



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

**FARKLI KOMPOZİTLERİN POLİMERİZASYON BÜZÜLMESİ VE  
MİKROSIZINTI DEĞERLERİNİN İN-VİTRO OLARAK İNCELENMESİ**

**Dt. Kübra GÜNER KORKMAZ**  
**UZMANLIK TEZİ**  
**Olarak Hazırlanmıştır.**

**SIVAS**  
**2019**



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

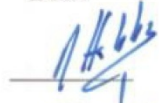

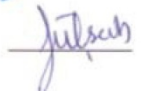
**FARKLI KOMPOZİTLERİN POLİMERİZASYON BÜZÜLMESİ VE**  
**MİKROSIZINTI DEĞERLERİNİN İN-VİTRO OLARAK İNCELENMESİ**

**Dt. Kübra GÜNER KORKMAZ**  
**UZMANLIK TEZİ**  
**Olarak Hazırlanmıştır.**

**Doç. Dr. Emine Gülşah GÖKTOLGA AKIN**  
**DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ**

**SIVAS**  
**201**

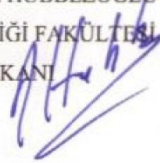
“Farklı Kompozitlerin Polimerizasyon Büzülmesi ve Mikrosızıntı Değerlerinin İn-Vitro Olarak İncelenmesi” adlı **Uzmanlık** Tezi, jürimiz tarafından Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalında **Uzmanlık** tezi olarak kabul edilmiştir.

	AD SOYAD	İMZA
Başkan	Prof.Dr. İhsan HUBBEZOĞLU	
Üye	Doç. Dr. Emel KARAMAN	
Üye	Doç. Dr. E. Gülşah GÖKTOLGA AKIN	

## ONAY

Bu tez çalışması, 29.04.2019 tarihinde Fakülte Yönetim Kurulu tarafından belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
DEKANI



## TEŞEKKÜR

Tüm uzmanlık eğitimim boyunca bilgisinden ve tecrübesinden yararlandığım, her konuda bana yardımcı olan çok değerli tez danışmanım Doç.Dr. E. Gülşah GÖKTOLGA AKIN'a,

Gerek uzmanlık eğitimim, gerekse tez çalışmalarım sırasında hiçbir konuda emeğini esirgemeyen değerli hocalarım Anabilim Dalı Başkanımız Prof. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU, Prof. Dr. Feridun HÜR MÜZLÜ, Doç.Dr. Özden ÖZEL BEKTAŞ, Doç.Dr. Diğdem EREN ve Dr.Öğr.Üyesi Alper KAPTAN'a

Uzmanlık hayatım boyunca her anımda yanımda olan ve tez çalışmamda her türlü desteği veren sevgili asistan arkadaşlarım Şükrü MEHRİCAN, Serra KUTLU, Ayşegül KARAARSLAN, Seda ÖZKANOĞLU, Pelin SÖNMEZ, Esra AKTÜRK, Elif KILIÇ ve diğer tüm asistan arkadaşlarıma, yardımlarını esirgemeyen bölüm personeline,

Tez çalışmamın istatistiksel değerlendirmesinde yardımlarını esirgemeyen Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Yrd. Doç. Dr. Ziyet ÇINAR'a,

Çalışmamı destekleyen Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Başkanlığı'na (CÜBAP),

Tüm yaşantım boyunca verdiğim her kararı destekleyen ve her zaman yanımda olduklarını bildiğim, bugünlere gelmemde büyük pay sahibi olan annem, babam Cevriye GÜNER ve Yaşar GÜNER'e, canım kardeşim Büşra YILDIZ 'a

Desteğini ve sevgisini hiçbir zaman esirgemeyen, varlığıyla bana güç veren ve hep yanımda olan sevgili eşim, yol arkadaşım Hasan KORKMAZ'a

sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

**ÖZET**  
**FARKLI KOMPOZİTLERİN POLİMERİZASYON BÜZÜLMESİ VE**  
**MİKROSIZINTI DEĞERLERİNİN İN-VİTRO OLARAK İNCELENMESİ**

**Kübra GÜNER KORKMAZ**

**Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı**

**Sivas, 2019**

Bu çalışmada düşük polimerizasyon büzülmesi gösteren üç kompozit ve bir geleneksel kompozitin polimerizasyon büzülmesi ve mikrosızıntı skorları değerlendirildi.

Çalışmada dört farklı kompozit rezin GC Kalore (GC), Beautifil II LS (Shofu), Charisma Diamond (Kulzer) ve Filtek Z550 (3M ESPE) kullanıldı. Çalışma polimerizasyon büzülmesi testi ve mikrosızıntı testi olmak üzere iki bölümde gerçekleştirildi. Polimerizasyon büzülmesi testi için 80 adet, mikrosızıntı testi için 80 adet olmak üzere toplamda 160 adet örnek hazırlandı.

İki aşamalı olarak tasarlanan çalışmanın ilk aşamasında 4 çeşit kompozit rezin ile 20'şer tane örnek hazırlandı ve Acuvol laboratuvar cihazıyla (Bisco, Schaumburg; IL, USA) ölçümleri yapıldı. İkinci aşamada ise çekilmiş insan azı dişlerinin bukkal bölgelerine sınıf V kaviteler açılarak dişler rastgele 4 gruba ayrıldı (n=20). Hazırlanan kaviteler dört farklı kompozit rezin (GC Kalore, Beautifil II LS, Charisma Diamond, 3M Filtek Z550) kullanılarak restore edildi. Polimerizasyon işlemi için bir LED ışık cihazı (Valo Cordless, Ultradent, ABD) kullanıldı. Dişler oda sıcaklığında karanlık bir ortamda distile suda 24 saat saklandı. Hazırlanan Sınıf V kompozit restorasyonlar, +5°C ve +55°C sıcaklıkta 30 saniye bekleme süresi ile 500 devir termal döngü uygulandı. Restore edilen dişler % 0.5'lik bazik fuksin çözeltisinde 24 saat süreyle bekletildi. Sonrasında dişler bukkal-lingual/palatinal yönde ikiye bölündü ve kesit yüzeyleri stereomikroskopta incelendi.

Çalışmamızdan elde edilen veriler SPSS (Ver:22.0) programına yüklenerek verilerin değerlendirilmesinde Varyans Analizi, Tukey Testi, Ki-Kare Testi ve Mann-Whitney U Testi kullanıldı ve yanılma düzeyi  $p < 0.05$  olarak alındı.

Kompozitler polimerizasyon büzülmesi yönünden karşılaştırıldığında gruplar arasındaki farklılık önemli bulundu ( $p < 0,05$ ). İstatistik sonuçlarına göre kompozitlerin polimerizasyon büzülmesi ortalamaları GC Kalore < Beautifil II LS < Charisma Diamond < Filtek Z550 olarak bulundu. GC Kalore ile Beautifil II LS arasında anlamlı bir fark bulunamadı. Diğer gruplar arasındaki farklılıklar önemli bulundu ( $p = 0,001$ ).

Kullanılan adeziv sistemler içerisinde mikrosızıntı değerleri karşılaştırıldığında farklılık önemli bulundu ( $p < 0,05$ ). İstatistik sonuçlarına göre kompozitlerin mikrosızıntı ortalamaları GC Kalore < Beautifil II LS < Charisma Diamond < Filtek Z550 olarak bulundu. GC Kalore ile Charisma Diamond arasında ( $p = 0,001$ ), GC Kalore ile Filtek Z550 arasında ( $p = 0,044$ ) ve Beautifil II LS ile Charisma Diamond arasındaki ( $p = 0,029$ ) fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu.

Bütün kompozitlerde gingival sızıntı okluzal sızıntıdan daha yüksek bulundu. GC Kalore'de bu fark anlamlı bulunurken ( $p = 0,048$ ), diğer kompozitlerde anlamlı bir fark bulunamadı ( $p > 0,05$ ).

Çalışmanın sonuçlarından yola çıkarak monomer içeriğinin değiştirilmesiyle kompozitlerin mekanik ve klinik özelliklerinin geliştirilebileceği, bu durumla paralel olarak kompozitlerin bu özelliğinin restorasyonun mikrosızıntısına da etki edebileceğini düşünmekteyiz.

**Anahtar kelimeler:** kompozit, polimerizasyon büzülmesi, mikrosızıntı, monomer

**ABSTRACT**  
**IN-VITRO STUDY OF POLYMERIZATION SHRINKAGE OF DIFFERENT**  
**COMPOSITES AND MICROLEAKAGE EVALUATION**

**Kübra GÜNER KORKMAZ**

**Restorative Dentistry Department**

**Sivas, 2019**

This study evaluates three composites showing low polymerization shrinkage, polymerization shrinkage of a conventional composite and microleakage scores.

In this study, four composite resin, GC Kalore (GC), Beautifil II LS (Shofu), Charisma Diamond (Kulzer) ve Filtek Z550 (3M ESPE) were used. The study was carried out in two stages as polymerization shrinkage test and microleakage test. A total of 160 samples were prepared as 80 samples for polymerization shrinkage test and 80 samples for microleakage test.

In the first phase of the two-stage study 20 samples were prepared using 4 kinds of composite resins and measurements were made with Acuvol laboratory equipment (Bisco, Schaumburg; IL, the USA). In the second phase the teeth were randomly divided into 4 groups by opening class V cavities to the buccal areas of the extracted human molars (n=20). Prepared cavities were restored using four different composite resins (GC Kalore, Beautifil II LS, Charisma Diamond, 3M Filtek Z550). An LED light device (Valo Cordless, Ultradent, ABD) was used for the polymerization process. Teeth were stored in distilled water in a dark environment at room temperature for 24 hours. Prepared Class V composite restorations, , 500 cycles of thermal cycling were applied at 30 ° C and + 55 ° C with a dwell time of 30 seconds. Restored teeth were kept in 0.5% basic fuchsin solution for 24 hours. Afterwards, the teeth were split in a bucco-lingual/palatal direction and cross-sectional surfaces were carefully examined under a stereomicroscope.

The data obtained from our study were loaded on SPSS (Ver: 22.0) program and the data were analyzed by using Variance Analysis, Tukey's Test, Chi-Square Test and Mann-Whitney U Test and the error level was taken as  $p < 0.05$ .

When the composite resins were compared in terms of polymerization shrinkage, the difference was found to be significant ( $p < 0.05$ ). According to statistics, the average polymerization shrinkage of the composites is appeared to be GC Kalore < Beautifil II LS < Charisma Diamond < Filtek Z550. No significant difference was found between GC Kalore and Beautifil II LS. The differences between other groups were found significant ( $p = 0,001$ ).

When the microleakage values were compared in the composite resins used, the difference was found to be significant ( $p < 0.05$ ). According to statistics, the average microleakage of composites appeared to be GC Kalore < Beautifil II LS < Charisma Diamond < Filtek Z550. The differences between GC Kalore and Charisma Diamond ( $p = 0,001$ ), between GC Kalore and Filtek Z550 ( $p = 0,044$ ) and between Beautifil II LS and Charisma Diamond ( $p = 0,029$ ) were found statistically significant.

Gingival microleakage in all composites was higher than occlusal microleakage. While the difference in GC Kalore ( $p = 0,048$ ) was found significant, no significant differences were found in other composites ( $p > 0,05$ ).

Based on the results of the study, we think that the mechanical and clinical properties of composites can be improved by changing the monomer content and this characteristic of composites may affect the microleakage of restoration.

**Keywords:** composite, polymerization shrinkage, microleakage, monomer



## İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR .....	iii
ÖZET .....	iv
ABSTRACT .....	vi
İÇİNDEKİLER.....	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR .....	xi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xiii
TABLolar DİZİNİ.....	xiv
1. GİRİŞ ve AMAÇ .....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	3
2.1. Kompozit Rezinler .....	3
2.2. Kompozit Rezinlerin Yapısı.....	3
2.2.1. Organik Rezin Matriks .....	3
2.2.2. İnorganik Doldurucular .....	6
2.2.3. Ara Bağlayıcılar .....	7
2.3. Kompozitlerin Sınıflandırılması .....	7
2.3.1. İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklük ve Yüzdelerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması.....	7
2.3.2. Viskozitelerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması .....	10
2.3.3. Polimerizasyon Şekillerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması.....	11
2.3.4. Farklı Özellikteki Kompozitler ve Yeni Gelişmeler .....	13
2.4. Polimerizasyon.....	18
2.4.1. İlave Polimerizasyon (Katılma Polimerizasyonu).....	19
2.4.2. Kondensasyon Polimerizasyonu.....	21
2.5. Polimerizasyon Protokolleri.....	21
2.5.1. Standart (continuous – devamlı) polimerizasyon .....	22
2.5.2. Yavaş başlangıç (soft-start) polimerizasyon .....	22
2.6. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonunu Etkileyen Etkenler .....	22
2.6.1. Kompozit Rezinler .....	23
2.6.2. Işık Cihazları .....	24
2.6.3. Çevresel Etkenler .....	25
2.6.4. Diğer Etkenler .....	25

2.7. Polimerizasyon Büzülmesi ve Etkileyen Faktörler .....	25
2.7.1. Kavite geometrisi .....	26
2.7.2. Uygulama tekniği .....	26
2.7.3. Restoratif materyal .....	27
2.8. Polimerizasyon Büzülmesi Ölçüm Yöntemleri.....	28
2.8.1. Linometre .....	28
2.8.2. Strain Gauge .....	28
2.8.3. Dilatometre .....	29
2.8.4. Yoğunluk Ölçümleri (Densitometrik Yöntem,Arşimet Metodu).....	29
2.8.5. Yapıştırılan(Bonded) Disk Yöntemi .....	30
2.8.6. Video Görüntüleme (Acuvol Test Cihazı) .....	30
2.9. Mikrosızıntı ve Değerlendirme Yöntemleri.....	30
2.9.1. Boya Penetrasyon Yöntemi .....	31
2.9.2. Radyoaktif İzotop Yöntemi .....	32
2.9.3. Sıvı Filtrasyon Yöntemi .....	32
2.9.4. Bakteriyel Sızıntı Yöntemi.....	33
2.9.5. Nötron Aktivasyon Yöntemi .....	33
2.9.6. Kimyasal İşaretleyiciler.....	33
2.9.7. Elektro-Kimyasal Yöntem.....	34
2.9.8. Taramalı Elektron Mikroskobu Yöntemi (SEM) .....	34
2.9.9. İnsan Serum Sızıntı Yöntemi .....	34
3. GEREÇ ve YÖNTEM .....	35
3.1. Örneklem Büyüklüğünün Hesaplanması .....	35
3.2. Çalışmada Kullanılan Kompozitler.....	35
3.3. Çalışmada Kullanılan Adeziv .....	37
3.4. Çalışmada Kullanılan Işık Cihazı .....	37
3.5. Deney Gruplarının Oluşturulması .....	38
3.5.1. Polimerizasyon Büzülmesi Testinin Uygulanması .....	38
3.5.2. Mikrosızıntı Testinin Uygulanması .....	40
3.6. İstatistiksel Analiz.....	43
4. BULGULAR.....	44
4.1. Polimerizasyon Büzülmesi Bulguları.....	44

4.2. Mikrosızıntı Bulguları.....	45
4.3. Gruplara Ait Mikrosızıntı Görüntüleri.....	49
5. TARTIŞMA.....	51
6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	68
7. KAYNAKLAR.....	69
8. ÖZGEÇMİŞ.....	84
9. EKLER.....	



