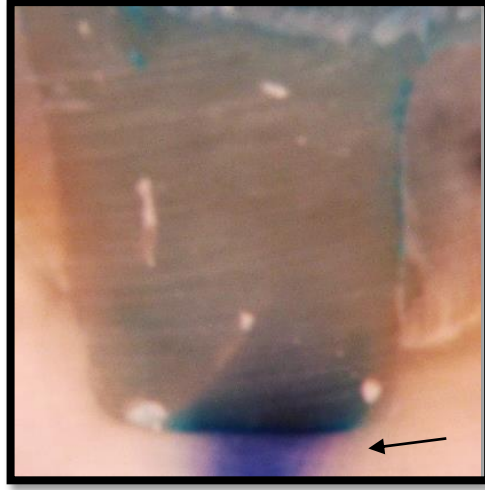
Şekil 4.3 Mine duvarında sızıntı skor 1.



Şekil 4.4 Dentin duvarının birinci yarısında sızıntı skor 2.

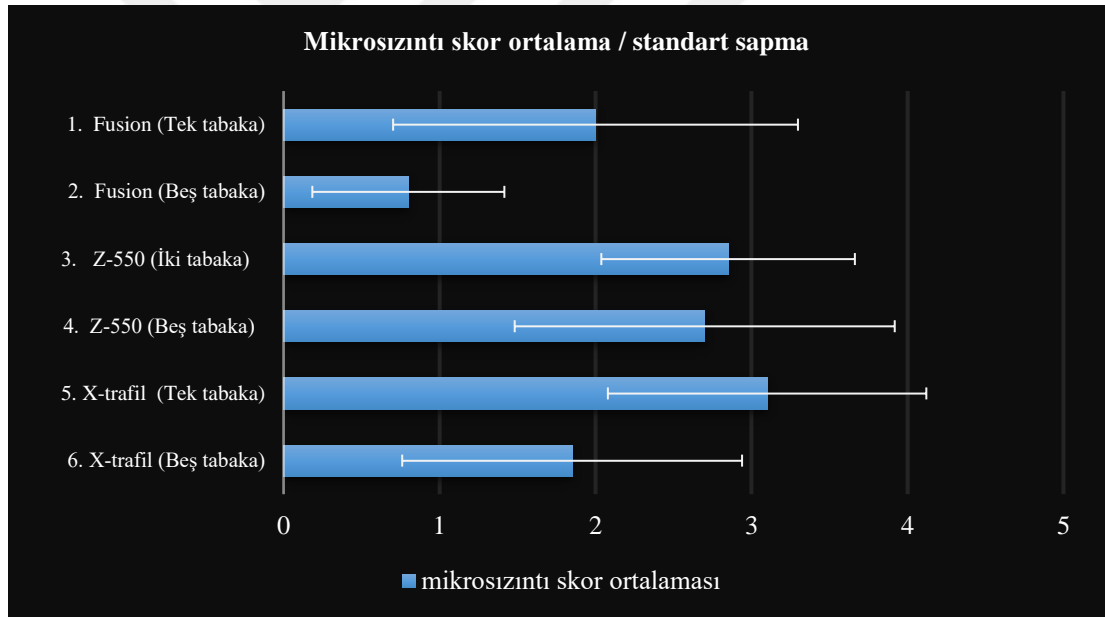


Şekil 4.5 Dentin duvarının ikinci yarısında sızıntı skor 3.



Şekil 4.6 Pulpal tabanda sızıntı skor 4.

Her gruba ait örneklerin ortalama mikrosızıntı skorları, standart sapmaları Şekil 4.7’de grafiksel olarak gösterilmiştir.



Şekil 4.7 Mikrosızıntı skor ortalama ve standart sapma değerleri

Kompozit rezin grupları ile mikrosızıntı arasındaki ilişki, Kruskal-Wallis testi ile istatistiksel olarak değerlendirildi. Buna göre, kompozit rezin grupları ile mikrosızıntı sonuçları arasındaki ilişki anlamlı bulundu ( $p < 0,05$ ). Mikrosızıntı skorları açısından hangi iki grup arasında istatistiksel olarak fark olduğunun belirlenmesi amacıyla Mann-Whitney U testi kullanıldı (Tablo 4.2).

	1. Fusion (Tek tabaka)	2. Fusion (Beş tabaka)	3. Z-550 (İki tabaka)	4. Z-550 (Beş tabaka)	5. X-trafil (Tek tabaka)	6. X-trafil (Beş tabaka)
1. Fusion (Tek tabaka)						
2. Fusion (Beş tabaka)	<b>0,003</b>					
3. Z-550 (İki tabaka)	<b>0,000</b>	0,102				
4. Z-550 (Beş tabaka)	<b>0,000</b>	<b>0,03</b>	0,883			
5. X-trafil (Tek tabaka)	<b>0,003</b>	0,779	<b>0,035</b>	<b>0,004</b>		
6. X-trafil (Beş tabaka)	<b>0,000</b>	<b>0,009</b>	0,341	0,289	<b>0,001</b>	

**Tablo 4.2** Mikrosızıntı verilerinin karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri yer almaktadır. Koyu ve altı çizilen p değerleri, 0,05'den küçük olduğu için istatistiksel olarak önemli farkı göstermektedir.

Grup 1 (Fusion Tek tabaka), Grup 2 (Fusion Beş tabaka) arasında uygulama tekniği açısından istatistiksel olarak anlamlı görülürken, Grup 3 (Z-550 İki tabaka) ile Grup 4 (Z-550 Beş tabaka) arasında anlamlı olmadığı görüldü. Buna ek olarak Grup 5 (X-trafil Tek tabaka) ile Grup 6 (X-trafil Beş tabaka) arasında uygulama tekniği açısından istatistiksel olarak anlamlı olduğu görüldü.

Mikrosızıntının en fazla görüldüğü kompozit rezinin Grup 5 (X-trafil Tek tabaka) olduğu görüldü. Grup 5 (X-trafil Tek tabaka) ile buna en yakın değeri gösteren Grup 3 (Z-550 İki tabaka) ile aralarındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu tespit edildi ( $p=0,035$ ). Grup 5 (X-trafil Tek tabaka) kompozit ile, (Grup 2 Fusion Beş tabaka hariç olmak üzere), diğer kompozit resin grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ( $p<0,05$ , Tablo 4.2 ).

Mikrosızıntının en az görüldüğü kompozit rezinin ise Grup 2 (Fusion Beş tabaka) olduğu görüldü. Bu kompozit resin grubu ile Grup 3 (Z-550 İki tabaka), Grup 5 (X-trafil Tek tabaka) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ( $p>0,05$ ). Grup 1 (Fusion Tek tabaka) ve Grup 4 (Z-550 Beş tabaka) arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu görüldü. (sırasıyla  $p=0,000$  ve  $p=0,03$ ).

## 5. TARTIŞMA

Adeziv diş hekimliğinde kompozit materyaller üstün özellikleri sayesinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Çeşitli sebeplerden dolayı oluşan madde kayıpları estetik ve fonksiyon bozulmasına hatta fonasyon problemlerine neden olabilmektedir. Kaybolan bütün bu özellikler kompozit rezinle restore edilerek kaybolan bütün bu özellikler tekrar kazandırılmaktadır. Kompozit rezin materyalinin üstün özelliklerinin yanında kritik öneme sahip eksiklikleri de mevcuttur. Kompozit rezinlerin uygulandıktan sonra diş dokusu ile mükemmel bir bağlantı sağlaması ve dolgu diş ara yüzünde boşluk kalmaması restorasyonun başarısını belirleyici bir faktördür. Restorasyondan sonra meydana gelebilecek herhangi bir mikro aralık mikrosızıntıya devamında bakteri invazyonlarına, renklenmelere, post-operatif hassasiyet, sekonder çürüklere hatta pulpal hastalıklara kadar ilerleyebilmektedir.<sup>(1, 12, 68)</sup>

Meydana gelen bu mikro aralık sonucunda gelişen mikrosızıntı tüm restoratif materyallerde olduğu gibi kompozit rezinlerde de önemli bir problem oluşturmaktadır. Bir restorasyonun uzun dönem başarısı için öncelikle bakteriyel mikrosızıntının önlenmesi gerekmektedir. Bu sebeplerden ötürü kompozit rezinlerle bu konu üzerinde yapılan çalışmalar ivme kazanarak sürekli artmaktadır. Yapılan restorasyonların değerlendirilmesini klinik olarak inceleyip yorumlamak gerçeklik açısından en değerli test metodu olsa da, laboratuvar çalışmalarına kıyasla daha uzun süreye ihtiyaç duyulmaktadır. Laboratuvar şartlarında gerçekleştirilen çalışmalarda değişken faktörleri sabit tutup, tek bir değişken faktörün değerlendirilmesi çok daha kısa sürede yapılabilmektedir. Ayrıca klinik olarak yapılan çalışmalarda materyalin uzun dönemde başarısı ortaya çıkana kadar, ya materyal daha gelişmiş bir hal almakta ya da piyasadan tamamen kalkmaktadır.<sup>(101)</sup> Laboratuvar çalışmalarına dayanarak elde edilen bilgiler doğrultusunda materyal seçimi, uygun kullanımı ve farklı uygulama teknikleri hakkında öneriler verilebilmektedir.

Bu laboratuvar çalışmasında; ormoser, nanohibrit ve bulk-fill kompozit rezinlerin farklı tabakalama teknikleri uygulanarak termal döngü ile yaşlandırılması sonrasında boya penetrasyon test yöntemiyle oluşan mikrosızıntı dereceleri karşılaştırılmalı olarak incelendi.

Türkün ve Ergücü'nün<sup>(110)</sup> 84 araştırmayı incelediği bir çalışmada en çok insan dişlerinin ve çoğunlukla büyük azı dişlerin tercih edildiği gösterilmiştir. Her grupta %51,3'ünde örnek sayısı 10 olarak seçilmiştir.<sup>(110)</sup> Dişlerin çekim sonrası saklandıkları ortam için %34,2'sinde distile veya deiyonize su kullanılmış olup katkı maddeleri kullanılmamıştır.<sup>(110)</sup>

Bu çalışmada ise 120 adet insan büyük azı dişi kullanıldı. Her grupta 20 adet (n=20) olmak üzere dişler rastgele 6 gruba ayrıldı. Çekilen dişler 30 günü geçmeyecek şekilde distile suda bekletildi. Çalışmamızda örnek sayısı 20 adet üzerinden planlanarak sonuçların istatistiksel olarak daha etkin olması sağlanmıştır. İnsan dişi tercihi ile laboratuvar çalışmasının klinik ortamı daha iyi taklit etmesi hedeflenmiştir. Büyük azı dişlerin seçilmesindeki nedenlerden birisi test edilen restoratif materyallerin bulk-fill kompozit rezin olması sebebiyle test yapılacak bölgenin arka grup dişleri içermesi gerekliliği, diğer bir nedeni ise bulk-fill restorasyonları yaparken kompoziti kütleli (tek tabaka) uygulayabilmek için dişin 4 mm kavite derinliği sağlayabilecek boyutta olması gerekliliğidir. Bu sebeple tek tabaka uygulama tekniğinin performansını değerlendirmek için diğer dişler anatomik açıdan da uygun olmamaktadır.