**SİMGELER VE KISALTMALAR****Simgeler**

<b>%</b>	: Yüzde
<b>°C</b>	: Santigrat Derece
<b>µm</b>	: Mikrometre
<b>α</b>	: Alfa
<b>β</b>	: Beta
<b>Bar</b>	: Baryum
<b>C</b>	: Karbon
<b>Ca</b>	: Kalsiyum
<b>cm<sup>2</sup></b>	: Santimetrekare
<b>F-AL-Si</b>	: Fluoroaluminosilicate
<b>I</b>	: İyot
<b>mm</b>	: Milimetre
<b>mW</b>	: Miliwatt
<b>nm</b>	: Nanometre
<b>P</b>	: Fosfat
<b>S</b>	: Kükürt
<b>SiO<sub>2</sub></b>	: Silisyumoksit
<b>Sn</b>	: Saniye
<b>Sr</b>	: Stronsiyum

**Kısaltmalar**

<b>Bis-GMA</b>	: Bisfenol-A Glisidilmetakrilat
<b>Bis-MPEPP</b>	: 2, 2-bis-4 (methacryloyloxypolyethoxy) phenyl propane
<b>CCD</b>	: Charge-Coupled-Device
<b>CQ</b>	: Kamforokinon
<b>ISO</b>	: International Organization for Standardization
<b>LED</b>	: Light Emitting Diode (Işık yayan diyot)
<b>MDP</b>	: Metaksiriloksidil Dihidrojen Fosfat
<b>N</b>	: Toplam örnek sayısı
<b>n</b>	: Alt gruplar
<b>p</b>	: Önemlilik
<b>PAC</b>	: Plazma ark karbon ışık kaynağı
<b>PTFE</b>	: Polytetrafluoroethylene
<b>SEM</b>	: Scanning Electron Microscope
<b>SPSS</b>	: Statistical Package for the Social Sciences
<b>ss</b>	: Standart sapma
<b>TCD-DI-HEA</b>	: Bis (acryloyloxymethyl) Tricyclo [5.2.1.0.sup.2,6] Decan
<b>TEGDMA</b>	: Trietilenglikol Dimetakrilat
<b>QTH</b>	: Quartz-Tungsten Halojen Işık Kaynağı
<b>UDMA</b>	: Üretan Dimetakrilat
<b>UV</b>	: Ultraviyole

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Kompozit rezinlerin organik matriksinde kullanılan monomerlerin yapısı .....	5
Şekil 2.2. Silanın (3-metakriloksipropil trimetoksisilan) yapısı .....	7
Şekil 2.3. Beautifill II LS'nin iyon salınımı .....	15
Şekil 2.4. Beautifill II LS'nin flor salınımı ve reşarjı .....	15
Şekil 2.5. DX-511 Monomer Yapısı .....	17
Şekil 3.1. GC Kalore .....	36
Şekil 3.2. Beautifil II LS .....	36
Şekil 3.3. Charisma Diamond .....	36
Şekil 3.4. Filtek Z550 .....	36
Şekil 3.5. Single Bond Universal .....	37
Şekil 3.6. Valo Cordless .....	37
Şekil 3.7. Acuvol Polimerizasyon Büzülmesi Test Cihazı .....	38
Şekil 3.8. PTFE Kaide ve CCD Kamera .....	39
Şekil 3.9. Kompozitin İlk Hacminin Ölçülmesi .....	39
Şekil 3.10. Kompozitin Son Hacminin Ölçülmesi .....	40
Şekil 3.11. Kavite Preparasyonu ve Kompozit Restorasyonu Tamamlanmış Örnek .....	41
Şekil 3.12. Astropol Polisaj Seti .....	41
Şekil 3.13. Termal Siklus Cihazı .....	42
Şekil 3.14. Tırnak Cılası Uygulanmış ve Bazik Fuksinde Bekletilmiş Örnek .....	42
Şekil 3.15. Stereomikroskop .....	43
Şekil 4.1. GC Kalore grubuna ait stereomikroskop görüntüleri .....	49
Şekil 4.2. Beautifil II LS grubuna ait stereomikroskop görüntüleri .....	49
Şekil 4.3. Charisma Diamond grubuna ait stereomikroskop görüntüleri .....	50
Şekil 4.4. Filtek Z550 grubuna ait stereomikroskop görüntüleri .....	50

**TABLolar DİZİNİ**

Tablo 2.1. Kompozitlerin partikül büyüklüğü ve yüzdelere göre sınıflandırılması .....	10
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan kompozit rezinlerin tip, renk, içerik, doldurucu oranı ve üretici firma bilgileri .....	36
Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan adeziv sistem ve içerikleri .....	38
Tablo 3.3. Çalışmada kullanılan ışık cihazı ve özellikleri .....	38
Tablo 4.1. Kompozit rezin materyallerin polimerizasyon büzülmesi verilerinin ortalaması ve standart sapma değerleri .....	44
Tablo 4.2. Kompozitlerin Ortalama Polimerizasyon Büzülmesi Değerleri .....	45
Tablo 4.3. Kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesi ortalamaları arasındaki farklar ve anlamlılık değerleri .....	45
Tablo 4.4. Kompozitlerin mikrosızıntı skorlarının dağılımı .....	46
Tablo 4.5. Kompozitlerin mikrosızıntı ortalamaları arasındaki farklar ve anlamlılık değerleri .....	46
Tablo 4.6. Oklüzal kenarlardaki mikrosızıntı skorları .....	47
Tablo 4.7. Gingival kenarlardaki mikrosızıntı skorları .....	47
Tablo 4.8. Oklüzal ve gingival kenarlardaki mikrosızıntı düzeylerinin istatistiksel değerleri .....	48
Tablo 4.9. Grupların tümüne ait oklüzal ve gingival kenarlardaki mikrosızıntı değerleri .....	49

## 1. GİRİŞ ve AMAÇ

Restoratif diş hekimliğinin amacı, doğru tanı ve eksiksiz bir tedavi sonucunda doğal diş görünümünün yeniden kazandırılmasıdır. Dişlerin doğal biçimleri hem komşu hem de karşı dişlerle olan kontur ilişkileri, çiğneme, estetik ve konuşma gibi işlevlerin ana belirleyicileridir (1).

Restoratif diş hekimliği, son yıllarda diş yapısının korunarak minimal preparasyon ile en iyi restorasyonu elde etme yönünde büyük değişim göstermiştir. Çürüğe yaklaşımın değişmesi ve materyal teknolojisinin gelişmesi restorasyonlara büyük katkı sağlamıştır. Başarılı bir materyal denilince akla sadece yüksek dirençli ve az aşınma gösteren materyaller değil, aynı zamanda estetik ve biyouyumluluk özellikleri gösteren materyaller gelmektedir. Bunun yanı sıra mekanik özellikler hala çok önemlidir. Geliştirilmiş bağlanma mekanizmaları ile restoratif materyaller diş dokusuna güçlü ve kolay bağlanabilmektedirler. Bu katkı restorasyonların uzun ömürlü olması açısından önemlidir (2).

İdeal bir restoratif materyalden beklenen; diş dokularına iyi bir adezyon göstermesi ve mikrosızıntıyı engelleyebilmesidir (3). Diş hekimliğinde estetik amaçlı restorasyonların yapımında kullanılan kompozit rezin esaslı dolgu maddelerinin en önemli dezavantajlarından biri polimerizasyon büzülmesidir (4). Bu büzülme sonucunda restorasyon, diş dokusundan ayrılabilir ve marjinal mikrosızıntı oluşumuna neden olabilir. Mikrosızıntı; restoratif materyal ile kavite duvarı arasından bakteri, sıvı ve molekül geçişi şeklinde tanımlanır. Mikrosızıntı nedeni ile de postoperatif duyarlılık, kenar renklemesi, sekonder çürükler, restoratif materyalde kırılmalar, restorasyon kaybı, pulpa iltihabı ve pulpa nekrozu gibi klinik problemler ortaya çıkmaktadır (3, 5, 6).

Bu nedenle, ideal bir dolgu materyalinin taşınması gereken özellikler incelendiğinde; diş sert dokularına uyumunun ve bağlanmasının iyi olması, polimerizasyon büzülmesinin düşük olması ve mikrosızıntıyı önlemesi gerekliliği ortaya çıkmaktadır. Kompozit rezinlerde polimerizasyon büzülmesine yönelik sürdürülmekte olan çalışmalar, partiküllerin boyutu, içeriği ve şeklindeki değişikliklerin yanı sıra monomerlerin kimyasal yapısındaki değişiklikleri de içermektedir (7-9).



Polimerizasyon büzülmesi ve sonucunda meydana gelen mikrosızıntıyı azaltmak amacıyla, polimerizasyon sırasında birim hacim başına reaktif grupları azaltmak ve farklı monomer tipi kullanmak olmak üzere iki temel strateji üzerine yoğunlaşmaktadır. Birim hacim başına reaktif alanların yoğunluğunu azaltmak, moleküler ağırlığı arttırarak veya doldurucu içeriğini arttırarak azaltılabilmektedir. Fakat moleküler ağırlığı arttırmak viskozite ve akışkanlık gibi konularda bazı sınırlamalar yaratmaktadır (10). Farklı monomer yapıları kullanarak polimerizasyon büzülmesi düşük bir çok kompozit geliştirilmiştir. Düşük bzlme gösteren monomerlerin yapı prensibinde daha yüksek densitede molekül yapısı ve buna bağlı daha rijit bir çekirdek yapı bulunur. Ayrıca yüksek çift bağ dönüşümü için geliştirilmiş çapraz bağlayıcı reaktivitesinin üretilmesi, mekanik performansın artmasına ve biyouyumluluğun gelişmesine neden olur. Yüksek ift bağ içeren üretan esaslı monomer yapı düşük büzülmenin sebebi olarak gösterilir (9).

Yeni geliştirilen restoratif materyallerin özelliklerinin kanıtlanabilmesi, performanslarının değerlendirilmesi için klinik deneyler her zaman gereklidir ve altın standart olarak kabul edilmektedir. Ancak böyle çalışmalar hem çok zaman alıcıdır hem de standardizasyon açısından problem yaratabilmektedir. Sonuç olarak materyallerin başlangıçta değerlendirilebilmesi ve sonrasında geliştirilebilmeleri için laboratuvar testlerine daima gereklilik duyulmaktadır ve ağız içindeki termal değişiklikleri ve çiğneme kuvvetlerini taklit ederek yapılan laboratuvar testleri değerlendirmede önemli bir araçtır (8).

Bu çalışmanın amacı, monomer içeriği veya doldurucu tipi birbirinden farklı ve polimerizasyon büzülmesi düşük kompozitlerin polimerizasyon bzlme miktarlarının ölçülmesi ve bu kompozitler ile restore edilmiş sınıf V restorasyonlarda meydana gelen mikrosızıntının boya penetrasyon tekniği kullanılarak in-vitro koşullarda değerlendirilmesidir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Kompozit Rezinler

Kompozit terimi birbiri içerisinde tamamen çözünmeyen, erimeyen, birbirinden farklı iki veya daha fazla kimyasal maddenin fiziksel karışımı anlamına gelmektedir (11). Diş hekimliğinde kompozit ise; inorganik doldurucu ile birlikte organik bir matriksin pat formundaki hali için kullanılan bir terimdir (12). Mine ve dentin dokusuna adezyon ile bağlanan kompozit rezinler 1962 yılında Dr. Rafael Bowen (1) tarafından tanıtılmış ve günümüze kadar önemli gelişmeler göstermiştir.

Restoratif diş hekimliğinde, estetiğin daha fazla önem kazanması ve daha az kavite preperasyonu gerektirmesi, kompozitlerin kullanımını yaygınlaştırmıştır (13). Kompozit rezinler günümüzde hem anterior hem de posterior dişlerde kaybedilen diş dokusunun yerine konulması, diş renginin ve konturunun değiştirilmesi ve bu sayede estetiğin geliştirilmesi için rutin kullanıma sahip başlıca estetik restoratif dolgu materyalidir (14).

### 2.2. Kompozit Rezinlerin Yapısı

Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinler organik rezin matriks, inorganik doldurucular ve bağlayıcı ajan olmak üzere 3 ana bileşenden meydana gelirler ve matriks faz içinde dağılmış olarak bulunan doldurucu partiküllerin silan ajanı ile bağlanması sonucu oluşurlar (15).

#### 2.2.1. Organik Rezin Matriks

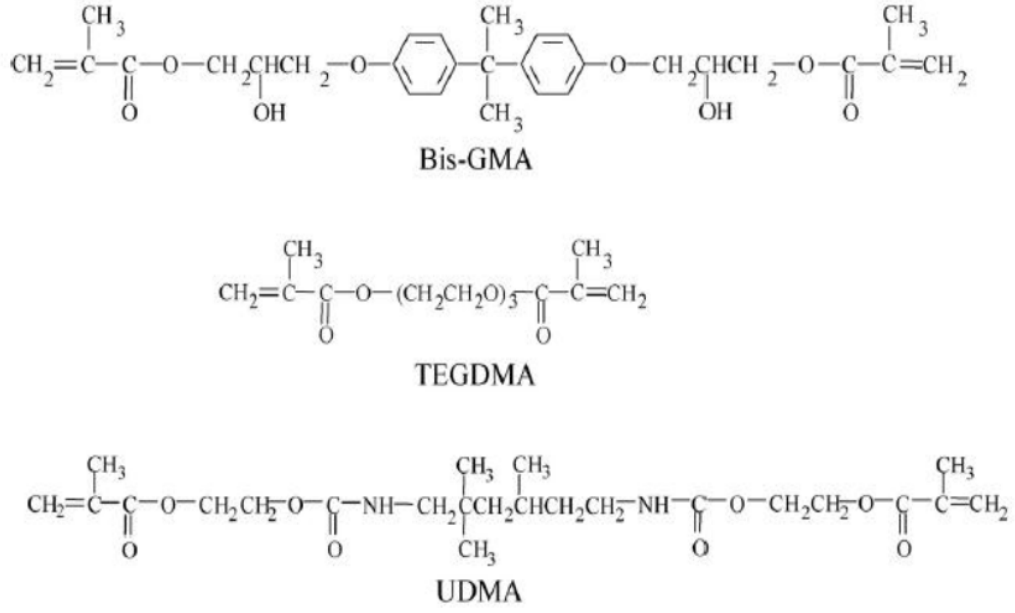
Kompozit rezinin kimyasal olarak aktive olan kısmıdır. Polimerizasyon reaksiyonu sonucunda katı bir polimere dönüşmektedir (15). Bu faz içinde monomerler, ko-monomerler, inhibitörler, polimerizasyon başlatıcıları ve ultraviyole (UV) stabilizatörleri bulunmaktadır (16).

Diş hekimliğinde ilk kullanılan monomerler metil metakrilat rezinlerdir. Metil metakrilat şeffaf olarak görülen bir sıvıdır. Karbon karbon çift bağlarının oluşturduğu bir mekanizma ile polimerize olarak, polimetilmetakrilatı oluşturur. Polimetilmetakrilat, başlangıçta protez yapımında, daha sonra ise indirekt dolgu yapımında kullanılmıştır. Akrilik rezinlere benzer olarak su emilimi fazladır ve kloroform ve aseton gibi organik çözücülerde çözünme özelliği vardır. Bunun yanında yüksek polimerizasyon büzülmesi, termal genleşme katsayısının yüksekliği,

renklenme, sekonder çürük oluşumu gibi dezavantajları da vardır. Bu dezavantajları nedeniyle metil metakrilatın yerini Bisfenol A glisidil metakrilat (Bis-GMA) almıştır. İlk defa R. Bowen (1962) tarafından geliştirilmiş olan bu monomer; dimetakrilat monomeri bisfenol A ile glisidil metakrilatın reaksiyona girmesiyle elde edilir (16, 17). Moleküler ağırlığı (512 g/mol) fazla olduğundan oldukça vizköz yapıdadır. Polimerize olmuş haldeki Bis-GMA basma dayanımı yüksek, su emilimi düşük ve sert bir yapıdır (18). Bis-GMA'nın viskozitesinin yüksek olması, saf bir yapısal sentezi oluşturamaması gibi dezavantajlarının ortaya çıkmasıyla daha iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine dirençli olan üretan dimetakrilat (UDMA) monomeri geliştirilmiştir (19).

UDMA, monomer dönüşüm oranını arttırması ve kompozitin renk değişimine daha dirençli olması için polimer matrisi içerisine ilave edilmiştir. Molekül ağırlığı (470 g/mol) Bis-GMA'ninkine oldukça yakındır. Bis-GMA ile birlikte kullanıldığında materyalin monomer dönüşüm oranı ve bükülme dayanımı artmaktadır. Bu artış UDMA moleküllerinin daha esnek ve zayıf moleküller arası bağ kurması ile açıklanabilir (20).