Mikrosızıntı çalışmalarında en çok hazırlanan kaviteler Sınıf V'dir. Bu kaviteler çalışmalarda tercih edilen kavite tiplerinin %54,5'ni oluşturmaktadır. Bunu %43,7'le Sınıf II kaviteler takip etmektedir.<sup>(110)</sup> Bu çalışmada özellikle kron hacmi büyük dişler seçilerek Sınıf I kaviteler açıldı. Sınıf I kaviteler, bulk-fill kompozitlerin tek seferde tek tabaka olarak uygulanabileceği boyutlarda hazırlandı. Bu nedenle kavitenin bukkal-lingual genişliği; 3 mm, mesiodistal uzunluğu; 3mm ve kavite derinliği ise bulk-fill kompozitlerin polimerizasyonların gerçekleşebileceği maksimum yükseklik olan 4 mm olarak hazırlandı. Tabakalama tekniğinin kullanılmasının konfigürasyon faktörü değerini düşürerek polimerizasyon büzülmesini azaltacağı düşünüldüğünden, bu tekniğin bulk-fill kompozitlerin polimerizasyon büzülmeleri üzerine etkisi incelenip değerlendirildi. Pulpa boynuzlarının perfore edilme riski gözönünde bulundurularak Sınıf I standart kaviteler 4 mm derinliğinde hazırlandı.

Mikrosızıntının önlenmesinin temelinde adezyon çok büyük önem arz etmektedir. Diş dokusu ile restoratif doku arasındaki bağlantı ne kadar başarılı ise mikro aralık

oluşma ihtimali o kadar azalmaktadır. Mikro aralığın önlenmesi ile mikrosızıntı oluşması engellenecek ve restorasyonun uzun dönem başarısı arttırılmış olacaktır. Kompozit rezinlerin polimerizasyonları esnasında meydana gelen polimerizasyon kontraksiyonu olarak ifade edilen hacimsel büzülme arzu edilmeyen bir durumdur. Bu büzülme stresinin etkisiyle kompozit rezin diş dokusu arasındaki bağlantı bozulmaktadır. Güçlü bir bağlantının oluşması ile bağlantı arayüzünde kenar aralığı oluşmasının engellenmesi arzu edilmektedir. Bu bağlantının elde edilebilmesi için dentin adeziv sistemlerinde restoratif materyalin dentine en az 20 MPa bir kuvvetle bağlanmış olması gerekmektedir.<sup>(111,112)</sup>

Mikrosızıntıyı önlemek ve dentin dokusuna bağlanmayı arttırmak için yapılan çalışmalarda smear tabakasını uzaklaştırmanın adezyonu olumlu yönde etkileyeceği rapor edilmiştir.<sup>(66, 113, 114)</sup> Smear tabakasının adezyonu hangi yönde ve ne düzeyde etkilediği, smear tabakasını kaldırma yöntemleri konusunda çok çeşitli araştırmalar yapıp değerlendirilmiştir. Sonucunda total etch olarak adlandırılan teknikle hem mine hem de dentin asite maruz kalarak kavitedeki smear tabakasının tamamen ortadan kaldırılması hedeflenmiştir.<sup>(66)</sup> Üç basamaklı total etch sistemleri her ne kadar başarılı olsalar da, ek basamaklarla birlikte yüksek teknik hassasiyet gerektirmesi,<sup>(115)</sup> en önemli sorunları arasında gösterilen asitleme işleminden sonra yıkamak ve sonrasında fazla miktarda kurutulmamasının yanında gereğinden fazla da ıslak bırakmamak gibi dezavantajları,<sup>(116)</sup> sebebiyle self etch sistemler geliştirilmiştir.

Bu konu üzerinde yapılan çalışmalar yoğunluğunu korumaktadır. İn vivo <sup>(117)</sup> ve in vitro <sup>(115)</sup> olarak dentine çok yüksek bağlanma etkinliği sebebiyle iki aşamalı self etch adeziv olan Clearfil SE Bond self etch adezivler arasında altın standart olarak kabul edilmektedir. Adeziv sistemler mikrosızıntı oluşumunda kritik öneme sahip olduğundan çalışmamızda bu değişkeni sabit tutmak amacıyla sadece Clearfil SE Bond adeziv sistem kullanıldı. Sonuç olarak bu şekilde uygulanan restoratif materyallerin ve uygulama tekniklerinin mikrosızıntı açısından ilişkisi ayrı ayrı incelenip değerlendirilmesine olanak sağlandı.

Adeziv sistemlerdeki gelişmelere benzer şekilde kompozit rezinler de aynı şekilde hızlı bir gelişme göstererek, bu malzemelerin fiziksel ve mekanik özellikleri arttırılmıştır. Polimerizasyon büzülmesini azaltıp mikrosızıntıyı en az seviyeye indirerek posterior bölgede daha uzun ömürlü restorasyonlar elde edilmesi

sağlanmıştır. Kompozit rezinlerin kimyasal içeriklerinin değiştirilmesi, rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin de değişmesine sebep olmaktadır.<sup>(36, 37)</sup>

Nanoteknoloji eşliğinde nanodoldurucuların gelişim göstermesi, kompozit rezinlerin yapısına nano boyutlarda doldurucular katılması sağlanarak doldurucu oranı çok daha yüksek seviyelere taşınmıştır.<sup>(118)</sup> Bu sayede monomer oranı düşürülerek polimerizasyon büzülmesi ve mikrosızıntı seviyesi azaltılmıştır. Bunlara ilaveten artık monomerlerin azaltılması ile daha az su emilimi gerçekleşmiş ve bunun sonucunda renk sabitliği sağlanarak daha uzun ömürlü restorasyonlar elde edilmesine imkân verilmiştir. Bu nedenle çalışmamızda kontrol grubu olarak nanohibrit bir kompozit olan Z550 Nano Hibrit Üniversal kullanılmıştır. Nanohibrit kompozitlerde polimerizasyon büzülmesi oranının azaltılmış olması diğer gruplardaki bulk-fill kompozitler ile polimerizasyon büzülmesi ve mikrosızıntı seviyeleri farklarının daha net bir şekilde karşılaştırılmasına imkân sağlamıştır.

Klinikte uygulama pratikliği sağlayarak hasta ve hekim açısından gereksiz zaman kaybını ortadan kaldıran bulk-fill kompozitler kullanımı yaygınlaşan güncel restoratif materyallerdir. Bu kompozitlerin yapısında modifikasyon yapılmış başlatıcı sistemlerin bulunması düşük büzülme stresi oluşturur. Sonucunda da mikrosızıntı seviyelerini azalttığı düşünülmektedir. Bir diğer grupta yer alan nanohibrit ormoser içerikli bulk-fill kompozitin seçilme nedeni ise; güncelliğini koruyan ormoserlerin, önemli bir özelliği olan inorganik doldurucusunun hibrit kompozitlerden daha az doldurucu içermesine rağmen eşdeğer polimerizasyon büzülmesi göstermesidir.<sup>(43)</sup> Yapısının hem ormoser hemde nano hibrit olması materyalin özelliklerini üst seviyelere taşımaktadır. Bunlara ilaveten bir de bulk-fill özelliğine sahip olması, bu kompozit rezinlerin en önemli avantajlarından. Yeni geliştirilen bu materyalde polimerizasyon büzülmesi sonucunda oluşan mikrosızıntı seviyelerinin değerlendirilmesi materyalin uzun dönem klinik başarısında yol gösterici olacaktır.

Restoratif materyallerin klinik başarısı için mikrosızıntı çok kritik öneme sahiptir.<sup>(13,</sup>

<sup>93)</sup> Adezivin ve kompozit rezin materyalin mikrosızıntıya direk etkisi olmasının yanında uygulama tekniği de bu anlamda çok önemlidir. Bu konuda yapılan çok sayıda çalışmalar mevcuttur. Bir çalışmada kompozit rezinin hazırlanan kaviteye tek bir kütle olarak yerleştirilmesiyle tabakalar halinde yerleştirilmesi arasındaki fark incelenmiştir. Çalışma sonucunda kompozit rezinin tabakalar halinde kaviteye



uygulanmasının polimerizasyon büzülme streslerini kontrol altına alabildiğini ve bu sayede restoratif materyalle diş dokusu arasında büzülme aralığını azalttığı kanısına varılmıştır.<sup>(119)</sup> Tabakalama tekniğinin konfigürasyon faktörü değerı yüksek olan Sınıf I ve Sınıf II kavitelere polimerizasyon büzülmesini sınırlandırarak biriken stresleri azaltıcı etkinliğe sahip olduğu düşünülmektedir.<sup>(5, 120, 121)</sup> Tabakalama tekniğinin mantığında konfigürasyon faktörünü ve ışık ile polimerize olan kompozit miktarını düşürüp polimerizasyon büzülme kuvvetlerini azaltmak yatmaktadır.<sup>(122, 123)</sup>

Yapılan birçok in vitro çalışmada hazırlanmış kaviteye kompozit rezinlerin tabakalar halinde yerleştirilmenin, kütlesel olarak yerleştirilmesine oranla daha iyi bir adaptasyon ve daha az mikrosızıntı oluşturduğu bildirilse de <sup>(124, 125)</sup>, bazı çalışmalarda da herhangi bir fark oluşturmadığı belirtilmiştir.<sup>(126, 127)</sup>

Farklı kompozit yerleştirme teknikleriyle yapılmasına rağmen restorasyonlardaki mikrosızıntıların önüne geçilemediği ayrıca mine ve dentinde oluşan mikrosızıntıların aralarında da istatikselsel olarak bir anlam oluşturmadığı gösterilmiştir.<sup>(128)</sup> Yapılan bir araştırmada horizontal tabakalama tekniği kullanılarak yapılan restorasyonların diğer tabakalama tekniklerinden daha iyi sonuçlar verdiği rapor edilmiştir. <sup>(129)</sup> Başka bir çalışmada ise aksine horizontal tabakalama tekniğin kullanılmasının konfigürasyon faktörünü arttırarak kavite duvarları arasındaki polimerizasyon büzülme kuvvetinin en fazla olduğu iddia edilmiştir.<sup>(130)</sup> Diğer taraftan başka çalışmalarda ise tek tabaka tekniğinin uygun kompozitler kullanıldığında daha üstün olduğu, diğer tabakalama tekniklerine göre daha az polimerizasyon büzülme kuvveti oluşturduğu vurgulanmıştır.<sup>(131, 132)</sup> Bu sayede de daha az mikrosızıntı oluştuğu düşünülmektedir.<sup>(124, 131)</sup> Bütün bunların aksine, derin kavitelere tek tabaka tekniği kullanılarak kompozit rezinin uygulanmasının ardından ışık ile polimerize olması sırasında ışığın derin bölgelere ulaşamaması sonucunda kavite tabanında yeterli polimerizasyon sağlanamadığı ifade edilmiştir.<sup>(133-135)</sup>

Bütün bu yapılan çalışmalara dayanarak tabakalama tekniklerinin mikrosızıntıya olan etkisi çok farklı sonuçlar göstermiştir. Restoratif materyallerde oluşan mikrosızıntı miktarı uygulanan materyali ve materyalin yerleştrildiği kavitenin şekli, önemli bir oranda da uygulama tekniğine bağlıdır. Çalışmamızda sadece kompozit rezinlerin oluşturdukları mikrosızıntı incelenmemiştir. Bunun yanında farklı uygulama

tekniklerinin mikrosızıntıyı ne yönde etkilediği de araştırılmıştır. Bu yüzden aynı restoratif materyalin kullanıldığı farklı uygulama tekniği ile restorasyon yapılan gruplar oluşturuldu. Bu sayede tek tabaka tekniği ile tabakalama tekniğinin polimerizasyon büzülmesiyle oluşan mikrosızıntıya olan etkisi karşılaştırıldı. Bulk-fill kompozit rezinlerin firma talimatlarında önerilen en kalın kompozit tabakasının yerleştirilebileceği özel Sınıf I kavite hazırlanarak, tek tabakanın tek seferde uygulanabilmesi sağlandı. Diğer uygulama yönteminde ise konfigürasyon faktör değerini alt seviyede tutabilmek için yerleştirme işlemi toplamda beş tabaka halinde gerçekleştirildi. Mesial, bukkal, lingual ve distal olmak üzere dört kavite duvarına bir yüzeyi dik piramit formunda, piramitin dik yüzeyi kavite duvarına gelecek şekilde yerleştirildi. Son tabaka ise oklüzal form verilerek tamamlandı. Bu sayede her tabakada bağlanmayan yüzey alanı artırılıp bağlanan yüzey alanı düşürüldü. Bu metot sayesinde diğer gruplara uyguladığımız tek tabaka tekniğinde konfigürasyon faktör değeri; 6,33 iken tabakalama tekniğinde bu değer 0,957'ye kadar indirildi. Bu sayede polimerizasyon büzülme kuvveti azaltılıp mikrosızıntının önlenmesi hedeflendi.

Mikrosızıntı çalışmalarında örnekler restorasyon işlemleri tamamlandıktan sonra çoğunlukla su içerisinde saklanmaktadır. Saklama koşulları 37 °C'lik su içerisinde birkaç aydan 4-5 yıla kadar hatta daha fazla süreli periodlardan oluşmuştur.<sup>(136-138)</sup> Çoğu çalışmalarda örneklerin kısa süreliğine su içerisinde saklanması sonucunda bile ara yüzlerdeki bağlantı kuvvetlerinde azalma gözlenmiştir.<sup>(138, 139)</sup> Restorasyon ile diş dokusu arasındaki bağın zayıflaması, restore edilmiş örneklerin su içerisinde saklanması sonucunda rezin ve kollojen dokuların hidroliziyle açıklanmaktadır. Plastikleştirici olarak bilinen bu süreçte; kompozit rezin materyaline suyun infiltre olmasını takiben polimer zincirlerin şişip büzülmesi sonucunda oluşan sürtünme kuvvetlerin etkisiyle polimer matriksin mekanik özellikleri zayıflamaktadır.<sup>(140, 141)</sup> Ayrıca bazı bağlantı bölgelerinde polimerize olmamış monomerler, parçalanmış artık ürünler suda çözünerek de bağlantıyı bozmaktadır.<sup>(142)</sup>

Mikrosızıntı çalışmalarında sıklıkla saklama solüsyonu olarak su kullanılmaktadır. Bakteriyel çoğalmayı durdurmak için suyun içerisine antibiyotiğinde yer aldığı birçok antibakteriyel kimyasal maddeler ilave edilmiştir.<sup>(138)</sup> Bazı çalışmalarda ise klinik ortamı taklit edebilmek için yaşlandırıcı solüsyon olarak yapay tükürük

kullanılmıştır. Fakat yapay tükürük ile saf su, rezin ile diş dokusu arasındaki bağın zayıflaması bakımından eş değer sonuçlar göstermişlerdir.<sup>(143)</sup> Hatta bazı çalışmalarda saklama solüsyonlarının içerisine enzimler bile ilave edilmiştir. En çok kullanılan in vivo test metodunda bakteriler tarafından üretilen esteraz enzimi, rezin bileşenlerini parçalayarak yıktığı için tercih edilmektedir.<sup>(143)</sup> Çoğu bozulma süreci difüzyon oranına bağlıdır.<sup>(136)</sup>

Diş dokusu ve rezin arasındaki bağlantının incelendiği çalışmalarda saklama solüsyonu olarak suyun kullanılmasıyla diğer solüsyonların kullanılması arasında mikrosızıntı açısından herhangi bir fark görülmemiştir.<sup>(144)</sup> Bu tür mikrosızıntı çalışmalarında saklama solüsyonun sıcaklığı çoğunlukla oda sıcaklığı veya 37 °C seçilmiş olup, solüsyonlarda bekleme süresi ise 1 hafta olarak belirlenmiştir.<sup>(145)</sup> Bu süre bağlantı ara yüzlerindeki polimerize olmamış monomerlerin veya parçalanmış ürünlerin çözülerek saklama solüsyonuna geçmesi için yeterli görülmektedir. Bu yapılan işlem termal döngü ile yaşlandırma işlemi yapılmadan önceki ön hazırlık niteliği taşımaktadır. Çalışmamızda örnekler restorasyon sonrasında 1 hafta boyunca oda sıcaklığında distile suda bekletilmiştir.

Termal döngü yaygın olarak kullanılan bir yapay yaşlandırma tekniğidir. Literatürde genelde 5°C ile 55°C arasındaki suda 500 çevrimden oluşan termal döngü tercih edilmektedir.<sup>(44)</sup> Termal döngü ile yapılan yaşlandırma iki yolla açıklanmaktadır. Birincisi; rezinlere temas eden sıcak su restorasyonların ara yüzlerindeki bileşenleri hızlı bir şekilde hidrolize uğratar, parçalanmış ürünler ve yeterli polimerize olmamış oligomerler ara yüzden suya geçerek bağlantıyı olumsuz yönde etkileyebilmektedirler. Diğer bir yol ise; restoratif materyal ile diş dokusu arasındaki termal büzülme ve genişleme katsayıları farklı olduğundan diş dokusu ile biyomateryal ara yüzünde tekrarlayan büzülme ve genişleme stresleri oluşarak bağlantının yapısı bozulabilmektedir.<sup>(146, 147)</sup>

Diş dokusu ile restoratif materyal arasındaki termal genişleme ve büzülme katsayısı farkından dolayı klinik sıcaklık değişimini taklit edebilmek için mikrosızıntı çalışmalarında termal döngü testini kullanmak materyalin uzun dönem klinik başarısı açısından yol göstericidir. 10.000 termal döngü çevriminin ağız içerisindeki bir yıllık in vivo fonksiyonel sıcaklık değişimini in vitro olarak yansıttığı belirtilmektedir.<sup>(107)</sup> Aksine termal döngünün çevrim sayısının artmasının veya azalmasının

mikrosızıntıya etki etmediği de iddia edilmiştir.<sup>(148)</sup> Hatta termal döngü sisteminin banyo solüsyonundaki daldırılış süresinin de mikrosızıntı derecesini etkilemediği vurgulanmıştır. <sup>(148)</sup> Bu bilgiler ışığında çalışmamızda bütün örnekler 1000 çevrimlik termal döngü sistemiyle yaşlandırıldı. Termal döngü sistemindeki banyo sıcaklıkları +5 °C ve +55 °C olup, örnekler her banyoda 60 sn bekletilip 3 sn'lik bir transfer süresiyle termal döngüye tabi tutuldu.

Bir restorasyonun başarılı sayılabilmesi için uzun süre problem oluşturmadan hasta ağzında kalması gerekmektedir. Bu başarının temelinde ise restorasyonun dış dokusuyla oluşturduğu bağlanma kalitesi ve örtücülüğü yatmaktadır. Şayet yeterli bağlanma ve örtücülük sağlanmazsa, restorasyon kenarlarında mikro düzeyde sızıntı, renklenme, sekonder çürükler görülüp restorasyonun yenilenmesi gerekebilir, bu durum pulpal hastalıklarla da sonuçlanabilir.<sup>(12, 46)</sup> Özellikle kullanılan kompozit rezinlerde polimerizasyon sonrasında ortaya çıkan hacimsel küçülme, dış dokusu ile restorasyon arasında büzülme stresleri oluşturmaktadır. Meydana gelen bu büzülme stresleri bağlantı kuvvetinden büyükse ara yüzde adeziv bağlantıda ayrılma görülür. Oluşan mikrometre büyüklüğündeki aralıklardan sıvı moleküllerin geçmesi mikrosızıntıya neden olmaktadır.<sup>(149)</sup> Restorasyonda meydana gelen bu mikrosızıntıları in vitro olarak tayin etmek için çok sayıda mikrosızıntı tespit yöntemleri vardır. Bunlar; Boyar madde penetrasyon testleri, Kimyasal ajanlar, Radyoizotoplar, Bakteriyel çalışmalar, Elektro-kimyasal çalışmalar, Hava basıncı yöntemi, Nötron aktivasyon analizi, Mikroskobik inceleme yöntemleri olarak sayılabilir.<sup>(13, 48, 71, 87)</sup>

Bazı araştırmalarda laboratuvar ortamında uygulanan boya penetrasyonu ile meydana gelen sızıntıları, klinik ortamda meydana gelen sızıntılardan çok daha fazla olduğu gösterilmiştir.<sup>(150, 151)</sup> Bu durumun nedeni, in vitro ortamda kullanılan boyaların molekül çaplarının, çürüğün oluşmasına sebep olan bakteri ve bakteri toksinlerinin çaplarından küçük olmasıyla açıklanmaktadır.<sup>(152)</sup> Boya penetrasyon testlerinin hızlı sonuç vermesi, basit uygulanabilirliği ve yöntem maliyetinin düşük olması sebebiyle mikrosızıntı değerlendirme yöntemlerinde en çok tercih edilen yöntemdir. Boya penetrasyon testlerinde çok çeşitli organik boyalar kullanılmaktadır. Bu boyaların her biri farklı konsantrasyonlarda uygulanmaktadır. Elde edilen konsantrasyonun değerine göre bekletilme süreleri de değişkenlik göstermektedir. Kullanılan organik

boyanın molekül çapları bakteri ve bakteri toksinlerinden çok küçük fakat su moleküllerinden büyüktür. Bu sebeple su molekülleri oluşan mikro aralıklardan çok kolay bir şekilde girerek hibrit tabakasına kadar ulaşır kollajen fibrillerini hidrolize edebilmektedirler.<sup>(151)</sup> Ayrıca bakterilerin yaşayabilmesi için gerekli olan glikoz molekülünün boyutu da boya moleküllerinden küçüktür.<sup>(152)</sup> Bu nedenle glikozun bulunduğu mikro aralıkta olası bir bakteri varlığında bakteriler hızlı ve çok kolay bir şekilde üreyebilir. Üreyen bakterilerin oluşturdukları metabolik artıklar ise sekonder çürüklerin oluşmasına neden olacaktır. Çalışmamızda mikrosızıntı tesbiti için boya penetrasyon yöntemi kullanılmıştır. Bu yöntem literatürde sıkça kullanılan ve etkili sonuçlar veren standart bir yöntemdir. Organik boya olarak metilen mavisi kullanılmıştır. Bazı boyalar farklı pH değerlerinde renk kaybetme, çürük dentine bağlanma kapasitesi veya her ortamda kalıcı olmaması gibi olumsuz özelliklere sahip iken metilen mavisi bu tür dezavantajlı bir yapıya sahip değildir.<sup>(96)</sup> Konsantrasyon değeri ise uygulama süresiyle ilişkili olarak %2'lik hazırlandı. Bütün örnekler %2'lik metilen mavisinde 8 saat bekletildi.