Bu iki monomerin viskoziteleri de yüksek olduğundan yoğunluğun seyreltilmesi amacıyla yapıya daha az viskoziteye sahip olan monomerler ilave edilir. Bu amaç için en fazla trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) kullanılmaktadır (21). TEGDMA'nın molekül ağırlığı (286 g/mol) ve vizkozitesi oldukça düşüktür ve aynı Bis-GMA gibi iki ucunda iki reaktif çift bağa sahiptir. Ancak çift bağlarının daha kısa olması, büzülmesini %15 gibi bir orana yükseltmektedir. Bu nedenle Bis-GMA ile birlikte kullanıldığında vizkozitesi kontrol edilebilir ve büzülmesi %3-5 arasında yer alan bir rezin haline gelmektedir. Ayrıca esneklik özelliği ile monomer dönüşüm oranını da arttırmaktadır (22).



**Şekil 2.1.** Kompozit rezinlerin organik matriksinde kullanılan monomerlerin yapısı

#### a) İnhibitörler

Kompozit dolgu maddelerinin ısı, ışık ve diğer kimyasal yollarla kendi kendine polimerize olmasını engellemek için organik matriks içine konan fenol türevi birleşiklerdir (23). En yaygın olarak 4-metoksifenol ve 2,4,6-tertiyerbütill fenol kullanılır. Monomerlerin spontan olarak polimerize olmasını engellemek amacıyla rezin sistemlerin yapısına katılırlar. İnhibitörlerin serbest radikallerle reaksiyona girme potansiyeli monomere göre daha yüksektir. Materyal gün ışığına maruz bırakıldığında inhibitörler serbest radikallerle monomerlerden önce reaksiyona girerler. Böylece; kompozit rezinlerin raf ömürlerini uzatmakla beraber, uygun çalışma süresinin sağlanmasına yardımcı olmuş olurlar (24).

#### b) Polimerizasyon başlatıcılar (initiatör/akseleratör)

Otopolimerizan kompozitlerde initiatör (başlatıcı) etki yapan dibenzol peroksit, akseleratör (hızlandırıcı) etki yapan [N,N-bis(2hidroksietil)-p-toludin] gibi aromatik terter aminler kullanılır. Görünen ışıkla polimerize olan kompozitlerde ise 450-500 nm dalga boyundaki ışığı absorbe ederek polimerizasyon başlatan initiatörler kullanılmaktadır. Bunun için en çok kullanılan, bir alfa-diketon olan kamferokinondur. Işığın etkisiyle kamferokinon harekete geçmekte, amin ile reaksiyona girip serbest radikaller oluşturmaktadır (23, 25).

### c) Ultraviyole Stabilizatörler

Otopolimerizan kompozitlerde polimerizasyonun ardından reaksiyona girmeyen artık ürünler kalabilir. Bu ürünler UV ışığın etkisiyle parçalanarak kahverengi renklenmelere neden olabilirler. Bu nedenle otopolimerizan kompozitlerin organik fazına, oksidasyonun neden olduğu renk değişimini engellemek için UV stabilizatörler (2-hidroksi-4-metoksi benzofenol) eklenmiştir (23).

### 2.2.2. İnorganik Doldurucular

Organik rezin matrisi içine dağılmış çeşitli şekil ve büyüklükteki cam partiküller, kuartz, alüminyum silikat, lityumsilikat ve borosilikat gibi partiküllerden oluşur. İnorganik doldurucuların yapısına, aşınmaya dirençli radyopak görüntü veren stronsiyum (Sr), baryum (Ba), çinko (Zn), zirkonyum (Zr) ve silisyum (Si) gibi elementler ilave edilmiştir. Her gün gelişen kompozit rezinlerin inorganik yapısını oluşturan doldurucu partikül boyutları, toplam ağırlıktaki oranları, yüzey şekilleri ve içerikleri ile ilk üretilen kompozitlere göre oldukça farklıdır (16).

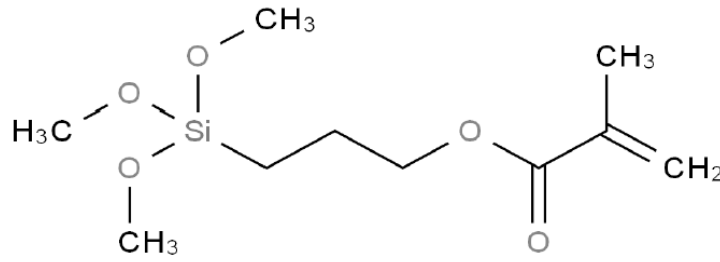
İnorganik doldurucular, kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi, basınç ve çekme direncinin artırılması, elastisite modülü değerlerinin olumlu yönde geliştirilmesi ve aynı zamanda ısıl genleşme katsayısının ve su emiliminin azaltılması amacıyla ilave edilmişlerdir (16).

Doldurucu içeriği, boyutu ve dağılımı kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini etkilemektedir. Kompozit rezinlerin dayanıklılığı, elastisite modülleri ve kopma dayanımları, doldurucu hacmi ve ağırlığı ile ilişkilidir (26, 27).

Günümüzde, yüksek yoğunluklu radyopak, önceden polimerize edilmiş doldurucu partiküller yeni doldurucu sistemler olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu doldurucular 400 nm boyutunda modifiye edilmiş stronsiyum cam ve 100 nm boyutunda lantanoid florid içermektedirler. Modifiye edilmiş stronsiyum camın, doldurucuların dayanıklılıklarını ve yüzey sertliğini güçlendirdiği ve yüksek polisajlanabilirlik sağladığı öne sürülmektedir (28).

### 2.2.3. Ara Bağlayıcılar

Kompozit rezinlerde organiks polimer matriks fazı ile inorganik faz arasında sıkı bir bağlanmaya gerek vardır. Bu bağlanma ara faz ile sağlanır. Ara faz, organik silisyum bileşiği olan silanlardan oluşur (1). Bağlantıyı sağlamak amacıyla bir ucu hidroksil grupları ile diğer ucu da organik matriks kısmındaki çift bağlı monomerler ile kopolimerize olabilen çift fonksiyonlu bir silan bağlayıcı ajan kullanılır (23). Silan bağlanma ajanları inorganik fazın özellikle silika partikülleriyle olumlu sonuçlar vermiş, bu nedenle kompozit rezinlerin büyük bir çoğunluğunda silika içerikli inorganik doldurucular kullanılmıştır (29). Silan bağlanma ajanları rezinin fiziksel ve mekaniksel özelliklerini geliştirdiği gibi rezin partikül ara yüzü boyunca suyun geçişini önleyerek hidrolik dengeyi de sağlar, rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır. Organik-inorganik yapılar arasında bağ oluşturan silan, rezin partikül ara yüzünü kapatarak su ve tükürüğün dolgu maddesi içine geçişini önler (23).



Şekil 2.2. Silanın (3-metakriloksipropil trimetoksisilan) yapısı

### 2.3. Kompozitlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler; sahip oldukları inorganik doldurucuların miktarına, partikül boyutuna, viskozitelerine ve polimerizasyon yöntemlerine göre sınıflandırılır.

#### 2.3.1. İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklük ve Yüzdelerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması

##### a) Megafil Kompozitler

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 50-100 µm olan kompozit rezinlerdir. Okluzal yükün fazla olduğu ya da aşınmanın fazla olduğu yüzeylere yerleştirilmesi önerilir ve insert diye adlandırılan cam partiküller (0.5-2 µm) içerir (1, 23).

**b) Makrofil Kompozitler:**

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 10-100 µm olan kompozit rezinlerdir. İnorganik doldurucular büyük ve sert olan quartz veya silika partikülleridir ve doldurucunun ağırlık oranı diğer kompozit rezinlere göre daha fazladır. Makrofil kompozit rezinlerde bulunan doldurucu partiküllerin boyutu restorasyonda gözle görülür pürüzlülüğe neden olmaktadır. Makrofil kompozit rezinlerde boyanma ve plak birikimi kompozitin farklı tiplerine göre daha yüksek oranda görülür. Bu olumsuz özelliklerinden dolayı bu grubun klinik kullanımı diğer doldurucu kompozit rezin gruplarına göre daha azdır (30, 31).

**c) Midifil Kompozitler**

Doldurucu partiküllerin 1-10 µm büyüklüğünde olduğu kompozit rezinlerdir. Bu kompozitler makrofil kompozitlerden daha iyi cilalanabilmektedir. Midifil kompozitlerin makrofil doldurucu kompozitlere göre avantajlı olduğu noktalar olsa bile benzer dezavantajlara sahiptirler. Bu nedenle günümüzde tercih edilmemektedir (1, 18).

**d) Minifil Kompozitler**

İnorganik doldurucu partiküller 0.1-1 µm büyüklüğündedir. Partikül yüzdesi ağırlıkça %75-85'e ulaşmıştır. Doldurucu partiküllerin oranı artırılarak aşınmaya karşı direnç artmış, materyal daha radyopak hale gelmiş ve doldurucu partiküllerin boyutu küçültülerek daha düzgün bir yüzey elde etme şansı sağlanmıştır. (1).

**e) Mikrofil Kompozitler**

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 0,01-0,1µm arasında olan kompozit rezinlerdir. İnorganik doldurucular koloidal silika partikülleridir. Doldurucu partiküller organik matriks ile hemen hemen aynı hızda aşınmaktadır. Bu nedenle bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra makrofil kompozitlere oranla daha düzgün bir yüzey elde edilebilmektedir. Mikro doldurucu rezinlerin %35-60'ını inorganik doldurucuların oluşturması ve buna bağlı olarak monomerdeki artış; su emiliminin ve ısıl genişleme katsayısının artmasına, böylece dayanıklılığının da azalmasına neden olur. Ancak, küçük partiküllerin ışığı kırma indeksinin mineye yakın olması estetik bir görünüm kazanmalarını sağlar (32, 33).

**f) Nanofil Kompozitler**

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 0,005-0,01 µm arasındadır. Partiküller görünür ışık dalga boyundan (0,02-2µm) daha küçük olduğu için, görünür ışık ile absorpsiyon veya saçılım göstermezler. Nanofil kompozit materyallerin organik yapısı diğer kompozit rezinlere benzer polimerik yapılardan meydana gelmektedir. İnorganik yapıyı meydana getiren partiküller ise iki ayrı kısımdan oluşur ki bunlar; silika nano doldurucular (Nanomer) ve nanomer gruplarıdır (Nanocluster) (34). Bu nanomer ve nanomer grupları (nanocluster) organik matriks içerisinde dağılarak nano kompozitleri oluştururlar. Bu partiküller sayesinde kompozit rezinin viskozitesi artmaksızın doldurucu oranı artırılmış olur ve bu da fiziksel özellikleri artırır ve enstrümantasyonu kolaylaştırır (1, 18).

Küçük partikül boyutları ve artmış doldurucu oranı ile daha az polimerizasyon büzülmesi, daha iyi polisajlanabilirlik ve estetik, daha az su absorpsiyonu, daha fazla dayanıklılık ve daha az renklenme gösterir . Nanofil kompozitlerin, mevcut universal ve mikrofil kompozitlere iyi bir alternatif olduğu düşünülmektedir (34).

**g) Hibrit Kompozitler**

Farklı büyüklükteki doldurucu partiküllerinin karışımından oluşan kompozit rezin grubudur. Partikül büyüklükleri makropartiküllü kompozit rezindekinden daha küçük, partikül miktarı ise mikropartiküllü kompozit rezindekinden daha fazladır. Fiziksel ve mekanik özellikleri ile makropartiküllü kompozitlere, yüzey pürüzlülüğü ile de mikropartiküllü kompozitlere benzerler. Hibrit türünün belirlenmesinde büyük partikül adı kullanılır. Küçük partiküller ise karışımın ikinci komponentidir (35, 36). Hibrit kompozitlerde submikron büyüklüğündeki doldurucu partiküller büyük partiküller arasına gelişigüzel bir şekilde dağıldığı için yüzey düzgündür. Bu nedenle estetiğin ön planda olduğu anterior bölgelerde, sınıf III-IV-V restorasyonlarda ve laminalarda kullanımları tavsiye edilir. Ayrıca bu tür rezinler stres altında bulunan bölgelerde de sıklıkla kullanılırlar (37).



**Tablo 2.1.** Kompozitlerin partikül büyüklüğü ve yüzdelere göre sınıflandırılması

<b>Kompozit Resin</b>	<b>Partikül büyüklüğü (µm)</b>	<b>Partikül % (ağırlıkça)</b>
<b>Megafil</b>	50-100	-
<b>Makrofil</b>	10-100	70-80
<b>Midifil</b>	1-10	70-80
<b>Minifil</b>	0.1-1	75-85
<b>Mikrofil</b>	0.01-0.1	35-60
<b>Nanofil</b>	0.005-0.01	72-87
<b>Hibrit</b>	0.04-1	75-80

### 2.3.2. Viskozitelerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması

#### a) Akışkan Kompozitler

Geleneksel minifil kompozit rezinlerde doldurucu oranı %50-70 arasında iken; akışkan kompozitlerde doldurucu oranı %37- 53'lere kadar düşürülmüş ve vizkozite azaltılmıştır (31). Düşük viskozite, kompozit rezinin şırınga formunda tutulabilmesine ve kavite preparasyonu içine akmasına olanak sağlamaktadır. Akışkan kompozitler klinik olarak restorasyon tamirinde, fissürlerin örtülmesinde, koruyucu rezin restorasyonlarda, direkt olarak kuvvet almayan sınıf V kaviteelerde, insizal kenar tamirlerinde, restoratif materyallerin altında stres kırıcı olarak kullanılırlar. Genellikle geniş preperasyonlarda, üst yapı materyalinden kaynaklanan polimerizasyon büzülme oranını azaltmak ve stres kırıcı bir tabaka oluşturmak amacıyla tercih edilirler (38, 39).

Akışkan kompozitlerin kavite duvarlarına adaptasyonları daha iyidir. Ancak, organik rezin matris miktarının fazla oluşu nedeniyle hibrid kompozit rezinlerle karşılaştırıldığında, polimerizasyon büzülmesi ve aşınma oranları artmış, dayanıklılıkları azalmıştır (40).

Günümüzde akışkan kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmek için doldurucu oranları arttırılmıştır. Bu sayede ilave hiçbir materyale ihtiyaç duyulmadan hem arka hem de ön bölge restorasyonlarında direk olarak kullanılabilen akışkan kompozitler piyasaya sürülmüştür (41).

### **b)Kondanse Olabilen Kompozitler**

Kondanse olabilen kompozitler, amalgam gibi uygulanabilen kompozitler geliştirmek amacıyla üretilmişlerdir. Geleneksel kompozit rezinlerin dezavantajlarından biri arayüz kavitelelerinde uygulanan restorasyonların kondensasyon zorluklarıdır. Kondanse olabilen kompozitlerin geliştirilmesi ile kavite duvarlarına daha iyi adaptasyon ve komşu dişle uygun arayüz kontağı sağlanabileceği bildirilmiştir. Kondanse olabilen kompozitlerin doldurucu miktarı yüksek ve doldurucu dağılımı diğer geleneksel kompozitlerden farklı olduğu için viskozitesi yüksektir (42). Ancak bu kompozitlerin fiziksel özelliklerinin geleneksel hibrit kompozitlerden çok üstün olmaması ve büyük partikülleri nedeniyle daha çabuk aşınma göstermeleri dezavantajlarıdır. Hibrit kompozit rezinlere oranla daha büyük doldurucu partiküller içermelerinden dolayı bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra pürüzlü yüzey oluşma riskinin de fazla olduğu ileri sürülmektedir (31).