Örneklerde oluşan mikrosızıntıları sayısal olarak değerlendirmek için mikrosızıntı skor skalası oluşturuldu. Skala oluşturulurken bazı hususlara dikkat edildi. Örnekler hazırlanırken ilave asitleme yapılmadan, self etch adeziv uygulandı. Asitleme yapılmadan uygulanan self etch adezivler dentin dokusuna iyi bir bağlantı sağlarlar ancak etch and rinse sistemleriyle kıyaslandığında mine dokusuna bağlanmada yetersiz kalabilirler. Mikrosızıntı seviyesinin mine ve dentinde ayrı olarak incelenebilmesi için skorlama sistemi geniş bir skalada oluşturuldu. Bütün örneklerde skorların %5,83 '0' iken %33,33'lük kısmı da '1' olarak görüldü. Bu olası durumları göz önünde bulundurarak skor skalasında sızıntı göstermeyenlere '0', minede sınırlı olan sızıntılara '1', dentin tabakasının ilk yarısına kadar olan sızıntılara '2', dentin tabakasının ikinci yarısında olan sızıntılara '3', pulpal tabana ulaşan sızıntılara ise '4' olacak şekilde rakamlar verildi. Bu sayede skor skalasının geniş tutulması oluşan sızıntıların gerçeğe yakın, kapsamlı ve detaylı bir şekilde incelenmesine olanak sağladı.

Fusion Ormocer göstermiş olduğu performans sayesinde çalışmamızda diğer kompozitlere karşı mikrosızıntı açısından çok ciddi bir üstünlük sağladı. En az mikrosızıntı Grup 2'de (Fusion Beş tabaka) görüldü. Bütün gruplar içerisinde

mikrosızıntı göstermeyen (skor:0) örnek sayısı en fazla olan grup (Fusion Beş tabaka) olmuştur. Buna ilaveten pulpaya ulaşmış sızıntı değeri (skor:4) en az olan grup da yine Fusion Ormocer'in beş tabaka şeklinde uygulanan grup olmuştur.

Skor '0' açısından Grup 2'yi takip eden Grup 1'in (Fusion Tek tabaka) sadece % 5'lik kısmında mikrosızıntı görülmedi. Grup 1 ve Grup 2 dışındaki bütün gruplarda her örnekte mikrosızıntı tespit edildi. Bu sonuçlar doğrultusunda bütün kompozitler içerisinde mikrosızıntının en az görüldüğü Fusion Ormocer standart bir bağlayıcı ajan kullanıldığı göz önünde bulundurulduğunda muhtemelen en az polimerizasyon büzülmesi ve bu sayede diş dokusu ile restorasyon ara yüzeyinde en az açıklığa sahip kompozit olduğu söylenebilir. Literatürde sızıntı konusunda bulk-fill kompozitlerle yapılmış birçok çalışma bulunmamaktadır. Fusion Ormocer yeni bir restoratif materyal olması nedeniyle yapmış olduğumuz mikrosızıntı çalışmamıza benzer bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Fakat bulk-fill ve nanohibrit özellikler içermeyen sadece ormoser kompozitlerle ilgi çalışmalar bulunmaktadır. Fusion Ormocer kompozitin bulk-fill tekniğiyle uygulanabilmesinin yanında nanohibrit kompozit özellikleri de taşıması nedeniyle çeşitli avantajları vardır. Ormoser kompozitlerin yapısı organik modifiye seramik olması sayesinde materyale üstün mekanik özellikler sağlar. Fakat polimerizasyon için uygulanan ışığın gücüne ve süresine çok dikkat edilmelidir. Seramik yapı sergilemesi ışık geçirgenliğini bir derece de olsa konvansiyonel kompozitlere azaltır.<sup>(64)</sup> Bu materyallerin geleneksel kompozitlerle kıyaslandığında aşınmaya karşı dayanıklılığı daha iyidir. Ormoserleri geleneksel kompozitlerden ayıran farklardan birisi de organik matrisinin ana bileşeninin metakrilat polisiloksan yapısında olmasıdır. Bunun sonucunda da dimetakrilat monomerlerinin oranı geleneksel kompozitlere göre azaltılmıştır. Ormoserler hibrit kompozitlerdeki inorganik dolduruculardan daha az doldurucu içermesine rağmen eş değer polimerizasyon büzülmesi göstermektedir.<sup>(10, 11)</sup>

Fusion Ormocer bulk-fill kompozitin tek tabaka yöntemi ile değil de beş ayrı tabaka şeklinde inkremental yöntemle uygulanması mikrosızıntı oranını azaltmıştır. Üretici firma Fusion Ormocer'in en fazla 4 mm uygulandığında en az 20 sn ışıkla polimerize edilmesi gerektiğini uygulama prosedüründe belirtmiştir. Yapısının seramik olması ışığın kavitenin en derin noktalarına ulaşmasını zorlaştırır bu nedenle her ne kadar yapısı bulk-fill özelliği içerse de, polimerizasyon için uygulanan ışığın gücü ve süresi

belirleyicidir.<sup>(64)</sup> Fusion Ormocer beş tabaka şeklinde uygulandığında tek tabakaya göre istatistiksel olarak da anlamlı farklılıklar bulunmuştur ( $p<0,05$ ).

Han ve Park'ın<sup>(153)</sup> yapmış olduğu çalışmada farklı konfigürasyonlu kavitelere bulk-fill ve inkremental teknikle yerleştirilmiş olan kompozitler incelenmiştir. Çalışmamızın sonuçlarıyla bu çalışmanın sonuçları ile paralellik göstermiştir. İnkremental yöntemin, konfigürasyon faktörünün yüksek olduğu sınıf I kavitelere tek tabaka tekniğinden üstün olduğu fakat konfigürasyon faktörü düşük olan sınıf II kavitelere uygulama teknikleri arasında bir fark olmadığını belirtmişlerdir. Çalışmamızın bulguları doğrultusunda da inkremental yöntemle uygulanan bulk-fill kompozitler tek tabaka tekniğiyle uygulanmaya göre mikrosızıntı açısından üstünlük göstermiştir. Ayrıca Han ve Park'ın yapmış olduğu aynı çalışmada kompozit rezinlerin konfigürasyon faktörünün düşük olduğu kavitelere diş dokusuna bağlanma güçlerinin konfigürasyon faktörünün büyük olduğu kavitelere daha yüksek olduğu bulunmuştur. Bunlara ilaveten kullanılan farklı bulk-fill kompozitlerde meydana gelen polimerizasyon streslerinin farklı büyüklükte olmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Fakat çalışmamızda kullanılan iki farklı bulk-fill kompozit olan Fusion Ormocer ve X-tra Fil her iki teknikte uygulamada da aralarında istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmüştür.<sup>(153)</sup>

Gammarra ve arkadaşlarının<sup>(154)</sup> yapmış olduğu çalışmada bulk-fill kompozitin farklı foto polimerizasyon teknikleri kullanarak polimerize edilmesinin marjinal adaptasyona ve mikrosızıntıya olan etkileri incelenmiştir. Çalışmanın sonuçları termal döngü uygulanmasından sonra bütün örneklerin marjinal devamlılığını kaybettiğini göstermiştir. Bu bulgulara dayanarak termal döngü ile yaşlandırmanın mikrosızıntıya olan etkisi açıkça görülmektedir. Bu nedenle çalışmamızdaki örneklerin çok büyük bir kısmında mikrosızıntı görülmesinin nedenleri arasında termal döngü ile yaşlandırma olduğu düşünülmektedir. Ayrıca çalışmada bulk-fill kompozitin bütün foto polimerizasyon tekniklerinde mikrosızıntı gösterdiğini ve istatistiksel olarak da bu teknikler arasında fark olmadığını belirtmişlerdir. Sınıf II kavite için Sınıf I kavitelere göre konfigürasyon faktör değeri çok düşük olduğunu dikkate aldığımızda çalışmada MOD kaviteye sahip bütün örneklerde bulk-fill tekniği uygulanmasından kaynaklı mikrosızıntı görüldüğü düşünülmektedir. Konfigürasyon faktörünün bu kadar düşük olduğu bütün kavitelere mikrosızıntı

görülebiliyorsa, konfigürasyon faktörünün çok daha büyük olduğu Sınıf I kavitelere çok daha büyük seviyelerde mikrosızıntı görülebilir.<sup>(154)</sup> Daha öncede bahsedildiği gibi çalışmamızdaki sınıf I kaviteli örneklerin bulk-fill tekniği uygulanmasının sonucunda mikrosızıntı açısından elde ettiğimiz bulgular, Gammarra ve arkadaşlarının çalışmasıyla uyumluluk göstermektedir. Elde ettiğimiz bulgulara dayanarak bulk-fill kompozitlerde inkremental teknik bulk-fill tekniğe göre mikrosızıntı açısından daha başarılı bulunduğu gibi istatistiksel olarak anlamlı bulundu. Fakat Z550 Nano Hibrit Üiversal kompozitin mikrosızıntı açısından her iki teknikte fark görülse de istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı.