### **2.3.3. Polimerizasyon Şekillerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması**

#### **a)Kimyasal Yolla Polimerize Olan Kompozitler**

Otopolimerizan kompozit rezinler olarak da bilinirler. Genellikle iki pat halinde bulunurlar. Patlardan her biri hacimsel olarak yarı yarıya organik monomer ve dodurucular içerir. Patlardan birinde polimerizasyonu başlatan benzoil peroksit, diğerinde polimerizasyonu hızlandıran organik amin bulunur. Her iki pattan eşit miktarda alınarak karıştırılır. İki pat karıştığı zaman amin, benzoil peroksit ile reaksiyona girer ve polimerizasyon başlanmış olur. Bu tip rezinlerde kavitenin en derin bölgesinden vücut ısısına bağlı olarak başlayan ilk sertleşme ile kavitenin merkezine doğru bir büzülme gözlenir. Bu tür kompozitlerin karıştırma esnasında hava kabarcığı kalması, amin renklemesi ve kısıtlı kullanım süreleri gibi dezavantajları vardır.İki patın karıştırılması sırasında arada kalan hava kabarcıklarının poröz yüzeylere neden olması, uygulanma süresinin hekimin kontrolünde olmaması ve aminin zamanla renklenmesi nedeniyle başarısızlıkla sonuçlanabilir (1, 43, 44).

#### **b) Görünür Işıkla Polimerize olan Kompozit Resinler**

Işık ile polimerize olan kompozit rezinler tek pat şeklinde üretilmişlerdir. İlk olarak 1972 yılında kullanıma sunulan bu kompozit rezinlerin polimerizasyonunda

ultraviyole ışığı kullanılmıştır, ancak zamanla hastaya ve hekime zararlı olabileceği düşüncesiyle ultraviyole ışıktan vazgeçilmiş ve yerine görünür ışık kullanılmaya başlanmıştır. Polimerizasyon için görünür mavi ışığın 450-500 nm dalga boyunda veya en az 300 mW/cm<sup>2</sup> olması gerekir. Polimerizasyon başlatıcı olarak en çok kamferokinon kullanılır. Işığın etkisiyle kamferokinon harekete geçmekte ve serbest radikaller oluşmaktadır. Kompozitin polimerizasyonunun hekim kontrolünde olması, çalışma rahatlığı ve uygulama kolaylığı önemli avantajlarıdır. Bunlara ek olarak tek pat şeklinde oluşu sayesinde karıştırma işlemi gerektirmeyerek oluşabilecek hava kabarcıklarının ve yüzey pürüzlülüğünün önüne geçilmiştir. Renk stabilitesinin uygun ve sürekli olması, hızlı, kontrollü, derin ve güvenilir bir polimerizasyon sağlaması, estetik olma özellikleri ile otopolimerizan kompozitlere üstünlük sağlarlar. Bu tip kompozit rezinlerde polimerizasyon büzülmesi ışık kaynağına doğru olmaktadır. Günümüzde kompozit rezinlerin polimerizasyonu için plazma ark ışık kaynakları, halojen, argon lazer, diyot lazer ve LED (light emitting diode) ışık cihazları kullanılmaktadır (1, 45, 46).

### **c) Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize Olan Resin Kompozitler**

Görünür ışık ile polimerize olan kompozitlerin sınırlı polimerizasyon derinliği ve diğer sorunlarını aşabilmek için, kimyasal polimerizasyon ile görünür ışık polimerizasyonunu aynı rezinde birleştirmek bir seçenek olarak belirmiştir. Polimerizasyon ışıkla başlar ve kimyasal olarak devam ederek tamamlanır. Bu tip rezinler, akışkan özellikte olduklarından daha çok yapıştırma materyali olarak kullanılırlar. Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden endişe edilen her ortamda kullanılmaları önerilmektedir. Işığın ulaşmadığı bölgelerde polimerizasyon kimyasal olarak 8-24 saat içinde tamamlanır. Özellikle derin kaviteelerde, 2 mm'den daha kalın resin uygulamalarında, girişin zor olduğu interproksimal alanlarda başarılıdırlar (1, 37).

### 2.3.4. Farklı Özellikteki Kompozitler ve Yeni Gelişmeler

#### Ormoserler

Geleneksel dimetakrilat içerikli kompozit rezinlerin bazı dezavantajlarının üstesinden gelmek için saf organik modifikasyonlu seramikler (or-mo-ser) üretilmiştir (47). Ormoser monomerlerinin büyük molekül yapısı sayesinde polimerizasyon büzülmesi ve aşınmanın azaltılması hedeflenmiştir (48, 49). Ormoserler temel olarak organik faz, inorganik faz ve polisiloksan olmak üzere üç komponentten oluşur. Geleneksel polimer ile karşılaştırıldığında, ormoserler silisyum dioksit yapısındaki inorganik iskeletten oluşmaktadır. Doldurucu partiküller, çapraz bağlantılı inorganik ve organik ağ yapısındaki matrikse yerleşmiştir (50). İnorganik iskelet yapı, silisyumdioksit içerir ve ısıl genişleme, esneklik modülü gibi özelliklerden sorumludur. Doldurucu materyal, kompozitlerdeki doldurucularla benzer olarak, özel cam, seramik ve yüksek düzeyde silikadan oluşur. Ormoser esaslı kompozitlerin, aşınmaya olan dirençleri ve hem arka hem de ön grup dişlerin restorasyonlarında kullanılabilir olmaları önemli özellikleridir (51). Ormoserlerin avantajları; mine ve dentine mükemmel adezyon, biyouyumluluk, kullanım kolaylığı, artırılmış estetik, kondanse edilebilirlik, kolay manipüle edilebilirlik ve polimerizasyon büzülmesinde önemli ölçüde azalma sağlamasıdır.

#### İyon Salabilen Kompozitler (Smart ve Antibakteriyel Kompozitler)

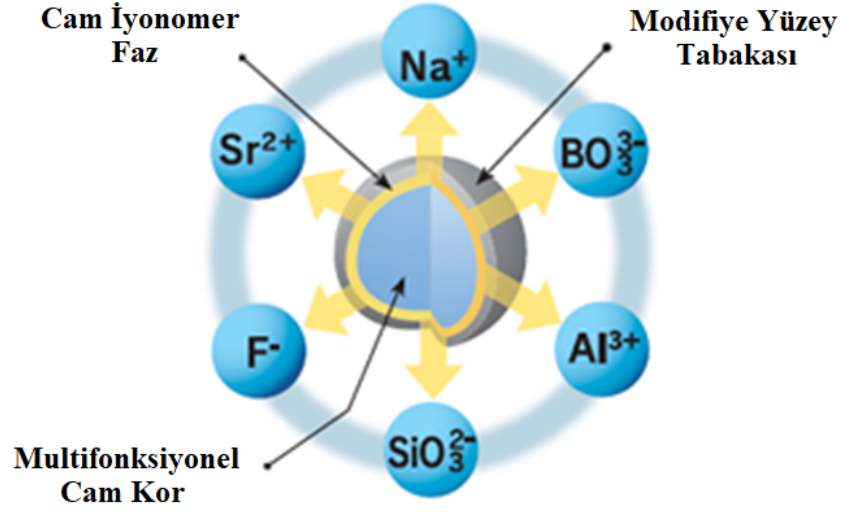
1998 yılında üretilmiş olan bu kompozitlerin yapısında bulunan özel kimyasallardan serbestleşen florür, kalsiyum ve hidroksil gibi fonksiyonel iyonlar, mikroorganizmaları ve üretilen asitleri etkileyebilme özelliğine sahiptir. Restorasyona komşu diş sert dokularının demineralizasyondan korunmasını sağlar (52). Çok az sayıda kompozit rezinde florür salabilen ve tekrar şarj olabilen cam partiküller mevcuttur. Yine de bu materyallerden salınabilen florür miktarı cam iyonomerler, kompomerler ve rezin modifiye cam iyonomerlere oranla çok daha azdır (53).

## Giomerler

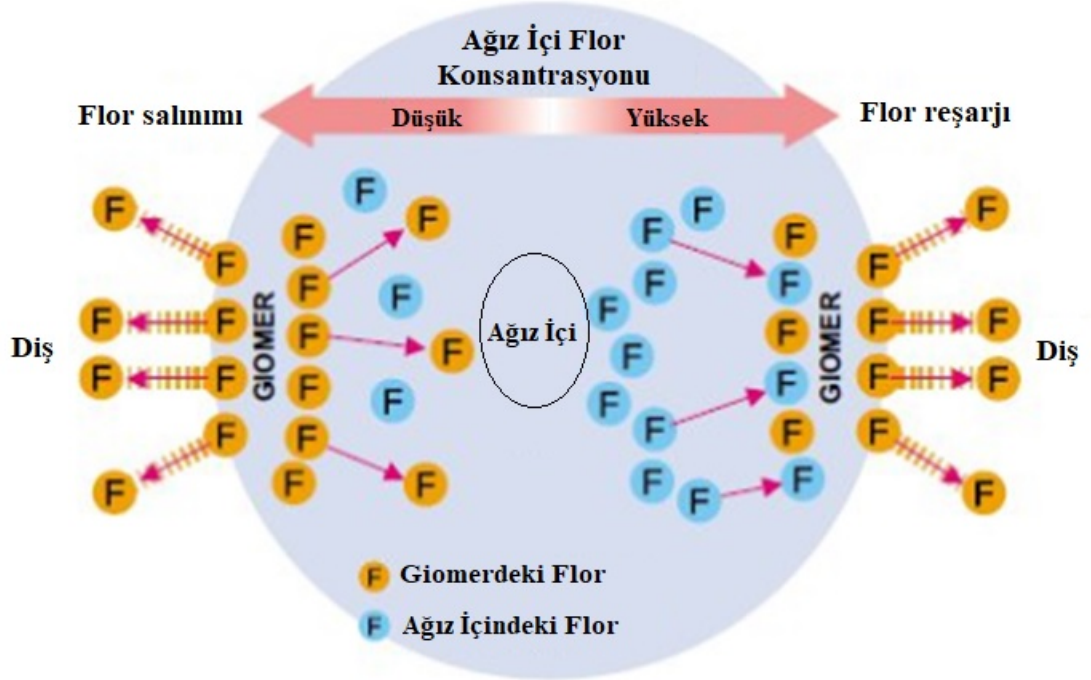
Giomerler kompomerler gibi, cam iyonomer simanların kötü estetik sonuçlarını ve nemden etkilenmeleri gibi klinik olumsuzluklarını en aza indirmek ancak klinik avantajlarını da kullanmak üzere geliştirilmiştir (54). Kompomerin kısıtlı kullanımı ve kompozit rezinlerle yapılan restorasyonlarda görülen sekonder çürüklerden yola çıkarak önceden reaksiyona girmiş cam (PRG) doldurucular geliştirilmiştir. PRG doldurucular, su varlığında florid içeren cam ile poliakrilik asit arasında gerçekleşen asit-baz reaksiyonunun oluşturduğu ıslak silikalı bir hidrojel ile elde edilmektedir. Dondurma-kurutma işleminden sonra, nemden uzaklaştırılmış kserojel öğütülerek silanize edilip, özel ebatlarda PRG doldurucular oluşturulmaktadır (55). Giomerler, PRG doldurucuları içeren ve florid salınımı yapan rezin esaslı restoratif materyal olarak tanımlanmaktadır (56). Giomerlerin içeriğinde; Bisfenol A glisidil metakrilat (Bis-GMA), Trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA), inorganik cam doldurucu, alüminyum oksit, silika, PRG doldurucu ve kamforokinon bulunmaktadır (57).

Shofu'nun Giomer teknolojisiyle ürettiği Beautifill II içeriğindeki önceden reaksiyona girmiş cam partiküller (PRG) sayesinde florürde dahil altı iyonu ( $F^-$ ,  $Sr^{+2}$ ,  $Na^+$ ,  $BO_3^{-3}$ ,  $Al^{+3}$ ,  $SiO_3^{-2}$ ) aktif bir şekilde serbest bırakır. Beautifill II yapısında SPRG (surface-reacted pre-reacted glass) yani yüzey reaksiyonlu PRG bulunur.

Bu teknoloji geliştirilerek üretilen Beautifill II LS (low shrinkage) ise minimum polimerizasyon büzülmesi ve buna bağlı mikrosızıntının engellenmesi için üretilmiştir. Bu özelliklerinin yanında SPRG içeriği sayesinde flor salınımı ve aynı zamanda reşarjını da sağlayan kompozit, sekonder çürük ve postoperatif hassasiyeti minimuma indirmek amacıyla üretilmiştir (57, 58).



Şekil 2.3. Beautifill II LS'nin iyon salınımı



Şekil 2.4. Beautifill II LS'nin flor salınımı ve reşarjı

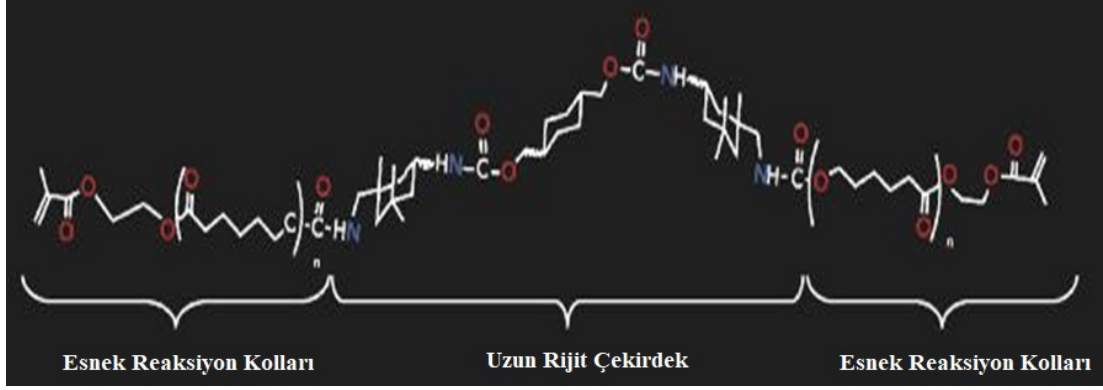
### Dupont (DX-511) Monomer

DuPont firması tarafından üretilen ve lisanslanan yeni bir monomer olan DX-511, üretilen dimetakrilat kimyasına dayanmaktadır ve düşük polimerizasyon büzülmesi stresi ile kolay uygulanabilirlik amacıyla üretilmiştir. Bu monomer tüm kompozit

rezin ve bağlayıcı sistemler ile uyumludur. DX-511'in moleküler yapısı, uzun bir rijit çekirdek ve esnek reaksiyon kolları içerir. Uzun rijit çekirdek yapısı şekli korur ve böylece, esnek kolların katlanmaması ve hacminin yitirilmemesi ile monomer yapısının deformasyonu engellenerek polimerizasyon büzülmesi azaltılmış olur . Esnek kollar uzun monomer yapısına rağmen reaktiviteyi arttırmada görev alır. DX-511'in moleküler ağırlığı Bis-GMA ve UDMA'nın molekül ağırlığının iki katıdır ve daha az sayıda karbon çift bağ (C = C) bulunduğundan polimerizasyon büzülmesini azaltır. Bu monomer teknolojisi ile üretilen Kalore'nin daha düşük polimerizasyon büzülmesi gösterdiği iddia edilmektedir (59).

DX-511 monomer içeriğiyle üretilen Kalore; geliştirilmiş kompozit rezin teknolojisinin ve nanoteknolojinin kombinasyonu ile üretilen, görünür ışıkla aktive olan, yüksek yoğunluklu radyopak prepolimerize doldurucu (highdensity radiopaque-HDR) içeren ve üniversal bir restoratif materyal olan nanohibrid kompozit rezindir . Yapısı itibariyle yüksek cilalanabilme, yüksek aşınma direnci ve düşük polimerizasyon büzülmesi özelliklerine sahiptir. Organik rezin matris yapısında, Bis-GMA içermezken, UDMA, dimetakrilat ko-monomerleri ve yeni DuPont esaslı DX-511 monomeri içermektedir. DX-511 monomerinin üretilen dimetakrilat kimyasına dayanarak kombine edilmiş yapısı ile yüksek düzeyde fiziksel ve mekanik özelliklere sahip olduğu öne sürülmektedir (28).