Tomaszewska ve arkadaşları<sup>(155)</sup> çeşitli kompozit rezinlerin yerleştirilmesinde (Beautiful Bulk Restorative , Tetric Evo Ceram Bulk-fill , Admira Fusion x-tra) farklı uygulama protokollerinin kullanılmasının servikal mikrosızıntıya ve tüberkül esnemesine (cuspal deflexion) olan etkisinin incelendiği bir çalışma yapmışlardır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre Fusion Ormoser hem servikal mikrosızıntı hem tüberkül esnemesi açısından başarılı olmuştur. Kullanılan üç bulk-fill kompozit arasında da tüberkül esnemesi açısından üstünlük göstermesinin yanında servikal mikrosızıntı açısından Beautiful Bulk Restorative bulk-fill kompozitler birlikte aynı başarıyı göstermiştir. Tetric EvoCeram Bulk-fill kompoziti mikrosızıntı açısından başarısız olmuştur ve Fusion Ormoser ile aralarında istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmüştür.<sup>(155)</sup> Bu bilgilere dayanarak Fusion Ormoser hem çalışmamızda hem de Tomaszewska ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada başarılı en başarılı bulk-fill kompozit olmuştur. Materyal başarısı kaynaklı benzerlik göstermişlerdir. Yine aynı çalışmada dikkati çeken bir başka sonuç ise aynı firmanın üretmiş olduğu ormocer içerikli bulk-fill olan (Fusion X-tra Ormoser) ve bulk-fill olmayan (Fusion Ormoser) kompozitleri farklı uygulama prosedürleri uygulanmasına rağmen eş değer servikal mikrosızıntı göstermişlerdir. Fakat tüberkül esnemesi açısından Fusion X-tra Ormoser , Fusion Ormoser göre daha başarılı olmuştur.<sup>(155)</sup>

Çalışmamızda kullandığımız aynı üretici firmaya ait farklı yapıdaki iki bulk-fill kompozit hem tabakalama tekniği uygulandığında hem de tek tabaka tekniği uygulandığında ciddi bir performans farkı gösterdi, sonuçlarda istatistiksel olarak anlamlı bulundu ( $p < 0,05$ ). Fusion Ormocer ve X-tra Fil kompozit aynı üretici firmaya ait olmasına rağmen yapıdaki farklılıklar nedeniyle uygulama prosedürleri



farklılık göstermektedir. X-tra Fil kompozit kaviteye yerleştirilirken en fazla 4 mm'ye kadar ve Fusion Ormocer bulk-fill kompozitten farklı olarak en az 10 sn ışıqla polimerize olması gerektiğini uygulama prosedüründe belirtmektedir. Fusion Ormocer bulk-fill kompozit çalışmada en iyi performans gösteren kompozit olurken, X-tra Fil kompozit ise en kötü performansı gösteren kompozit oldu.

Tetric Evo Ceram Bulk-fill kompozit (Ivoclar Vivadent), SonicFill Bulk-fill kompozit (Kerr) ve X-tra Fil (Voco) olmak üzere üç bulk-fill kompozitin oklüzal ve servikal duvarlarında meydana gelen mikrosızıntıları inceleyen bir çalışmada da üç bulk-fill kompozitin içinde X-tra Fil (Voco ) oklüzal ve servikal duvarda en kötü performansı sergileyen bulk-fill kompozit olmuştur.<sup>(156)</sup> Çalışmamızda en çok mikrosızıntıyı Grup 5 (X-tra Fil tek tabaka) gösterdi.( $p < 0,05$ ) Elde ettiğimiz veriler doğrultusunda X-tra Fil (Voco)'nun tabakalar halinde yerleştirilerek konfigürasyon faktörün ve uygulanan tabakaların kalınlığı azaldığı için polimerizasyon büzülmesinin azaldığı düşünülmektedir.

Sonuç olarak X-tra Fil kompozit, Fusion Ormocer kadar mikrosızıntı açısından başarılı olmasa da tabakalama tekniğinde hem ışığın geçtiği tabaka kalınlığındaki azalma hem de konfigürasyon faktöründeki düşüş nedeniyle daha iyi bir performans sergiledi. Ayrıca çalışmamızın sonuçlarına göre başarı açısından tek tabaka olarak kullanılmasındansa tabakalar halinde uygulanmasının daha iyi sonuçlar verebileceği görüşüne varıldı.

Bulk-fill tekniği diğer tekniklere göre ciddi anlamda zaman tasarrufu sağlaması nedeniyle bütün diş hekimlerinin ilgisini çekmektedir. Bulk-fill tekniğini diğer tekniklerle zaman tasarrufu açısından değerlendiren bir çalışmada, tek tabakatekniğinin diğer tekniklere kıyasla çok ciddi anlamda zaman tasarrufu sağladığını, ancak yapılan restorasyonun şekil (kontur) ve estetik açıdan kötü sonuçlar sergilediği belirtilmiştir.<sup>(7)</sup> Ayrıca bulk-fill tekniğinin dikkatlerden kaçan bir başka dezavantajı daha vardır. Bütün ekzotermik reaksiyon gösteren materyallerde olduğu gibi kompozit rezinler polimerizasyon esnasında dış ortama ısı vermektedirler. Özellikle de bulk-fill kompozitler polimerizasyonunu tamamlarken ani bir şekilde dış ortama ısı vererek çevredeki dokularda sıcaklık artışına neden olabilmektedir. Bu alanda yapılan bir araştırmada bulk-fill tekniği uygulama pratikliği sağlayarak zaman kazandırsa da tabakalama tekniğine göre özellikle de

derin kavitelere pulpada yüksek sıcaklık artışına neden olduğu belirtilmiştir. Bu nedenle bulk-fill tekniğini seçmeden önce pulpa sağlığı açısından dikkatli bir inceleme yapılması gerektiği dile getirilmektedir.<sup>(157)</sup>

Çalışmamızda 3mm x 3mm x 4mm ölçülerinde Sınıf I kavite hazırlandı. Hazırlanan kaviteye üretici firmaların bulk-fill kompozitleri tek tabakada polimerize olabildiğini iddia ettikleri tabaka kalınlığında bulk-fill kompozit uygulandı. Grup1 ve Grup 5 tek tabaka olarak uygulanan gruplar oldu. Çalışmamızda kullanılan Z550 Nano Hibrit Üiversal kompozitin bulk-fill kompozit olmaması nedeniyle tabakalama kalınlığı en fazla 2 mm olacak şekilde iki tabaka olarak uygulandı. Bu uygulama şekliyle çalışmadaki bütün kompozitler firmanın önerdiği maksimum kalınlıkta polimerize edildi. Bu uygulama doğrultusunda Grup 1 (Fusion Tek tabaka) ve Grup 5'in (X-tra Fil Tek tabaka) konfigürasyon faktör değeri 6,33 gibi çok yüksek bir değer olduğu hesaplandı. Grup 3'ün (Z550 iki tabaka) konfigürasyon faktör değeri ise 3,66 olarak hesaplandı. Konfigürasyon faktör değeri yüksek kavitelere bulk kompozitlerin bu şekilde düşük performans göstermesi klinik açıdan göz önünde bulundurulması gereken önemli bir durumdur.

Bu seviyede yüksek konfigürasyon faktör değerine sahip kavitelere uygulanan restoratif materyali bulk-fill olsa bile tek tabaka olarak uygulamanın polimerizasyon büzülmesi ve bağlantı ara yüzünde aralanmalara neden olması kaçınılmazdır.<sup>(153)</sup> Konfigürasyon faktör değeri açısından bakıldığında Grup 3 (Z550 iki tabaka) ve Grup 4'ün (Z550 Beş tabaka) sırasıyla konfigürasyon faktör değerlerinin 3,66 ve 0,957 olmalarına rağmen mikrosızıntı açısından aralarında çok ufak bir fark görüldü. Dolayısıyla da istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ( $p>0,05$ ). Grup 3, Grup 4 arasındaki konfigürasyon faktör değer farkı, Grup1 ve Grup2 (sırasıyla 6,33 ve 0,957), Grup5 ve Grup 6 (sırasıyla 6,33 ve 0,957) arasındaki konfigürasyon faktör farkı kadar büyük değildir. Sonuç olarak kavitelere konfigürasyon faktör değerinin artışı kompozit rezinlerde polimerizasyon büzülmesi sonucunda meydana gelen mikrosızıntıyla paralellik göstermektedir. Tüberkül esnekliğini ölçmeye yönelik yapılan bir çalışmada konfigürasyon faktör değerini azaltmak amacıyla uygulanan tabakalama tekniği tek tabaka tekniğine göre polimerizasyon büzülmesini (cusp deflexion) önemli ölçüde azaltmıştır.<sup>(158)</sup> Bu çalışmanın sonuçlarıyla yaptığımız çalışmanın sonuçları bu anlamda bir birini desteklemektedir.

Çalışmamızda farklı yapıdaki bulk-fill kompozit rezinleri kıyaslamak amaçlı Z550 Nano Hibrit Üiversal kompozit kontrol grubu olarak seçildi. Z550 Nano Hibrit Üiversal kompozit yapısında nanohibrit doldurucular içermesine rağmen mikrosızıntı açısından çok başarılı bir performans gösteremedi.

Bulk-fill kompozit rezinlerin mikrosızıntılarını inceleyen çoğu çalışmada bulk-fill kompozit rezinler oklüzal duvarlarda bu çalışmadaki kadar mikrosızıntı göstermemiştir.<sup>(153)</sup> Fakat servikal duvarlarda oluşan sızıntılarla paralellik göstermektedir.<sup>(156)</sup> Yapılan bu çalışmada ise genel anlamda neredeyse kullandığımız bütün kompozitlerde mikrosızıntı (%94,16) görüldü. Bu kadar fazla sayıdaki örnekte mikrosızıntı görülmesinin nedeni hazırladığımız kavitelerin konfigürasyon faktör değerlerinin çok büyük olmasıyla açıklanabilir. Fakat konfigürasyon faktör değerini düşürmek amaçlı uygulanan tabakalama tekniğine rağmen mikrosızıntılar görüldü.

Çalışma öncesinde ön yaşlandırma olarak kabul ettiğimiz bir gün boyunca suda bekletilme ve sonrasında 1000 çevrimlik termal döngü işlemlerinin bütün gruplarda bu seviyede mikrosızıntı görülmesine neden olduğu düşünülmektedir. Bütün gruplara uygulanan bu tür suda bekletilerek yapılan ön yaşlandırma ve termal döngüyle yapılan yaşlandırma işlemleri diş restorasyon ara yüzündeki artık monomerlerin suya geçmesine neden olmaktadır.<sup>(142)</sup> Ayrıca polimer zincirlerin genişleyip büzülerek oluşturdukları sürtünme kuvvetiyle yapısının deforme olmasına yol açmaktadır.<sup>(140, 141)</sup> Bunlardan farklı olarak diş dokusu ve uygulanan kompozit rezinlerin termal genişleme ve büzülme katsayılarının farklı olması, tekrarlayan sıcaklık değişimlerinde ara yüz bağlantılarının bozulmasına yol açmaktadır. Sonucunda bağlantı ara yüzde aralanma ve sıvıların geçişiyle mikrosızıntı görülmesine neden olmaktadır.

Unutulmaması gereken bir başka nokta ise her restoratif materyalin kendine ait bir termal genişleme ve büzülme katsayısının olduğudur. Restoratif materyalin termal genişleme ve büzülme katsayısı diş dokusuna ne kadar yakınsa sıcaklık değişimlerinde de o kadar iyi kompanse edecektir. (Kompozit rezinlerin boyca termal genişleme katsayı aralığı  $25-68 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  iken bu değer dentin dokusunda  $8,3 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  minede  $11,4 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ 'dir.)<sup>(25)</sup> Sonucunda arzu edilmeyen mikrosızıntı önlenecek veya en aza indirilme şansı doğacaktır. Bu sebeple çalışmamızdaki kompozit rezin materyallerinin mikrosızıntı sonuçlarının bu derece farklı olması sadece polimerizasyon büzülmesinden kaynaklı olduğunu düşünmek doğru olmaz. Termal

genleşme ve büzülme katsayı farklılıklarının da bu farklı mikrosızıntı skorlarını elde etmemize neden olabileceği göz ardı edilmemelidir.

Çalışmamızdaki bütün gruplarda büyük çoğunlukta Skor '1' olarak tanımlanan mine ile sınırlı mikrosızıntı görüldü. Oluşan bu sızıntıların sebeplerinden birisi de kullanılan self etch adeziv olabilir. Aslında kullanılan self etch adezivin kendisinden kaynaklı olmayıp asitleme işlemi yapılmadan kullanılmasının doğurduğu bir sonuç olabilir. Çeşitli çalışmalar üretici tavsiyelerinde belirtilmese de self etch adezivlerde mine dokusunda ilave bir asitleme işleminin bağlantıyı artıracakını belirtmektedir. Uygulanan adezivin asitleme işlemi yapılarak veya yapılmayarak olmak üzere iki türlü kullanma yöntemi vardır. Firmanın asitleme yapmadan da adeziv uygulaması tavsiye edildiği için kompozitin ve materyallerin sızıntı açısından en sınır durumlardaki (mine kenarlarına asitleme yapılmaması, kompozitin tabakalama yapılmadan uygulanması, 1 hafta suda bekletilmesi ve 1000 çevrimlik termal döngüye tabi tutulması gibi) performansı test etmek istediğimiz için çalışmamızda asitleme yapılmadan self etch adeziv uygulaması seçildi.

Yapılan mikrosızıntı çalışmaları, materyalleri kendi içinde her açıdan inceleyerek mikrosızıntı performanslarını analiz edilebilmesine olanak verir. Ancak testlerden elde edilen bulgular ile bir başka çalışmadaki testlerden elde edilen bulgular bire bir eşleştirilip değerlendirme yapmak uygun olmasa da materyallerin performans ve şartlarını dikkate alarak yorumlamamıza imkan sağlayabilir. Çünkü standart bir test yöntemi kullanılmadığı gibi yaşlandırılma işlemi çeşitliliği, süresindeki farklılıklardan, uygulanan yöntemlerden, yapılan skor skalası farklılığına kadar değişkenlik gösteren birçok parametre vardır. Bu sebeple bütün mikrosızıntı çalışma sonuçlarını incelerken değişkenlik gösteren parametreleri dikkate alarak yorumlamak doğru olacaktır. Bu tür zorlukların önlenmesi için mikrosızıntı çalışma yöntemlerinde tam bir standardizasyonun sağlanması diş hekimliğine kolaylık sağlayabilir.

Kompozit rezinlerde meydana gelen mikrosızıntı sadece hacimsel olarak polimerizasyon büzülmesinden kaynaklı değildir. Restoratif materyalin termal genleşmesi ve büzülmesi sonucunda arayüz bağlantı yerlerinin mekanik yorulması sonucu bağlantının bozulması gibi daha birçok yaşlandırma yöntemlerinin mikrosızıntı oluşmasına zemin hazırlayacağı unutulmamalıdır. Tek tabaka tekniği

adeziv diş hekimliği için cezbedici olması sebebiyle bulk-fill kompozitlerde elde edilen bu gelişmelerin ilerleyen yıllarda çok daha iyi noktalara taşınacağı beklenmektedir.



## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmanın sonuçlarından elde edilen bilgiler doğrultusunda;

3M Filtek™ Z550 Nano Hibrit Üniversal kompozitlerde farklı uygulama tekniklerinin mikrosızıntı performansı açısından önemli bir fark görülmemiştir. ( $p>0,05$ )

Bulk-fill kompozitlerin inkremental teknikle uygulanmasının tek tabaka teknikle uygulamasına göre mikrosızıntı performansı açısından üstünlük göstermiştir. ( $p<0,05$ )

Fusion Ormocer restoratif materyali hem tek tabaka uygulandığında, bulk-fill tekniğiyle uygulanan diğer restoratif materyallerden hem de inkremental teknikle uygulandığında, inkremental teknikle uygulanan diğer restoratif materyallerden mikrosızıntı açısından başarılı bulunmuştur. ( $p<0,05$ )

Tek tabaka tekniği kullanılarak uygulandığında X-tra Fil kompozit restoratif materyali diğer restoratif materyallere göre mikrosızıntı açısından başarısız bulunmuştur. ( $p<0,05$ )

Fusion Ormocer restoratif materyali beş tabaka halinde uygulandığında mikrosızıntı performansı anlamında en başarılı olan restoratif materyali olduğunu görülmektedir. Bu nedenle derin Black I kavitelere uygulanan kompozit rezin restorasyonlarda test ettiğimiz deney örneklerin bulgularına dayanarak Fusion Ormocer restoratif materyali önerebiliriz.

Black I kavitelere inkremental teknik kullanarak uygulanan kompozit rezinlerin, bulk-fill teknikle uygulanan kompozit rezinlere göre mikrosızıntı performansı başarılı bulunmuştur. Bu bulgular ışığında derin Black I kavitelere kompozit rezin uygularken tabakalama tekniğinin seçilmesini önerebiliriz.

## **KAYNAKLAR**

1. Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Operative Dentistry*. 1997;22(4):173-85.
2. Sakaguchi RL, Peters MC, Nelson SR, Douglas WH, Poort HW. Effects of polymerization contraction in composite restorations. *Journal of Dentistry*. 1992;20(3):178-82.
3. Eick JD, Welch FH. Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quintessence International*. 1986;17(2):103-11.
4. Bergenholtz G, Cox CF, Loesche WJ, Syed SA. Bacterial leakage around dental restorations: its effect on the dental pulp. *Journal of Oral Pathology*. 1982;11(6):439-50.
5. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *Journal of Dental Research*. 1987;66(11):1636-9.
6. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Increased wall-to-wall curing contraction in thin bonded resin layers. *Journal of dental research*. 1989;68(1):48-50.
7. Katona A, Barrak I. Comparison of composite restoration techniques. *Interdisciplinary Description of Complex Systems Comparison of Composite Restoration Techniques*. 2016;14(1):101-15.
8. El-Safty S, Silikas N, Watts DC. Creep deformation of restorative resin-composites intended for bulk-fill placement. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2012;28(8):928-35.
9. Jose-Luis R. Dental technique-restorations with resin-based, bulk fill composites. *AEGIS Communications*. 2010;31.

10. Tagtekin DA, Yanikoglu FC, Bozkurt FO, Kologlu B, Sur H. Selected characteristics of an Ormocer and a conventional hybrid resin composite. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2004;20(5):487-97.
11. Craig R, editör. *Direct Esthetic Restorative Materials*. 2000.
12. Going RE. Microleakage around dental restorations: a summarizing review. *Journal of the American Dental Association*. 1972;84(6):1349-57.
13. Kidd EA. Microleakage in relation to amalgam and composite restorations. A laboratory study. *British Dental Journal*. 1976;141(10):305-10.
14. Skinner EW. A comparison of the properties and uses of silicate cement and acrylic resin in operative dentistry. *Journal of the American Dental Association*. 1959;58(1):27-36.
15. Mutter J. Is dental amalgam safe for humans? The opinion of the scientific committee of the European Commission. *Journal of Occupational Medicine and Toxicology*. 2011;6(1):2.
16. Schwartz RS, Summitt JB, JW R. Enamel and dentin adhesion. *Fundamentals of Operative Dentistry, A Contemporary Approach*, Quint Pub Company Co, Inc Illinois. 1996:141-86.
17. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New direct restorative materials. FDI Commission Project. *International dental journal*. 1998;48(1):3-16.
18. Leinfelder KF. New developments in resin restorative systems. *Journal of the American Dental Association*. 1997;128(5):573-81.
19. Önal B, editor. *Restoratif diş hekimliğinde maddeler ve uygulamaları*. Bornava-İzmir 2004.



20. Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. 5th Edition. Mosby Elsevier. 2011.
21. Dayangaç B, editör. Kompozit rezin restorasyonlar. Ankara: Güneş Kitapevi Ltd Şti. 2000.
22. Chen HY, Manhart J, Hickel R, Kunzelmann KH. Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. Dental Materials : 2001;17(3):253-9.
23. Jackson RD, Morgan M. The new posterior resins and a simplified placement technique. Journal of the American Dental Association. 2000;131(3):375-83.
24. Fortin D, Vargas MA. The spectrum of composites: new techniques and materials. Journal of the American Dental Association. 2000;131 Suppl:26S-30S.
25. Sakaguchi R, Powers J. Craig's Restorative Dental Materials 13th Edition. Elsevier Inc. 2011(Restorative materials-composites and polymers):161-98.
26. Hervas-Garcia A, Martinez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal. 2006;11(2):E215-20.
27. Anusavice KJ. Restorative Resins. In: Philips' Science of Dental Materials. 9th Ed. Philadelphia: WB Saunders Company. 1996: 273-99.
28. McCabe JF. Sentetik polimerler: Dişhekimliği maddeler bilgisi. Çeviren Emine Nayır, 7 Baskı, İstanbul. 1999: 71-9.
29. Palin WM, Fleming GJ. Low-shrink monomers for dental restorations. Dental update. 2003;30(3):118-22.
30. Murchison DF, Chan DC, RL C. Direct Anterior Restorations. In: Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach. Summitt JB, Robbins JW, Schwartz RS, Eds 2nd Ed, Singapore: Quintessence Publishing. 2001:236-8.

31. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European Journal of Oral Sciences*. 1997;105(2):97-116.
32. Trushkowsky R. Composite Resin: Fundamentals and Direct Technique Restorations. In: *Esthetic Dentistry: A Clinical Approach to Techniques and Materials*. Aschheim KW, Dale BG, Eds 2nd Ed, USA: Mosby. 2001:69-94.
33. McCabe JF, Walls AWG. Resin Based Filling Materials. In: *Applied Dental Materials*. 8th Ed, USA: Blackwell Publishing. 1998:169-88.
34. Schmidseder J. Composites-Background. In: Rateitschak KH, Wolf HF, editors *Color Atlas of Dental Medicine-Aesthetic Dentistry* NewYork: Thieme. 2000: 85-102.
35. Kam Ö. Polimerizasyon büzülmesi düşük kompozit rezinlerin mikrosızıntı ve kenar uyumu açısından in vitro olarak değerlendirilmesi. Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Tezi. 2010.
36. Bayne SC, Heymann HO, Swift EJ, Jr. Update on dental composite restorations. *Journal of the American Dental Association*. 1994;125(6):687-701.
37. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Composite resins in the 21st century. *Quintessence International*. 1993;24(9):641-58.
38. <https://tr.wikipedia.org/wiki/Genleşme>.
39. Collins CJ, Bryant RW, Hodge KL. A clinical evaluation of posterior composite resin restorations: 8-year findings. *Journal of Dentistry*. 1998;26(4):311-7.
40. Mair LH. Ten-year clinical assessment of three posterior resin composites and two amalgams. *Quintessence International*. 1998;29(8):483-90.