Ağırlıkça %82, hacimce %69 doldurucu oranına sahiptir. İnorganik içeriğinde 700 nm boyutunda fluoroaluminosilicate (F-Al-Si) cam, baryum-stronsiyum (Ba-Sr) cam ve 16 nm boyutunda silisyumoksit (SiO<sub>2</sub>) bulunmaktadır. Prepolimerize inorganik doldurucu içeriğini, ağırlıkça %60 oranında 400 nm boyuttaki modifiye stronsiyum camları ve %20 oranında 100 nm boyuttaki lantanoid floridler oluşturmaktadır. Polimerizasyon başlatıcısı olarak kamforokinon ve amin kullanılmıştır (60).



Şekil 2.5. DX-511 Monomer Yapısı

### Siloranlar

Siloran kimyasal yapı olarak siloksanlar ve oksiranların bileşiminden elde edilir. Siloksan, siloran kompozitlerde omurga gibi davranır ve aynı zamanda hidrofobik yapısı sayesinde su emilimini azaltarak kompozitin fiziksel özelliklerini geliştirir . Siloran ağı, sikloalifatik oksiran gruplarının katyonik halka açma polimerizasyonu ile üretilir, bu da düşük büzülme ve sonuç olarak da düşük polimerizasyon stresi ile sonuçlanır (10). Siloran esaslı materyaller metakrilat bazlı restoratif materyallerden daha düşük polimerizasyon büzülmesine, daha yüksek eğilme dayanımı ve kırılma dayanıklılığına sahiptir (61). Ancak yakın zamanda yapılan bir çalışmada siloran bazlı materyallerin daha yüksek renk değişimi ve yüzey degradasyonu gösterdiği gösterilmiştir. Bu materyallerin klinik uygulaması, düşük translusensi ve renk seçeneklerinin az olmasından dolayı posterior dişlerle sınırlandırılmıştır (62).

### Nanoseramik Kompozitler

Son yıllarda daha estetik, adezyon ve mekanik özellikleri daha iyi restoratif malzemeler üretmek için yaygın olarak nanoteknoloji kullanılmaktadır. Son gelişmelerden biri de, yapısındaki nano doldurucu ve geleneksel cam partiküllerine ilaveten seramik partikülleri de içeren nanoseramik kompozitlerdir. Nanoseramik partiküller yenilikçi bir üretim prosesine bağlı olarak organik matriks içerisine homojen bir şekilde dağıtık olarak bulunurlar. Organik olarak modifiye edilmiş seramik nanopartiküller bir polisiloksan omurgasından oluşur. Diş hekimliğinde kullanılmasının yanı sıra, organik olarak modifiye edilmiş seramikler, üstün aşınma



ve çizilme direnci veya korozyona dayanıklılığı nedeni ile kaplama olarak çeşitli endüstriyel veya teknik uygulamalarda kullanılmaktadır (63).

### **Bulk-Fill Kompozitler**

Son yıllarda piyasaya sürülen bu kompozitler, kaviteyi tabakalama tekniğine göre daha hızlı bir teknik olan bulk tekniğiyle doldurmak amacıyla üretilmişlerdir (64). Bulk-fill kompozitler, polimerizasyon derinlikleri artırılmış, polimerizasyon büzülme stresleri ile kaspal defleksiyon oranları azaltılmış ve kaviteye 4-5 mm kalınlığında yerleştirilebilen kompozit rezinlerdir (65). Bulk-fill kompozitler aslında yeni geliştirilmiş nanohibrit kompozit rezin türüdür. İçeriğinde genel olarak; iteryum triflorid, baryum cam, karmaoksit, proakrilat, zirkonyum/silika partikülleri bulunmaktadır. Bu partiküller, radyoasiteyi artırarak ışık cihazının etkisinin materyalin daha derin bölgelerine ulaşabilmesini sağlamaktadır. Ayrıca kompozite mineye benzer bir şeffaflık vererek estetik üstünlük de sağlar (66, 67).

Bulk-fill kompozitlerin kullanılması ile derin ve geniş kaviteyi restorasyonu kolaylaşır ve zaman tasarrufu sağlanır (65). Ayrıca zaman tasarrufunun yanı sıra; tabakalama tekniğinde ortaya çıkabilecek, tabakalar arasında kan, tükürük ve nem kontaminasyonunu ve boşluk kalması ihtimalini de ortadan kaldırarak daha iyi restorasyonlar elde edilmesini sağlar (68). Ayrıca bulk-fill tekniği kullanıldığında, restorasyon içerisinde hava boşluğu kalma ihtimalinin de çok düşük olması ve dolayısıyla oksijen inhibisyonunun az olması sebebiyle daha iyi polimerizasyon sağlanabilir (69).

Bulk-fill kompozitlerin 4-6 mm'ye yakın kalınlıklar halinde uygulanabilmesi, bu materyallerin foto-iniyatör sistemlerinin geliştirilmesi ve translüensi özelliklerinin artırılmasıyla açıklanmaktadır (70).

### **2.4. Polimerizasyon**

Monomer polimer yapısındaki en basit ünedir. Kimyasal yapıları aynı olan ve aynı reaksiyon aktivitesine sahip basit moleküllere monomer, kimyasal olarak tekrarlanabilir şekilde kovalent bağlarla birbirine bağlanmasından meydana gelen makromoleküllere de polimer adı verilmektedir (71). Monomerlerin polimerlere dönüşme süreci de polimerizasyon olarak adlandırılmaktadır (72).

Polimerizasyon; tek bir molekülden makromoleküllerin şekillenmesi olarak da adlandırılır. Polimerin molekül ağırlığı, içeriğinde bulunan birbirine kovalent bağlarla bağlı çok sayıdaki monomerin molekül ağırlıklarının toplamı ile hesaplanır. Polimerler binlerle, milyonlarla ifade edilen molekül ağırlıklarına sahip olabilirler. Polimerin moleküler ağırlık dağılımı, fiziksel özelliklerinde önemli rol oynar. Monomer tipi ve konsantrasyonuna bağlı olan ortalama moleküler ağırlık ısı, sertleşme zamanı gibi şartlardan da etkilenir. Monomer molekülünün kısa zincirli olması düşük dereceli polimerizasyon nedeniyle rezini zayıflattığı gibi, uzun zincirli oluşu da zayıflatıcı etki yapmaktadır. Eğer ortamda çapraz bağlı zincirler varsa kompozit rezinin direnci artar (12, 71, 73).

Bazen fiziksel özellikleri geliştirmek için başlangıç materyali olarak kimyasal yapısı farklı iki veya daha fazla monomer kullanılır. Eğer aynı cins monomerler birleşip bir bütünlük oluşturursa 'homopolimer', iki farklı cins monomer birleşip bir bütünlük oluşturursa 'kopolimer' veya üç farklı cins monomer birleşip bir bütünlük oluşturursa 'terpolimer' olarak isimlendirilir (74).

Polimerizasyon işlemi farklı mekanizmalarla meydana gelir; ancak sentetik polimerler, monomerlerin birbirleri ile iki türlü reaksiyonu sonucu elde edilirler:

- İlave Polimerizasyon (additional polymerization, katılma polimerizasyonu)
- Kondansasyon Polimerizasyonu (condensation polymerization) (12, 71, 75).

#### **2.4.1. İlave Polimerizasyon (Katılma Polimerizasyonu)**

İlave polimerizasyon, benzer moleküllerin kimyasal bir değişikliğe uğramadan yüksek sayıda tekrarlanmak suretiyle aynı kimyasal kompozisyona sahip yüksek molekül ağırlıklı makromoleküle dönüşmesidir (12). Dental işlemlerde kullanılan rezinlerin hemen hepsi ilave polimerizasyon ile üretilir (76). İlave polimerizasyon reaksiyonu sırasında yan ürün açığa çıkmaz. Bütün monomerler aynı molekül ağırlığına sahiptir. Kondansasyon polimerizasyonunun aksine dev makromoleküller oluşur. İkisi arasında sadece kimyasal bağların dağılımı açısından farklılık vardır (12, 76). İki molekül kimyasal olarak kovalent bağ ile bağlanır (77). Polimerizasyon süreci ise birbirini takip eden dört aşamadan oluşmaktadır (78).

### **a. Aktivasyon Safhası**

İlave polimerizasyonu başlatmak için serbest radikallerin oluşması gerekmektedir. Serbest radikallerin oluşturulması işlemine aktivasyon denilmektedir. Bunlar; doymamış, tek elektrona sahip reaktif moleküllerdir. Serbest radikaller başlatıcıların kimyasal, ısı, görünür ışık, ultraviyole ışık veya serbest radikal gibi davranan başka bir bileşikten enerji transfer edebilen radikal üreten moleküllerin aktivasyonu ile oluşmaktadır. Başlatıcılar, oldukça zayıf bir bağ içeren ve parçalandıkları zaman birer reaktif elektronlu iki grup oluşturan moleküllerdir. Diş hekimliği polimerlerinde en sık kullanılan başlatıcı benzoil peroksittir. Polimerizasyon çeşitli aktivatörler ile başlatıcıların parçalanmasıyla oluşmaktadır. Buna göre, kimyasal ajanlar, ısı ve görünür ışık diş hekimliğinde en çok kullanılan aktivatörlerdir (42, 79) .

**Işık:** Bu tür kompozitlerde ışığa duyarlı başlatıcılar kullanılır. Işık uygulama yönteminde aktivatör olarak ultraviyole ya da görünür ışık kullanılmaktadır. Dental materyallerde genellikle kullanılan ışık emici bileşik kamforokinondur (CQ). Işıkla setleşen kompozitlerde polimerizasyon reaksiyon hızını arttırmak için genellikle karışıma amin ilave edilmektedir (24).

**Isı:** Dental materyallerde kullanılan ısı ile aktivasyon başlatıcı benzoil peroksittir. Benzoil peroksit 65 C<sup>0</sup>' nin üzerinde ısıtıldığı zaman parçalanmaktadır (24).

**Kimyasal ajanlar:** Benzoil peroksit, dimetil-p-toluidin gibi tersiyer aminle temasa geçtiği zaman da aktive olur. Kimyasal olarak polimerize olan kompozitlerde de bu yöntem kullanılmaktadır. Polimerizasyon iki patın karıştırılması ile başlar. Patlardan biri polimerizasyonu başlatan benzoil peroksit, diğeri ise polimerizasyonu hızlandıran tersiyer amin içerir (1, 24, 80, 81).

### **b. Başlama Safhası**

Polimerizasyon, aktivasyon sonucu oluşan serbest radikalın monomer ile reaksiyona girmesi ile başlar. Serbest radikaller çift bağ içeren monomere saldırarak tekrar reaktif gruplar oluştururlar (82).

### **c. İlerleme Safhası**

Oluşan reaktif gruplar başka monomerlere bağlanarak yeni bir reaktif grup oluştururlar. Böylece, bütün moleküller birbirlerine bağlanarak zincirin büyümesini sağlarlar (82).

### **d. Bitiş Safhası**

İlerleme reaksiyonunun kitle içindeki monomer molekülleri bitinceye kadar devam etmesi beklenir. Ancak, pratikte, polimer zincirinin bitimine neden olan diğer reaksiyonlar ilave reaksiyonu engelleyebilir. Bu reaksiyonlar ölü polimer zincirleri oluştururlar. İlave reaksiyona uğramazlar. Polimerizasyon sonunda elde edilen polimerin, fiziksel özellikleri üzerinde, moleküler ağırlığının, çapraz bağların ve zincir dallanmasının etkisi büyüktür (82).

### **2.4.2. Kondensasyon Polimerizasyonu**

Kondensasyon polimerizasyonunda bileşenler çift fonksiyonludur ve hepsi kendiliğinden reaktif hale geçer. Birden fazla monomer türü arasında benzer bir mekanizmayla ilerleyen kimyasal reaksiyondur. İki monomer molekülü basit bir esterifikasyon reaksiyonu ile dimer formuna dönüşür ve bu esnada su ve amonyak gibi yan ürünler oluşur. Bu reaksiyon, yüksek molekül ağırlıklı bir polimer formuna ulaşana kadar bir seri reaksiyon şeklinde devam eder. Bu tür polimerizasyonlar basamaklı polimerizasyon reaksiyonları olarak da adlandırılır. İki ya da daha fazla fonksiyonel grubu bulunan moleküller, kondensasyon reaksiyonları ile bağlanarak daha büyük molekülleri oluşturur (44).

### **2.5. Polimerizasyon Protokolleri**

Son yıllarda, polimerizasyon miktarını arttırmak, iç stresleri azaltmak, kenar bütünlüğünü korumak ve polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacıyla üretici firmalar tarafından farklı polimerizasyon protokolleri ortaya konmuştur (83-85).

### **2.5.1. Standart (continuous – devamlı) polimerizasyon**

Kullanılan cihaza göre değişen ışık gücü, polimerizasyonun başından sonuna kadar hep aynı şiddette sabit kalır ve 10, 20, 30, 40 sn gibi farklı sürelerde uygulama süresi boyunca kesintisiz olarak uygulanır (84, 86).

### **2.5.2. Yavaş başlangıç (soft-start) polimerizasyon**

Yavaş başlangıç protokolünde, düşük ışık şiddeti kullanılmaktadır. Böylelikle serbest radikal oluşumu azalarak polimerizasyon yavaşlar ve kompozitin yüzeye akması için zaman sağlanır. Sertleşme oranı yavaşlatılarak kompozitin viskoelastik fazı artırılır ve kompozit rezinin büzülme stresi kontrol edilebilir (87, 88). Kompozit rezinlere başlangıçta düşük ışık şiddeti uygulayarak jel aşamasına gelene kadar maksimum polimer akışı sağlanmış olacağından bu aşamadan sonra yüksek düzeyde ışık verilir. Böylece fiziksel özelliklerin artırılması için gereken polimerizasyon derecesi sağlanmış olur. Işık şiddetinin azaltılmasının polimerizasyon stresini azalttığı düşünülmekle beraber, alt tabakalardaki kompozit rezinin yeterli derecede polimerize olmaması ayrıca fiziksel ve mekanik özellikleri olumsuz yönde etkilediği de düşünülmektedir (89).

Yavaş başlangıç protokolünün uygulanabilmesi için kullanılan ampül üniteleri otomatik olarak düşük şiddette ışık oluşturur. Bunu yüksek ışık şiddeti takip edecek şekilde tasarlanmıştır. Işık şiddetinin azaltılması, uzaklığın artırılması ve ışık cihazının ucu ile kompozit rezin yüzeyi arasına filtrelerin yerleştirilmesiyle sağlanabilmektedir (90, 91).

## **2.6. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonunu Etkileyen Etkenler**

Kompozit rezinlerin polimerizasyonunda; klinisyenin göz önünde bulundurması gereken bazı önemli faktörler bulunmaktadır. Bunlar:

- 1) Kompozit rezinler ile ilgili
- 2) Işık cihazları ile ilgili
- 3) Çevresel ve
- 4) Diğer etkenlerdir.

### 2.6.1. Kompozit Resinler

**Doldurucu tipi, miktarı ve diğer yapılar:** Işık cihazından çıkan ışık, restorasyon yüzeyinde maksimum yoğunluğa sahiptir. Restorasyon içinde meydana gelen saçılma ve yansımalara bağlı olarak ışık yoğunluğu azalır. Kompozit resinlerde, resin matriks içinde dağılan doldurucu kısım ışığın saçılmasına neden olur. Işığın dağılımında, doldurucu miktarı ve büyüklüğü etkilidir. Küçük boyutlara sahip doldurucular, başlatıcı dalga boyu aralığına karşılık geldiği için saçılmayı artırır. Bu nedenle, kullanılan kompozit resinin, içeriğindeki doldurucu partiküllerin büyüklüğü ve konsantrasyonu, doldurucu ve resin matriksin ışığı kırma oranına bağlı olarak kontrol edilmelidir (92).

**Kompozit resinin rengi:** Işık ile polimerizasyon esnasında koyu veya daha opak renkteki kompozit resinler, daha fazla ışık soğurur. Işık uygulama süresinin arttırılmasını gerektirirler. Bu nedenle, kompozit resinin tipine ve rengine uygun polimerizasyon süresi uygulanmalıdır (93).