41. Donly KJ. Enamel and dentin demineralization inhibition of fluoride-releasing materials. *American Journal of Dentistry*. 1994;7(5):275-8.
42. Loguercio AD, Alessandra R, Mazzocco KC, Dias AL, Busato AL, Singer Jda M, et al. Microleakage in class II composite resin restorations: total bonding and open sandwich technique. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 2002;4(2):137-44.
43. Garg N, Garg A. *Textbook of Operative Dentistry* Jaypee Brothers Medical Publishers (P) Ltd. 2013;Second Edition(Bonding to Enamel and Dentin).
44. Baltacıoğlu İH. Nanodoldurucu içeren kompozitlerin farklı ışık cihazları ile mikrosızıntı yönünden karşılaştırılması. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Doktora Tezi. 2011.
45. Rawls KJ, Esquivel-Upshaw J. Restorative resins. in: *Phillips' Science of Dental Materials*. 11th Ed Ed: Anusavıce, KJ, St Louis: WB Saunders,. 2003:399-437.
46. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dental materials*: 2005;21(1):68-74.
47. Ilie N, Hickel R. Silorane-based dental composite: behavior and abilities. *Dental Materials Journal*. 2006;25(3):445-54.
48. Ilie N, Jelen E, Clementino-Luedemann T, Hickel R. Low-shrinkage composite for dental application. *Dental Materials Journal*. 2007;26(2):149-55.
49. Namen FM, Galan J, Jr., De Deus G, Cabreira RD, Filho FC. Effect of pH on the wettability and fluoride release of an ion-releasing resin composite. *Operative Dentistry*. 2008;33(5):571-8.
50. Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP, Eckrote KA, Goldberg AJ. Clinical evaluation of fiber-reinforced fixed bridges. *Journal of the American Dental Association*. 2002;133(11):1524-34; quiz 40-1.

51. Çulhaoğlu A, Zaimoğlu A, Özkır S. Fiberle güçlendirilmiş indirekt kompozit kronların kırılma dirençlerinin IPS Empress tam seramik kronlar ile karşılaştırılması. *Acta Odontol Turc.* 2013;30(1):25-31.
52. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Fracture toughness, compressive strength and load-bearing capacity of short glass fibre-reinforced composite resin. *The Chinese Journal of Dental Research:* 2011;14(1):15-9.
53. Garoushi S, Vallittu PK, Watts DC, Lassila LV. Effect of nanofiller fractions and temperature on polymerization shrinkage on glass fiber reinforced filling material. *Dental Materials:* 2008;24(5):606-10.
54. Güney T. İkinci Sınıf Restorasyonlarda Uygulanan Farklı Bulk Fill Restoratif Rezinlerin 18 Aylık Klinik Performanslarının Değerlendirilmesi. Hacettepe Üniversitesi Dişhekimliği Fköltesi Restoratif Diş Tedavisi. 2015.
55. Garcia D, Yaman P, Dennison J, Neiva G. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Operative Dentistry.* 2014;39(4):441-8.
56. Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. *Australian Dental Journal.* 2011;56 Suppl 1:59-66.
57. El-Damanhoury H, Platt J. Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Operative Dentistry.* 2014;39(4):374-82.
58. Tetric EvoCeram Bulk Fill: The bulk composite without compromises. *Scientific Documentation SchaanLiechtenstein: Ivoclar Vivadent;.* 2011:1-20.
59. Lassila LV, Nagas E, Vallittu PK, Garoushi S. Translucency of flowable bulk-filling composites of various thicknesses. *The Chinese journal of dental research:* 2012;15(1):31-5.
60. Fleming GJ, Awan M, Cooper PR, Sloan AJ. The potential of a resin-composite to be cured to a 4mm depth. *Dental Materials:* 2008;24(4):522-9.

61. Bucuta S, Ilie N. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clinical Oral Investigations*. 2014;18(8):1991-2000.
62. Paraizo M, Mendes L, Gomes A, Miranda M, Amaral A. Degradation of a dental filling material after high caries challenge. *Materials Research*. 2004;7(4):639-42.
63. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dental materials*: 2000;16(1):33-40.
64. Friebel M, Povel K, Cappius HJ, Helfmann J, Meinke M. Optical properties of dental restorative materials in the wavelength range 400 to 700 nm for the simulation of color perception. *Journal of Biomedical Optics*. 2009;14(5):054029.
65. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dental Materials*: 2011;27(1):17-28.
66. Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *Journal of Dental Research*. 1992;71(8):1530-40.
67. Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dental Materials*: 2005;21(1):36-42.
68. M R, Sajjan GS, B NK, Mittal N. Effect of different placement techniques on marginal microleakage of deep class-II cavities restored with two composite resin formulations. *Journal of Conservative Dentistry : JCD*. 2010;13(1):9-15.
69. Van Ende A, De Munck J, Mine A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Does a low-shrinking composite induce less stress at the adhesive interface? *Dental Materials*: 2010;26(3):215-22.

70. Wahab FK, Shaini FJ, Morgano SM. The effect of thermocycling on microleakage of several commercially available composite Class V restorations in vitro. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2003;90(2):168-74.
71. Bedran-de-Castro AK, Pereira PN, Pimenta LA, Thompson JY. Effect of thermal and mechanical load cycling on microtensile bond strength of a total-etch adhesive system. *Operative Dentistry*. 2004;29(2):150-6.
72. Leinfelder KF. Is it possible to control the directional shrinkage of resin-based composites? *Journal of the American Dental Association*. 2001;132(6):782-3.
73. Hegde MN, Vyapaka P, Shetty S. 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. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*. 2009;12(4):1603.
74. Braga RR, Boaro LC, Kuroe T, Azevedo CL, Singer JM. Influence of cavity dimensions and their derivatives (volume and 'C' factor) on shrinkage stress development and microleakage of composite restorations. *Dental Materials*: 2006;22(9):818-23.
75. Meerbeek BV, Inoue S, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. Enamel and Dentin Adhesion. In: *Fundamentals of Operative Dentistry. A Contemporary Approach* Summitt JB, Robbins JW, Schwartz RS, Eds 2nd Ed, Singapore: Quintessence Publishing,. 2001:186-90.
76. Moreira da Silva E, dos Santos GO, Guimaraes JG, Barcellos Ade A, Sampaio EM. The influence of C-factor, flexural modulus and viscous flow on gap formation in resin composite restorations. *Operative Dentistry*. 2007;32(4):356-62.
77. Versluis A, Douglas WH, Cross M, Sakaguchi RL. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? *Journal of Dental Research*. 1996;75(3):871-8.

78. Watts DC, Marouf AS. Optimal specimen geometry in bonded-disk shrinkage-strain measurements on light-cured biomaterials. *Dental Materials*: 2000;16(6):447-51.
79. Alster D, Feilzer AJ, De Gee AJ, Mol A, Davidson CL. The dependence of shrinkage stress reduction on porosity concentration in thin resin layers. *Journal of Dental Research*. 1992;71(9):1619-22.
80. Behle C. Flowable composites: properties and applications. *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry : PPAD*. 1998;10(3):347, 50-1.
81. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations--a 3D finite element analysis. *Dental Materials*: 2002;18(4):295-303.
82. Suh BI. Controlling and understanding the polymerization shrinkage-induced stresses in light-cured composites. *Compendium of continuing education in dentistry*. 1999(25):S34-41.
83. Trowbridge HO. Model systems for determining biologic effects of microleakage. *Operative dentistry*. 1987;12(4):164-72.
84. Lindquist TJ, Connolly J. In vitro microleakage of luting cements and crown foundation material. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2001;85(3):292-8.
85. White SN, Ingles S, Kipnis V. Influence of marginal opening on microleakage of cemented artificial crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1994;71(3):257-64.
86. Kydd WL, Nicholls JI, Harrington G, Freeman M. Marginal leakage of cast gold crowns luted with zinc phosphate cement: an in vivo study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1996;75(1):9-13.
87. Shortall AC. Microleakage, marginal adaptation and composite resin restorations. *British Dental Journal*. 1982;153(6):223-7.

88. Ayyıldız S, Uyar HA, Yüzügüllü B. Diş Hekimliğinde mikrosızıntı ve inceleme yöntemleri Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2009;19(3):219-26.
89. Erdemir U, Yaman BC. Diş Hekimliğinde Mikrosızıntı ve Mikrosızıntı Araştırma Yöntemleri. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2011;45(1):25-35.
90. Mueninghoff LA, Dunn SK, Leinfelder KF. Comparison of dye and ion microleakage tests. American journal of dentistry. 1990;3(5):192-4.
91. Erdilek D, Dorter C, Koray F, Kunzelmann KH, Efes BG, Gomec Y. Effect of Thermo-mechanical Load Cycling on Microleakage in Class II Ormocer Restorations. European Journal of Dentistry. 2009;3(3):200-5.
92. Heintze SD. Systematic reviews: I. The correlation between laboratory tests on marginal quality and bond strength. II. The correlation between marginal quality and clinical outcome. The Journal of Adhesive Dentistry. 2007;9 Suppl 1:77-106.
93. Erdemir U, Yaman BC. Diş hekimliğinde mikrosızıntı ve mikrosızıntı araştırma yöntemleri. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2011;45: 25-35.
94. Piva E, Meinhardt L, Demarco FF, Powers JM. Dyes for caries detection: influence on composite and compomer microleakage. Clinical Oral Investigations. 2002;6(4):244-8.
95. Loguercio AD, de Oliveira Bauer JR, Reis A, Grande RH. In vitro microleakage of packable composites in Class II restorations. Quintessence International. 2004;35(1):29-34.
96. Williams PT, Schramke D, Stockton L. Comparison of two methods of measuring dye penetration in restoration microleakage studies. Operative Dentistry. 2002;27(6):628-35.