**Kompozit resinin kalınlığı:** Kompozit resinlerin en fazla 2 mm kalınlığında yerleştirilip, en az 300 mW/cm<sup>2</sup> yoğunluğundaki ışık ile 20-60 sn polimerize edilmesi standart kabul edilmektedir. Kompozit resin kaviteye 2 mm'den daha kalın bir tabaka halinde yerleştirildiğinde, üst yüzeye uygulanan ışık, kompozit resinin alt yüzeyine yaklaştıkça etkisini yitirmekte ve polimerizasyon tam olarak gerçekleşmemektedir. Bu nedenle, kompozit resin kalınlığı 2 mm olduğunda daha düzenli bir polimerizasyon elde edilebilmektedir (94).

**Başlatıcı tipi:** Kompozit resin içerisinde, polimerizasyon için kullanılan ışık kaynağının dalga boyuna tepki veren yeterli konsantrasyonda başlatıcı bulunmalıdır. Kompozit resinlerin çoğunda, kamforokinon bulunur. Bunun yanında, asilfosfin oksit ve  $\alpha$ -diketon gibi fotoinitiatör içeren kompozit resinler de vardır. Kamforokinon içeren kompozit resinlerin polimerizasyonunda başta QTH ışık cihazı olmak üzere diğer ışık cihazları da kullanılır. Asilfosfin oksit (monoasilfosfin oksit) ve  $\alpha$ -diketon (fenilpropanodin-PPD) içeren kompozit resinlerde ise, yaygın olarak kullanılan ışık cihazları, başlatıcıların spektrumları ile kısmen reaksiyona girer veya herhangi bir etkileşim olmaz. Bu tip materyallerin LED ve PAC gibi ışık cihazları

ile polimerizasyonu oldukça zordur. Bu nedenle klinisyenler, kullanacağı kompozit rezinin yapısına uygun ışık cihazı seçmelidirler (95).

### 2.6.2. Işık Cihazları

**Işık cihazı ucunun büyüklüğü (Uç geometrisi):** Günümüzde kullanılan ışık cihazları, 3, 8, 10, 11, 13 ve 14 mm gibi farklı çaplarda uçlara sahiptir. 11 mm standart çapta uca sahip bir ışık cihazında ışığın dağılımı, 3 mm çapında uca sahip ışık kaynağına göre daha fazladır. Küçük çapta uca sahip ışık cihazlarında, ışığın çıkış yoğunluğu oldukça fazladır. Artan ışık yoğunluğu polimerizasyon sırasında diş dokusu ve restorasyonda ısı artışına neden olur. Bu nedenle, küçük çapta uca sahip ışık cihazları dikkatli bir şekilde kullanılmalıdır (96).

**Işık cihazının tipi:** Her ışık cihazı, belli bir dalga boyu aralığına, polimerizasyon etkinliğine, çeşitli avantaj ve dezavantajlara sahiptir. Kompozit rezinlerde polimerizasyon için lazer ışık cihazı kullanıldığında daha fazla ışık soğurulması söz konusu iken, QTH ışık cihazı kullanıldığında ışığın saçılma miktarı daha fazla olmaktadır (96).

**Işık uygulama süresi:** Kompozit rezinlerin ve bağlayıcı ajanların yeterli polimerizasyonu, kullanılan ışık kaynağının yanısıra, ışığın uygulama süresine de bağlıdır. Işık cihazının gücü arttığında ışık uygulama süresi kısalır ve buna bağlı olarak polimerizasyon derecesi ve derinliği de artar. Işık uygulama süresi, kullanılan ışık cihazının tipine, rezin esaslı restoratif materyalin yapısına ve rengine bağlı olarak değişir. Bu nedenle, her klinik koşula uygun standart ışık uygulama süresi yoktur (96).

**Işık ucunun açılanması:** Işık cihazı ucu, restorasyon yüzeyine dik tutulduğunda, ışık hüzmesi, yüzeyde dairesel bir alan oluşturur. Işık cihazının çubuk şeklindeki ucu, restorasyon yüzeyinde maksimum ışık yoğunluğu oluşturması için, restorasyon yüzeyine paralel tutulmalıdır. Işık cihazı ucu eğimlendirildiğinde, yüzeyde oluşan dairesel alan, elipse dönüşür ve ışık enerjisi daha büyük alana yayıldığı için ışık yoğunluğu azalır (96).

**Restorasyon ile ışık ucu arasındaki mesafe:** Işık cihazının ucu ile restorasyon arasındaki mesafenin, polimerizasyon işleminde önemli bir faktör olduğu bilinmektedir. Işık cihazı ucu ile restorasyon arası mesafenin, her 1 mm'lik artışında restorasyon yüzeyindeki ışık yoğunluğunun, %10 civarında azaldığı gösterilmiştir. Tüm ışık cihazları için restorasyon ile ışık ucu arasındaki mesafe arttığında polimerizasyon derinliği ve polimerizasyon derecesi azalır (97, 98).

### 2.6.3. Çevresel Etkenler

**Atmosferin etkisi:** Kompozit rezin yüzeyindeki ışık yoğunluğu, ışık ucu ile restorasyon arasındaki mesafe arttıkça azalır. Işık yoğunluğundaki azalma, restorasyon yüzeyindeki hava moleküllerinin ışığın saçılmasına neden olması şeklinde açıklanabilir (96).

**Ortamın etkisi:** Ortamdaki ışık, kompozit rezinin polimerizasyonunun erken başlamasına neden olabilir ve çalışma süresi kısalmır. Bunun önlenmesi için, sarı ve poliester esaslı fotografik filtrelerin kullanılması önerilir (96).

### 2.6.4. Diğer Etkenler

**Diş dokusunun etkisi:** Işık cihazından çıkan ışığın, diş dokularını geçerken soğurulması ve saçılması sonucu, özellikle aproksimal alanlarda kompozit rezinin polimerizasyonu tamamlanamayabilir. Mine dokusu oldukça şeffaf yapıda olduğundan dentin dokusuna göre ışık geçişi, minede çok daha iyidir. Bu nedenle diş dokusu boyunca restorasyonun polimerizasyonunun tamamlanması için ışık uygulama süresi arttırılır (96). Kompozit rezin restorasyon, ışık cihazından gelen ışığı en üst ve en alt kısımlarında aynı derecede alamaz. Yukarıda bahsedilen etkenlerden dolayı kompozit rezinler üzerinde fiziksel testler yaparken restorasyonun alt ve üst yüzeyleri arasındaki farklar hesap edilerek değerlendirme yapılması gerektiği bildirilmiştir (97, 99).

### 2.7. Polimerizasyon Büzülmesi ve Etkileyen Faktörler

Kompozit rezinlerde de tüm polimerlerde olduğu gibi monomerlerin polimer zincirinde düzenleniş biçimlerinden kaynaklanan ve % 1,5-3 arasında değişen hacimsel bir büzülme söz konusudur. Kavite duvarı ile rezin arasındaki adezyon



kuvvetleri, büzülmenin serbest olarak gelişmesini engeller ve internal streslerin oluşmasına neden olur (37).

Rezin kompozitlerin birçok avantaja sahip olmasına rağmen en önemli dezavantajı polimerizasyon büzülmesidir. Problemlerin çoğu ya direkt ya da indirekt olarak polimerizasyon büzülmesi ve polimerizasyon büzülmesi sonucu diş sert dokusu ile restorasyon ara yüzeyinde oluşan stres ile ilişkilidir. Polimerizasyon sonrasında, kompozit rezinin kavite kenarlarından ayrılmasıyla aralık oluşur ve mikrosızıntı başlar. Mikrosızıntı sonucu ağız sıvısı, iyon ve mikroorganizma geçişine bağlı olarak, kenar renklenmesi, postoperatif duyarlılık, sekonder çürük ve pulpa irritasyonu oluşur. Mine kenarında oluşan gerilme kuvveti çiğneme kuvvetleri ile marjinal bozulmalara sebep olmaktadır. Tüberkül ve kasplarda oluşan bzlme kuvvetleri sonucu tüberkül deformasyonu, mine kırığı ve çatlağı da oluşabilmektedir (1, 100-102).

Polimerizasyon bzlmesini etkileyen faktörler řu şekilde sınıflandırılabilir:

### 2.7.1. Kavite geometrisi

**a. Konfigürasyon faktörü ( C faktör) :** Konfigürasyon faktörü restorasyonun bağlandığı yüzeylerin serbest yüzeylere oranı olarak tanımlanmaktadır. Bağlanmış yüzeylerin serbest yüzeylere oranı belli bir limiti aşarsa, prejelasyon safhadaki materyalin akıcılığı engellenir ve bzlme stresleri artar. Konfigürasyon faktörü 1.0 ın altındaysa bzlme stresleri azalır, 3.0'ın üzerinde stres değerleri artar (103-105)

**b. Kavite boyutu :** Polimerizasyon bzlmesini kavitenin genişliği ve derinliği de etkiler. Kavite ne kadar dar ve yüzeyel ise başka bir deyişle uygulanan rezin hacmi ne kadar az ise bzlme o kadar az olur. Kavite taban maddeleri örneğin cam iyonomer siman kullanımı kavite derinliğini azaltarak bzlmeyi olumlu yönde etkiler (39, 103, 106).

### 2.7.2. Uygulama tekniği

**a. Tabakalar halinde yerleştirme :** Polimerizasyon bzlmesini olumlu yönde etkileyen diğer bir yöntem rezinin tabakalar halinde uygulanmasıdır. Bu yöntemde

rezinler kaviteye küçük parçalar halinde yerleştirilirken parçalar birbirinden bağımsız olarak polimerize olurlar. Restorasyonda kullanılan total rezine oranla daha az hacimli olan bu parçaların polimerizasyon büzölmeleri de daha az olur. Büzölme vektörlerini kontrol altında tutmak için önerilen bu yöntemlerde her bir parçanın büzölmesi sonraki parça tarafından kompanse edilir ve büzölme önemli ölçüde azalır. İlgili laboratuvar ve klinik çalışma bulguları özellikle yüksek konfigürasyon faktörlü kavitelere tabakalar halinde yerleştirme tekniğinin kullanımını desteklemektedir (1, 39, 107, 108).

**b. Işık pozisyonu, ışığın şiddeti, ışınlama süresi :** Işık kaynağının pozisyonu, ışığın şiddeti üzerindeki etkisi nedeniyle oldukça önemli bir faktördür. Işığın iletilirken kayba uğraması veya yüzeylerden yansımaları, ışınlamanın ışık geçiren kamalarla birlikte veya dış yüzeyinden yapılması ışık şiddetinin etkinliğini %90 oranında azaltabilmektedir. Uzaklık yine ışık şiddetinin etkinliğini belirleyen bir faktördür. Işık çıkış penceresinin rezin yüzeyinden 10 mm uzaklaştırılması ışık şiddetini yaklaşık %50 oranında azaltmaktadır (103, 109).

**c. Stres absorbe eden kavite taban materyallerinin kullanımı :** Polimerizasyon büzölmesine bağlı streslerin azaltılmasında uygulanan diğer bir yaklaşım düşük resilientli kavite taban maddeleri ve astarların stres absorbe edici olarak kullanılmasıdır. Astarların büzölme streslerine karşı elastik bir bariyer oluştururken, adeziv yüzeylerinde oluşan streslerin daha eşit dağıtılmasını da sağlarlar (89, 110-112).

### 2.7.3. Restoratif materyal

**a. Elastisite modülü :** Materyalin sertliğidir. Yüksek elastisite modüllü materyaller daha sert, düşük elastisite modüllü materyaller esnektir. Partikül miktarı fazla olan kompozitlerin elastisite modülleri yüksek olduğu için hacimsel büzölme miktarı azalmış, buna bağlı olarak da büzölme stresleri azalmıştır (1). Düşük elastisite modüllü materyallerde sıklıkla bağlanmanın bozulması sonucunda oluşan post-operatif hassasiyet ve zayıf marjinal uyum görülmektedir. Bununla birlikte daha yüksek bir elastisite modülü uzun süreli marjinal stabilite ve okluzal kuvvetler altındaki distorsiyon ve yorgunluğun minimize edilebilmesi için tercih edilen bir

özelliştir. Düşük elastisite modüllü posterior restoratif materyaller klinik ömürlerinin erken safhalarında marjinal aralanmada artış göstermektedir (39, 103).

**b. Kompozit ile ilgili faktörler:** Polimerizasyon kinetikleri kompozitin tipi, monomer kompozisyonu, doldurucu partiküllerin tipi ve boyutları ve katalizör sistemleri, kompozit rezinin rengi, transparanlığı tarafından etkilenmektedir. Doğal olarak bu faktörler birbirleriyle de etkileşim içerisinde (39, 113). Kompozit rezinin polimerizasyon büzülmesi kullanılan rezinin tipine, polimerizasyonun başlatılma şekline bağlıdır (1, 103, 108).

## **2.8. Polimerizasyon Büzülmesi Ölçüm Yöntemleri**

Polimerizasyon büzülmesi, kompozit rezinlerin en önemli dezavantajı olduğundan, üretici firmalar ürünlerinin polimerizasyon büzülmesini çok dikkatli bir şekilde ölçüp daha da düşük büzülmeyi sağlamak için yeni ürünler üzerinde çalışmaktadırlar. Bu nedenle polimerizasyon büzülmesi ölçüm yöntemlerinin doğru sonuçlar elde edilebilmesi ve kolay uygulanabilmesi önemlidir (114). Polimerizasyon büzülmesi ölçümleri iki boyutlu olarak başlamış gelişen teknolojiyle birlikte ilerleme kaydetmiş ve zor teknikler yerini güvenilir ve daha kolay uygulanabilir yöntemlere bırakmıştır. Polimerizasyon büzülmesi ölçmek için kullanılan başlıca yöntemler şunlardır:

### **2.8.1. Linometre**

Linometrede yatay bir cam plakaya uygulanmış kompozit numunenin yüzeyine sabitlenmiş serbest hareketli metalik bir hedefin lineer dikey hareketi izlenir. Boyutsal büzülmeyi ölçmek için kullanılan linometrede kompozit örnek, alıcıya temas etmemektedir, böylece örneğin serbest büzülmesi de ölçülebildiğinden materyalin geometrisinden bağımsız ölçüm yapılabildiğini belirtmişlerdir. Bu metot pre-jel ve post-jel fazını birlikte ölçebilmektedir. Bu metot kullanılarak yapılan bir çok çalışma mevcuttur (89, 115).

### **2.8.2. Strain Gauge**

Strain gauge yöntemi sadece kompozitin post-jel safhasındaki büzülmesini ölçmek için kullanılan bir yöntemdir. Strain gauge'in metalik tabakası oldukça sert polimid destek üzerine takıldığı için ancak kompozitin bazı sertlik özelliklerinin gelişmesinden sonra bu yöntemle boyutsal değişiklikler ölçülebilir. Ölçümlerden

kompozitin klinik olarak daha az önemli olan pre-jel büzülme oranının eliminasyonu strain gauge yönteminin avantajı olarak görülür. Strain gauge'ler tipik olarak rijid yüzeylerde kullanılır ve yumuşak olan kompozit kullanımları için dizayn edilmemiştir (116).

### **2.8.3. Dilatometre**

Klinik olarak en uygun bilgiyi sağlamasa da genel olarak büzülme ölçmek için en çok kullanılan metot dilatometredir. Dilatometrik yöntemde; kompozit örnekler polimerizasyonun tamamlanması sırasında reaksiyona girmeyeceği bir sıvı (civa yada su) dolu cam hazne içerisindedir. Polimerizasyon sırasında oluşan hacimsel büzülme hazneye bağlı kapiller boru içerisindeki sıvı seviyesinin değişimine sebep olur. Sıvı seviyesinde ki bu değişimin ölçülmesi ile polimerizasyon büzülmesi saptanmaktadır. Düzenek, içerisindeki sıvıya göre civa dilatometresi ve su dilatometresi olarak iki farklı şekilde kullanılmaktadır. Civa dilatometresi, polimerizasyon büzülmesinin saptanmasında birçok araştırmacı tarafından kullanılmıştır. Fakat çok küçük ısı değişimleri bile içerdiği sıvıda genişleme ya da büzülme meydana getirmektedir. Sıvının hacminin değişimi özellikle küçük örneklerin ölçümlerinde büyük hatalar oluşturabilir (117-119).