97. Heinrich R, Kunzel W. Diagnosis and treatment of carious dentine. *Journal of the International Association of Dentistry for Children*. 1986;17(1):5-8.
98. Roulet JF, Reich T, Blunck U, Noack M. Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope. *Scanning microscopy*. 1989;3(1):147-58; discussion 58-9.
99. Wendt SL, McInnes PM, Dickinson GL. The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dental materials*: 1992;8(3):181-4.
100. Chan KC, Swift EJ, Jr. Leakage of chemical and light-cured basing materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1989;62(4):408-11.
101. Charlton DG, Moore BK. In vitro evaluation of two microleakage detection tests. *Journal of Dentistry*. 1992;20(1):55-8.
102. Tangsgoolwatana J, Cochran MA, Moore BK, Li Y. Microleakage evaluation of bonded amalgam restorations: confocal microscopy versus radioisotope. *Quintessence International*. 1997;28(7):467-77.
103. Crim GA, Swartz ML, Phillips RW. Comparison of four thermocycling techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1985;53(1):50-3.
104. Zivkovic S, Bojovic S, Pavlica D. Bacterial penetration of restored cavities. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 2001;91(3):353-8.
105. Pickard HM, Gayford JJ. Leakage at the Margins of Amalgam Restorations. *British Dental Journal*. 1965;119:69-77.
106. Wu MK, Wesselink PR. Endodontic leakage studies reconsidered. Part I. Methodology, application and relevance. *International Endodontic Journal*. 1993;26(1):37-43.

107. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 1999;27(2):89-99.
108. Dalli M, Ercan E, İnce B, Çolak H, Bahşi E, Şahbaz C, et al. Termal siklusun mikrosızıntıya etkisinin sınıf v kavitelerde kompozit restorasyonlarda in vitro incelenmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2010;20(2):105-13.
109. Eroğlu E, Baydır A. Diş hekimliğinde termal siklus uygulamaları. *Akademik Dental Dişhekimliği Dergisi* 2010;11(1-2):54-63.
110. Türkün L, Ş., Ergücü Z. Estetik restoratif materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerinin karşılaştırılması. . *G Ü Diş Hek Fak Derg.* 2004;21:143-51.
111. Burrow MF, Tagami J, Negishi T, Nikaido T, Hosoda H. Early tensile bond strengths of several enamel and dentin bonding systems. *Journal of Dental Research.* 1994;73(2):522-8.
112. Barkmeier WW, Cooley RL. Laboratory evaluation of adhesive systems. *Operative Dentistry.* 1992;Suppl 5:50-61.
113. Nakabayashi N, Takarada K. Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 1992;8(2):125-30.
114. Nakabayashi N, Watanabe A, Gendusa NJ. Dentin adhesion of "modified" 4-META/MMA-TBB resin: function of HEMA. *Dental Materials:* 1992;8(4):259-64.
115. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of Dental Research.* 2005;84(2):118-32.

116. Martim GC, Pfeifer CS, Girotto EM. Novel urethane-based polymer for dental applications with decreased monomer leaching. *Materials science & engineering C, Materials for Biological Applications*. 2017;72:192-201.
117. Turkun SL. Clinical evaluation of a self-etching and a one-bottle adhesive system at two years. *Journal of Dentistry*. 2003;31(8):527-34.
118. Jung M, Sehr K, Klimek J. Surface texture of four nanofilled and one hybrid composite after finishing. *Operative Dentistry*. 2007;32(1):45-52.
119. Taylor MJ, Lynch E. Marginal adaptation. *Journal of Dentistry*. 1993;21(5):265-73.
120. Jordan RE, Suzuki M. Posterior composite restorations. Where and how they work best. *Journal of the American Dental Association*. 1991;122(11):30-7.
121. Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Setting stresses in composites for two different curing modes. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 1993;9(1):2-5.
122. Hansen EK. Effect of cavity depth and application technique on marginal adaptation of resins in dentin cavities. *Journal of Dental Research*. 1986;65(11):1319-21.
123. Lutz F, Krejci I, Barbakow F. Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restorations. *Dental materials*: 1991;7(2):107-13.
124. Winkler MM, Katona TR, Paydar NH. Finite element stress analysis of three filling techniques for class V light-cured composite restorations. *Journal of Dental research*. 1996;75(7):1477-83.
125. Yamazaki PC, Bedran-Russo AK, Pereira PN, Wsift EJ, Jr. Microleakage evaluation of a new low-shrinkage composite restorative material. *Operative Dentistry*. 2006;31(6):670-6.

126. Sensi LG, Marson FC, Baratieri LN, Monteiro Junior S. Effect of placement techniques on the marginal adaptation of Class V composite restorations. *The Journal of Contemporary Dental Practice*. 2005;6(4):17-25.

127. Eakle WS, Ito RK. Effect of insertion technique on microleakage in mesio-occlusodistal composite resin restorations. *Quintessence International*. 1990;21(5):369-74.

128. Bağış YH, Baltacıoğlu İH, Kahyaoğulları S. Farklı kompozit yerleştirme tekniklerinin geniş MOD restorasyonlarda mikrosızıntı değerlendirmeleri. *A Ü Diş Hek Fak Derg*. 2007;34:107-17.

129. Duarte S, Jr., Saad JR. Marginal adaptation of Class 2 adhesive restorations. *Quintessence International*. 2008;39(5):413-9.

130. Tjan AH, Bergh BH, Lidner C. Effect of various incremental techniques on the marginal adaptation of class II composite resin restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1992;67(1):62-6.

131. Mangum FI, Jr., Berry EA, DeSchepper E, Rieger MR. Microleakage of incremental versus compression matrix bulk filling of cervical resin composite restorations. *General Dentistry*. 1994;42(4):304-8; quiz 17-8.

132. Katona TR, Winkler MM. Stress analysis of a bulk-filled Class V light-cured composite restoration. *Journal of Dental Research*. 1994;73(8):1470-7.

133. Nikolaenko SA, Lohbauer U, Roggendorf M, Petschelt A, Dasch W, Frankenberger R. Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. *Dental Materials*: 2004;20(6):579-85.

134. Tsai PC, Meyers IA, Walsh LJ. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. *Dental Materials*: 2004;20(4):364-9.

135. He Z, Shimada Y, Tagami J. The effects of cavity size and incremental technique on micro-tensile bond strength of resin composite in Class I cavities. *Dental Materials*: 2007;23(5):533-8.
136. Shono Y, Terashita M, Shimada J, Kozono Y, Carvalho RM, Russell CM, et al. Durability of resin-dentin bonds. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 1999;1(3):211-8.
137. Fukushima T, Inoue Y, Miyazaki K, Itoh T. Effect of primers containing N-methylolacrylamide or N-methylolmethacrylamide on dentin bond durability of a resin composite after 5 years. *Journal of Dentistry*. 2001;29(3):227-34.
138. De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K, et al. Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *Journal of Dental Research*. 2003;82(2):136-40.
139. Burrow MF, Satoh M, Tagami J. Dentin bond durability after three years using a dentin bonding agent with and without priming. *Dental Materials*: 1996;12(5):302-7.
140. Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. In vitro aging of dental composites in water--effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *Journal of Biomedical Materials Research*. 1998;42(3):465-72.
141. Santerre JP, Shajii L, Leung BW. Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. *Critical reviews in Oral Biology and Medicine*: 2001;12(2):136-51.
142. Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Tay FR, Kaga M, Kudou Y, et al. Micromorphological changes in resin-dentin bonds after 1 year of water storage. *Journal of Biomedical Materials Research*. 2002;63(3):306-11.
143. Kitasako Y, Burrow MF, Nikaido T, Tagami J. The influence of storage solution on dentin bond durability of resin cement. *Dental Materials*: 2000;16(1):1-6.

144. Goodis HE, Marshall GW, Jr., White JM, Gee L, Hornberger B, Marshall SJ. Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths. *Dental Materials*. 1993;9(2):79-84.
145. Kalmowicz J, Phebus JG, Owens BM, Johnson WW, King GT. Microleakage of Class I and II Composite Resin Restorations Using a Sonic-resin Placement System. *Operative Dentistry*. 2015;40(6):653-61.
146. Miyazaki M, Sato M, Onose H, Moore BK. Influence of thermal cycling on dentin bond strength of two-step bonding systems. *American Journal of Dentistry*. 1998;11(3):118-22.
147. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *Journal of Dental Research*. 2000;79(6):1385-91.
148. Pazinato FB, Campos BB, Costa LC, Atta MT. Effect of the number of thermocycles on microleakage of resin composite restorations. *Brazilian Oral Research*. 2003;17(4):337-41.
149. Kidd EA, Beighton D. Prediction of secondary caries around tooth-colored restorations: a clinical and microbiological study. *Journal of Dental Research*. 1996;75(12):1942-6.
150. Pashley DH, Livingston MJ, Whitford GM. The effect of molecular size on reflection coefficients in human dentine. *Archives of Oral Biology*. 1979;24(6):455-60.
151. Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Horner JA, Matthews WG, Pashley DH. Nanoleakage: leakage within the hybrid layer. *Operative Dentistry*. 1995;20(1):18-25.

152. Hilton TJ. Can modern restorative procedures and materials reliably seal cavities? In vitro investigations. Part 2. American Journal of Dentistry. 2002;15(4):279-89.
153. Han S-H, Park S-H. Incremental and bulk filling techniques in different cavity configurations. Dental Materials. 2016; 32(Supplement 1):e23-e4.
154. Gamarra VS, Borges GA, Junior LH, Spohr AM. Marginal adaptation and microleakage of a bulk-fill composite resin photopolymerized with different techniques. Odontology. 2017.
155. Tomaszewska IM, Kearns JO, Ilie N, Fleming GJ. Bulk fill restoratives: to cap or not to cap--that is the question? Journal of Dentistry. 2015;43(3):309-16.
156. Swapna MU, Koshy S, Kumar A, Nanjappa N, Benjamin S, Nainan MT. Comparing marginal microleakage of three Bulk Fill composites in Class II cavities using confocal microscope: An in vitro study. Journal of Conservative Dentistry : JCD. 2015;18(5):409-13.
157. Kim RJ, Son SA, Hwang JY, Lee IB, Seo DG. Comparison of photopolymerization temperature increases in internal and external positions of composite and tooth cavities in real time: Incremental fillings of microhybrid composite vs. bulk filling of bulk fill composite. Journal of Dentistry. 2015;43(9):1093-8.
158. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? Dental Materials: 2008;24(11):1501-5.

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

<b>Adı</b>	İsmail Burak	<b>Uyruğu</b>	TC
<b>Soyadı</b>	ÖCAL	<b>Tel no</b>	0507 2350829
<b>Doğum tarihi</b>	18.05.1985	<b>e-posta</b>	brkocal06@hotmail.com

### Eğitim Bilgileri

	<b>Mezun olduğu kurum</b>	<b>Mezuniyet yılı</b>
<b>Lise</b>	Çağrıbey Anadolu Lisesi	2003
<b>Lisans</b>	Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2008
<b>Uzmanlık</b>	Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi	2017

### İş Deneyimi

<b>Görevi</b>	<b>Kurum</b>	<b>Süre (yıl-yıl)</b>
Diş Tabibi	Niksar Devlet Hastanesi Diş Polikliniği	2009-2011
Diş Tabibi	Kütahya Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi	2011-2013