Diğer taraftan araştırmacılar ışık kaynağının örneğe yeterince ulaşamadığı düşüncesiyle bu yöntemin ışıkla sertleşen kompozitler için uygun olmadığını düşünmektedirler. Ayrıca bazı araştırmacılar, civanın toksik etkisinden dolayı bu yöntemin kullanılmaması gerektiğini savunmuşlar (111, 118, 120), bunun üzerine civanın toksik etkisini ortadan kaldırmak amacı ile su dilatometresi geliştirilmiştir. Fakat civa dilatometresi için de geçerli olan sıcaklık değişimlerine karşı hassas olması ve ışık kaynağının yeterli yakınlıkta konumlandırılmaması gibi diğer dezavantajlar ortadan kaldırılamamıştır (117, 121, 122).

### **2.8.4. Yoğunluk Ölçümleri (Densitometrik Yöntem, Arşimet Metodu)**

Kompozitlerin polimerizasyon büzülmelerinin ölçümünde kullanılan diğer bir yöntem ise kompozitin polimerizasyondan önce ve sonraki yoğunluk değişimlerinin hesaplanmasıdır. Bu metot 'densitometrik yöntem' veya 'Arşimet metodu' olarak da adlandırılmaktadır. Ölçüm bir piknometre ve bir hassas terazi kullanılarak yapılır. Bu metodun özel ve karmaşık bir aparey gerektirmemesi avantaj sağlamaktadır. Metot,

Arşimet kanunları temel alınarak geliştirilmiş, formülün gelişimi Watts tarafından detaylı olarak anlatılmıştır (118, 123). İlk olarak Puckett ve Smith tarafından kullanılan yöntem, dilatometre ve lineer büzölmelerin hesaplanması yöntemlerine alternatif olarak geliştirilmiştir. Bu yöntemi ışıkla sertleşen kompozitlerde kullanımına uygun olan bir metot olarak tanıtmışlardır. Ayrıca, bu metodu karmaşık aletler gerektirmeden yapılabilecek hassas bir yöntem olarak ifade etmişlerdir. Daha sonraki yıllarda bu metot kullanılarak bir çok çalışma gerçekleştirilmiştir (104, 124-127).

### **2.8.5. Yapıştırılan(Bonded) Disk Yöntemi**

Bonded disk metodunun uygulanması ise göreceli olarak daha kolaydır (128). Bu yöntemde kapsamlı ve pahalı enstrümantasyona ihtiyaç duyulmaz. Bu metot ile büzölme direk olarak bir pirinç halka içerisinde bulunan kompozit örneğinin yüzey enerji ve adezyonu boyunca yüzeyiyle bağlantılı tutulan bir ince cam lamelin yön değiştirmesini görüntüleyerek ölçülür. Bonded disk metodu civa dilatometresiyle benzer değerler verir. Dilatometre yöntemi hacimsel değişimi ölçerken bonded disk metodu bir tek eksen boyunca oluşan boyutsal değişimleri ölçer (106, 128).

### **2.8.6. Video Görüntüleme (Acuvol Test Cihazı)**

Video-imaging sistem olarak da bilinen acuvol test cihazında ise ; öncelikle kompozitin polimerizasyon öncesi hacmi belirlenip kaydedilir. Kompozit ışık cihazıyla 20 saniye ışıklandıktan sonra 5 yada 10 dakika beklenerek hacmi tekrar ölçülür. Böylelikle kompozitin polimerizasyondan kaynaklanan hacim farkı üç boyutlu olarak hesaplanmış olur.

### **2.9. Mikrosızıntı ve Değerlendirme Yöntemleri**

Mikrosızıntı, kavite duvarları ile restorasyon materyali arasında oluşan boşluktan bakterilerin, sıvıların, iyon veya moleküllerin geçişi olarak tanımlanır (129). Restorasyon materyallerinin tümü kaviteye uygulandıktan kısa bir süre sonra büzölme göstererek kavite duvarları ile aralarında bir boşluk oluşturmaktadır. Oluşan bu boşluklardan da ağız ortamında bulunan bakteriler, çeşitli sıvı ve iyonlar geçiş yapmaktadır (130, 131). Diş ile restorasyon materyali arasında iyi bir yalıtım sağlanamaması sonucu oluşan kenar boşluğu plak birikimine, bakteri ve toksinlerin geçişine neden olacak ve bunun sonucunda da restorasyonlarda kenar renkleşmesi,

postoperatif hassasiyet, sekonder çürük ve pulpa hastalıkları gibi olumsuzluklar meydana gelecektir (132). Diş ile dolgu materyali arasında tam bir adaptasyon sağlanması durumunda ise çürük ve periodontal hastalıkların gelişimi önlenecek ya da geciktirilebilecektir. Bunun yanı sıra bakteri ve bakteri toksinlerinin dentin kanalları yoluyla pulpaya doğru sızmaları engellenmiş olduğundan pulpada iltihabi reaksiyonların gelişmesi de önlenecektir (132). Restorasyonların başarısı ve klinik ömrü açısından en önemli parametrelerden biri diş ile dolgu materyali arasında oluşan mikrosızıntının önlenmesidir. Bunun için mikrosızıntıya yol açan faktörlerin elimine edilmesi ya da minimuma indirilmesi önemlidir. Özellikle polimer yapıdaki materyallerin polimerizasyonları esnasında oluşan polimerizasyon büzülmesi, dolgu materyali ile diş dokuları arasındaki ısıl genişleme katsayısındaki farklılık, restorasyon materyalinin su emilimi gibi faktörler mikrosızıntı yönünden klinik başarıyı etkileyen özelliklerdir (133, 134).

Mikrosızıntı çalışmaları in-vivo ve in-vitro olarak yapılabilmesine rağmen araştırmacılar tarafından daha çok in-vitro çalışmalar tercih edilmektedir. Bu yöntemler şunlardır:

### **2.9.1. Boya Penetrasyon Yöntemi**

Mikrosızıntı tespiti için kullanılan en eski yöntemlerden olup, kolay ve basit uygulaması nedeniyle hala yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu yöntemde, çekilmiş dişlere restorasyon yapıldıktan sonra kök uçları bir rezin materyali ile kapatılır ve diş yüzeyinde restorasyon dışında kalan alanlar bir vernik veya cila ile kaplanır. Böylelikle restorasyon dışında bir bölgeden restorasyona boya sızıntısı engellenmiş olur. Hazırlanan örnekler boya solüsyonuna koyularak belli bir süre bekletilir. Daha sonra solüsyondan alınarak yıkanır ve mikroskopta incelenmek amacıyla restorasyon içine sızan boya görülecek şekilde kesitler alınır. Değerlendirme aşamasında genellikle basamaklı olarak artan skalalar kullanılır (132, 135-137).

Bu çalışmalarda çoğunlukla %20'lik floresan, %0,25'lik toluidin mavisi, %2'lik eritrosin, %0,05'lik kristal violet, %0,5-2'lik bazik fuksin, % 50'lik gümüş nitrat, %2'lik anilin mavisi, %0,2-2 veya %10'luk metilen mavisi, akridin turuncusu ve Rodamin B gibi çeşitli boya solüsyonları kullanılmaktadır. Bu çalışmalarda dentin geçirgenliği önemli bir faktördür. Dentin tübüllerinin sayısı ve çapı pulpaya

yaklaşıkça artar. Bu nedenle kullanılan boya partiküllerinin çapının dentin tübüllerin çapından daha büyük olması istenmektedir (135, 136, 138, 139).

Kesit alma işleminde dolayı diş örneklerinin zarar görmesi ve tekrar inceleme yapılamaz duruma gelmesi, diş ile restorasyon arayüzünün kısmi bir analizinin gerçekleştirilmesi ve üç boyutlu sızıntının iki boyutlu olarak incelenebilmesi dezavantajlarını; hızlı ve direkt ölçümlere olanak tanınması avantajlarını oluşturmaktadır (136, 138, 140).

### **2.9.2. Radyoaktif İzotop Yöntemi**

Boya penetrasyon yönteminden sonra en sık kullanılan yöntemdir. Diş yüzeyinde restore edilmiş alan dışındaki bölgeler örtüldükten sonra radyoaktif solüsyon içerisinde bir süre bekletilir ve yıkanıp kurutulduktan sonra uzunlamasına kesit alınarak röntgen filmi üzerine bırakılır. Otoradyografi sonucunda izotopun gözlendiği alana göre mikrosızıntı belirlenir. En sık kullanılan izotoplar;  $I^{131}$ ,  $Ca^{45}$ ,  $S^{35}$ ,  $Na^{22}$ ,  $C^{14}$ ,  $P^{32}$  radyoizotoplarıdır (132).

Bu tekniğin en önemli avantajını çok küçük miktarlardaki sızıntının dahi tespit edilebilmesi; dezavantajının ise sonuçların yalnızca subjektif olarak değerlendirilmesi oluşturur (132). Tekniğin karışık ve hassas olması, radyoaktif madde kullanımı nedeniyle güvenlik için bazı önlemlerin alınması gerekliliği, izotopların pahalı olması ise diğer dezavantajlarıdır (136, 138, 141).

### **2.9.3. Sıvı Filtrasyon Yöntemi**

Mikrosızıntı çalışmalarında uzun yıllardır kullanılan bir tekniktir. Kök kanalı ve pulpa odası boyunca diş içine basınçlı hava uygulanıp, statik sistem içinde kaybolan basıncın ölçülmesini esas alan bir sistemdir. Bu ölçüm, uygulanan basınç sonucunda, sualtına yerleştirilen restorasyonun kenarlarından hava kabarcıklarının çıkışının mikroskopik olarak incelenmesi yolu ile gerçekleştirilmektedir. Bu tekniğin diş dokusuna herhangi bir zararının olmaması avantajıdır. Yöntemin uygulanmasında ayrıntılı cihazların gerekliliği, zaman alıcı olması ve klinik durumu yansıtmaması ise dezavantajlarıdır (135, 136, 141).

#### **2.9.4. Bakteriyeel Sızıntı Yöntemi**

Restore edilmiş dişlerin bakteri kültürü içerisine daldırılması ve diş-restorasyon arayüzeyinde bakteri üremesi olup olmadığı esasına dayanan bir yöntemdir. Bakteriler özel yöntemlerle boyandıktan sonra sızıntının derecesi belirlenir (132). Son zamanlarda bu yöntemle yapılan çalışmalarda yapay bakteri ortamı oluşturulmaktadır. Fakat bu ortam gerçek bakteriyeel geçişi tam olarak yansıtmamaktadır. Örnekler gram pozitif ve gram negatif bakterileri içeren kültür ortamına konulur ve inkübasyon süresinin sonunda besi yerinde bulunan işaretleyici solüsyondaki renk değişikliğine bakılarak sızıntı miktarı değerlendirilir (142). Bu yöntemin en büyük dezavantajı 0,5-1 µm den daha küçük boşluklardaki sızıntının ölçülememesidir. Çünkü bakteri toksinleri ve diğer bakteri ürünleri daha küçük boşluklardan geçemez. Ayrıca bu yöntemde elde edilen verilerin kantitatif değil kalitatif olması da bir diğer dezavantajdır (141, 143).

#### **2.9.5. Nötron Aktivasyon Yöntemi**

Hem in-vivo hem de in-vitro olarak mikrosızıntının tespitine olanak sağlayan bir yöntemdir. Restorasyon kenarına radyoaktif olmayan manganez gibi bir kimyasal işaretleyici yerleştirilip kenarlardan sızması sağlandıktan sonra örneklerin nükleer bir reaktörün çekirdeğine yerleştirilerek Mn bombardımanına uğratılıp her bir örneğin aldığı mangan miktarı ölçülerek sızıntının tespit edildiği tekniktir. Elde edilen sonuçların kantitatif olduğu bilinmesine karşın yöntemin pahalı ve karmaşık olması, restorasyonun hangi noktada sızdırdığının bilinmediği veya restorasyon kenarları dışında nereden manganez emilimi olduğunu göstermediği bildirilmiştir (132).

#### **2.9.6. Kimyasal İşaretleyiciler**

Bu teknikte genellikle iki renksiz bileşen kullanılarak, bunların reaksiyona girmesiyle opak bir görüntü elde edilir. Gümüş tuzları fotoğraflama yöntemlerinde en çok tercih edilen işaretleyicilerdir. Bunlar içinde de en çok kullanılan % 50'lik gümüş nitrat tuzudur. Kullanılan kimyasal ajanların radyoaktif özellikte olmaması bu tekniğin en önemli avantajıdır. Her iki ajanın da penetre olabilme özelliğine sahip olması gerekliliği ve sonuçların subjektif olarak değerlendirilmesi ise yöntemin dezavantajlarından (141).



### **2.9.7. Elektro-Kimyasal Yöntem**

Bu tekniğin ana prensibi, restorasyonun tabanı ile temas edecek şekilde elektrot işlevi görecektir bir levha yerleştirildikten sonra restorasyonun tamamlanarak dişin tamamen izole edilip elektrolit banyosuna daldırılarak dışarıda bulunan bir güç kaynağına bağlandığında varsa kenar aralığından geçen akımın ölçülmesi temeline dayanmaktadır. Elektrik kaynağında oluşan herhangi bir sapma diş ile restorasyon ara yüzeyinde bir aralık oluştuğunu gösterir. Bu yöntem metalik restorasyonlarda kullanılmaz (132).

### **2.9.8. Taramalı Elektron Mikroskobu Yöntemi (SEM)**

Bu teknikte, diş ile dolgu materyalinin bağlantı yüzeyleri arasında bulunan mesafenin ölçümü mümkündür. Ayrıca restorasyon materyalinin özelliklerini de belirleyebilmek söz konusudur. Bu yöntem diğer sızıntı çalışmalarıyla birlikte uygulandığında sonuçların karşılaştırılmasında ancak kısmi bir bağlantı kurulabilmektedir. Bu tekniğin dezavantajı kesit oluşturulurken yüzeylerde oluşturulabilecek boşlukların yanılığa yol açabilmesidir (138).

### **2.9.9. İnsan Serum Sızıntı Yöntemi**

Bu yöntemde kök kanallarının apikal üçte birlik kısmı doldurulup foramen apikale dışında kalan diş yüzeyleri kapatıldıktan sonra her kök kanalına radyoaktif C insan serum albümini enjekte edilmektedir. Kron kavitelerinin kapatılmasının ardından diş köklerinin 3-4 mm'lik apikal kısımları fizyolojik insan serum albümini solüsyonu içine daldırılmakta, belirli sürelerin sonunda kaptan toplanan solüsyonun bir kısmı geri çekilmekte ve bir beta spektrometresinde ölçüm yapılarak meydana gelen sızıntı değerlendirilmektedir (142).

### 3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışmada; farklı kompozitlerin polimerizasyon büzülmesi ve mikrosızıntı özelliklerinin in vitro olarak incelenmesi amaçlanmıştır. Araştırmamız Cumhuriyet Üniversitesi Girişimsel Olmayan Etik Kurulunun 26/03/2018 tarih ve 03/41 protokol nolu kararı ile etik açıdan uygun bulunmuştur.

Bu tez çalışması iki bölümden oluşmaktadır. Mikrosızıntı test aşaması Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda in-vitro koşullarda gerçekleştirilmiştir. Polimerizasyon büzülmesi ölçümleri ise Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Sert Doku Laboratuvarı'nda yapılmıştır.

#### 3.1. Örneklem Büyüklüğünün Hesaplanması

Örneklerin sayısı Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı'na danışılarak belirlenmiştir. Bu çalışmada  $\alpha=0,05$ ,  $\beta=0,20$ ,  $(1-\beta)=0,80$  olarak alındığında her bir gruba 20 örnek alınmasına karar verilmiş ve testin gücü  $p=0,80918$  bulunmuştur.

#### 3.2. Çalışmada Kullanılan Kompozitler

Çalışmada kullanılan kompozitlerin tip, renk, içerik ve üretici firma bilgileri Tablo 3.1'de gösterilmiştir.

**Tablo 3.1.** Çalışmada kullanılan kompozit rezinlerin tip, renk, içerik ve üretici firma bilgileri

KOMPOZİT	TİPİ	RENK	İÇERİK	ÜRETİCİ FİRMA
<b>GC Kalore</b>	Nanohibrit	A2	<b>Matriks:</b> UDMA, DX-511, Bis-EMA, <b>Doldurucu:</b> Lantanit florid, stronsiyum cam, baryum cam, florealümina silikat cam, silikon dioksit	GC Corporation Tokyo, JAPAN
<b>Beautifill II LS</b>	Giomer	A2	<b>Matriks:</b> Bis-MPEPP, Bis-GMA, TEGDMA <b>Doldurucu:</b> Aluminofluoro-borosilikat cam, Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , DL-Camphorquinone	Shofu, Kyoto, JAPAN
<b>Charisma Diamond</b>	Nanohibrit	A2	<b>Matriks:</b> TCD-DI-HEA, UDMA <b>Doldurucu:</b> Baryum alüminyum flüorit cam	Heraeus Kulzer GmbH, GERMANY
<b>Filtek Z550</b>	Nanohibrit	A2	<b>Makriks:</b> Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, PEGDMA, TEGDMA <b>Doldurucu:</b> Zirkonya, Silika	3M ESPE, St. Paul, MN, USA



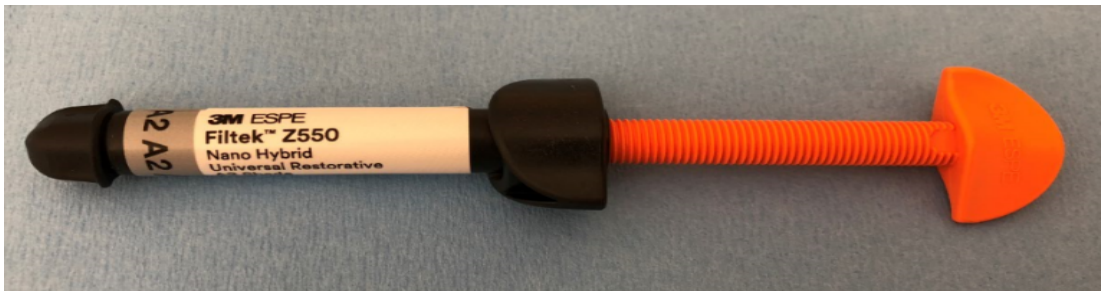
Şekil 3.1. GC Kalore



Şekil 3.2. Beautiful II LS



Şekil 3.3. Charisma Diamond



Şekil 3.4. Filtek Z550

### 3.3. Çalışmada Kullanılan Adeziv

Çalışmada kullanılan adeziv sistem ve içerik bilgileri Tablo 3.2’de gösterilmiştir.

**Tablo 3.2.** Çalışmada kullanılan adeziv sistem ve içerik bilgileri

ADEZİV SİSTEM	İÇERİK	ÜRETİCİ FİRMA
Single Bond Universal Adeziv	Bis-GMA, MDP, dimetakrilat rezinleri, HEMA, Vitrebond kopolimer, silan, etanol, su	3M ESPE, Neuss, GERMANY



**Şekil 3.5.** Single Bond Universal

### 3.4. Çalışmada Kullanılan Işık Cihazı

Çalışmada kullanılan ışık cihazı ve özellikleri Tablo 3.3’te gösterilmiştir.

**Tablo 3.3.** Çalışmada kullanılan ışık cihazı ve özellikleri

İŞİK CİHAZI	TÜRÜ	DALGA BOYU	İŞİK YOĞUNLUĞU	ÜRETİCİ FİRMA
VALO Cordless	LED	395-480 nm	1000 mW/cm <sup>2</sup>	Ultradent, USA



**Şekil 3.6.** Valo Cordless

### 3.5. Deney Gruplarının Oluşturulması

Bu çalışmanın deney aşaması 2 bölümde gerçekleştirilmiştir:

- a) Polimerizasyon büzülmesi testinin uygulanması
- b) Mikrosızıntı testinin uygulanması

Her iki test çalışmasında 4 farklı deney grubu kullanılmıştır.

**Grup 1:** GC Kalore kompozit kullanılan grup

**Grup 2:** Beautifil II LS kompozit kullanılan grup

**Grup 3:** Charisma Diamond kompozit kullanılan grup

**Grup 4:** Filtek Z550 kompozit kullanılan grup

#### 3.5.1. Polimerizasyon Bzlmesi Testinin Uygulanması

Çalışmamızın bu bölümü Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Sert Doku Laboratuvarı'nın olanaklarından yararlanılarak yapıldı. Dört ayrı kompozit rezinin polimerizasyon bzlme miktarları lld. Kullanılan kompozit rezinlerin firmaları ve içerikleri Tablo 3.1'de verilmiştir.

Çalışmada dört ayrı kompozit grubunun polimerizasyon bzlmesini ölçmek amacıyla video-imaging sistem olan Acuvol Laboratuvar cihazı (Acuvol, Bisco, Schaumburg, IL, ABD) kullanıldı. Acuvol cihazıyla ölüm yapabilmek için elle şekillendirilen yarım daire şeklinde küçük kompozit parçaları kullanıldı ve bzlmeleri lld.



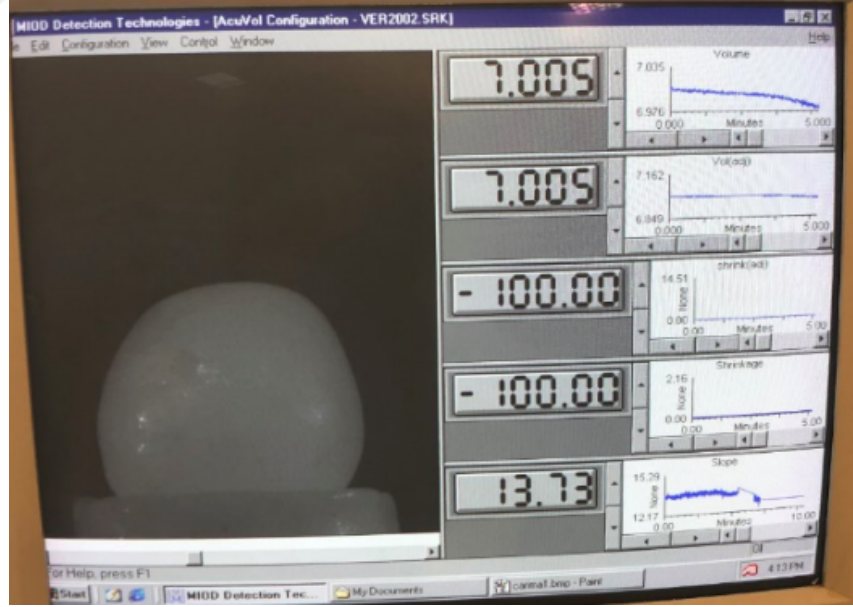
**şekil 3.7.** Acuvol Polimerizasyon Bzlmesi Test Cihazı

Ölçüm aşamasında yarım daire şeklinde elle şekillendirilen küçük örnekler makinanın CCD (charge-coupled device) kamerasının önünde bulunan 4.2 mm çapındaki polytetrafluoroethylene (PTFE) kaide üzerine yerleştirildi. Cihazın kapağı kapatılarak test başlatılmadan önce ölçümdeki hataları elimine etmek ve tam bir ölçüm yapabilmek için 5 dakika beklendi.



**Şekil 3.8.** PTFE Kaide ve CCD Kamera

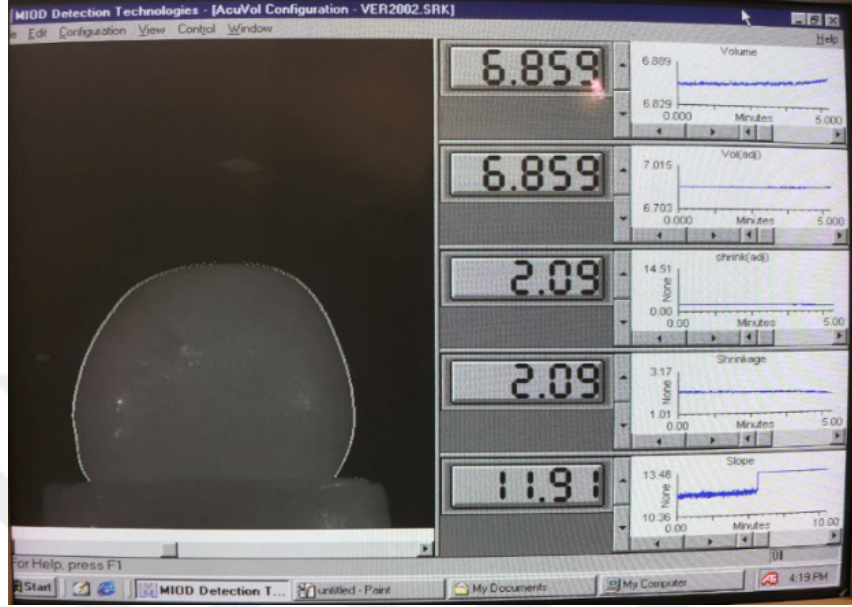
5 dakika sonunda ilk hacmi belirlendi ve Acuvol test sisteminin bilgisayar programında kaydedildi.



**Şekil 3.9.** Kompozitin İlk Hacminin Ölçülmesi

Polimerize olmamış kompozit hacmi belirlendikten sonra ışık cihazını kompozit yüzeyine 1mm uzaktan tutarak 20 saniye boyunca 1000 mW/cm<sup>2</sup> ışık şiddetinde LED (Valo cordless) ile polimerizasyon sağlandı. Örneklerin

polimerizasyon sonrası oda sıcaklığına gelmesi için 5 dakika beklendi ve son ölçüm yapıldı. Son hacim de belirlendikten sonra bilgisayar programı tarafından hesaplanan büzülme yüzdesi kaydedildi.



**Şekil 3.10.** Kompozitin Son Hacminin Ölçülmesi

Her kompozit rezin grubundan 20 tane örnek hazırlanarak polimerizasyon büzölmeleri ölçüldü ve gruplar arasında istatistiksel değerlendirme yapıldı.

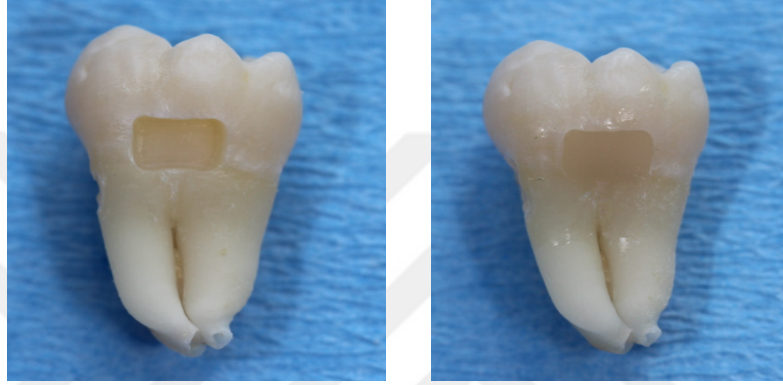
### 3.5.2. Mikrosızıntı Testinin Uygulanması

Çalışmamıza başlamadan önce 80 adet periodontal veya cerrahi nedenlerle çekilmiş insan molar dişi toplandı. Dişler incelenerek kron kısımlarında herhangi bir çürük, kırık, çatlak veya daha önceden yapılmış bir restorasyon olup olmadığı yönünden değerlendirildi ve problemlili olan dişler çalışmaya dahil edilmedi. Daha sonra dişler üzerindeki yumuşak eklemliler bir kretuvar yardımıyla uzaklaştırılıp tüm yüzeyler pomza ve polisaj lastiği ile temizlendi. Çalışma yapılıncaya kadar dişler distile su içerisinde, oda sıcaklığında bekletildi.

Çalışma için hazırlanan dişlerin bukkal yüzeyine hava ve su soğutması altında elmas frezlerle (Dia-burs, Mani, Japonya, SF-41C, Coarse) standart Sınıf V kavite açıldı. Her kavite mezio–distal genişliği 4 mm, okluzo-gingival genişliği 3 mm ve derinliği 2 mm olacak şekilde hazırlandı ve bir periodontal sond yardımıyla kavite boyutlarının standardizasyonu sağlandı. Kavite sınırları mine-sement sınırının 1mm

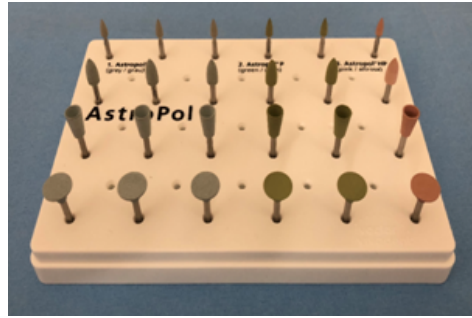
altına kadar uzatıldı. Kavite kenarlarına bizotaj yapılmadı. Daha sonra dişler rastgele 4 gruba ayrıldı.

Her bir grubun adeziv uygulaması Single Bond Universal ile yapıldı. Adeziv 10 saniye boyunca kaviteye uygulanarak 5 saniye hafif hava uygulandı ve 20 saniye LED ışık cihazıyla polimerize edildi. Her gruba kendi kompozitiyle restorasyonları yapıldı. Kompozitler üretici firmaların önerileri doğrultusunda 20 şer saniye ışıkla polimerize edildi.



**Şekil 3.11.** Kavite Preparasyonu ve Kompozit Restorasyonu Tamamlanmış Örnek

Restorasyonların bitirme ve cila işlemlerinde sarı kuşak elmas bitirme frezleri ve üç aşamalı astropol bitirme ve polisaj lastikleri kullanıldı.



**Şekil 3.12.** Astropol polisaj seti

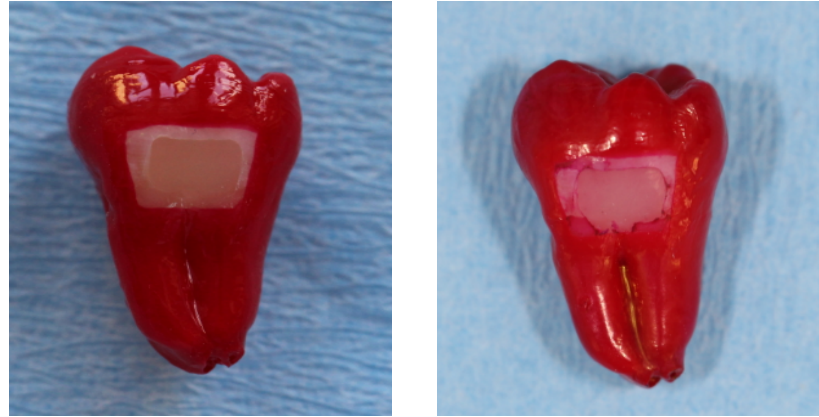
Restorasyonlar tamamlandıktan sonra hazırlanan kompozit örneklerin tümü, 37 °C distile suda 24 saat bekletildikten sonra, ağız ortamının koşullarını taklit etmesi amacıyla termal siklus cihazına konuldu. Termal siklus uygulaması, 500 devirde örneklerin sırasıyla 5°C ve 55°C ( $\pm 2^\circ\text{C}$ ) sıcaklığındaki banyolarda transfer süresi 5 sn ve bekleme süresi 30 sn olacak şekilde gerçekleştirildi.





**Şekil 3.13.** Termal Siklus Cihazı

Termal siklus uygulamasından sonra, örneklerin kök uçları, bazik fuksinin foramen apikaleden ve yan kanallardan pulpa boşluğuna geçişini engellemek için, kompozit ile kapatıldı. Ardından, iki tabaka tırnak cilası, restorasyon kenarlarına 1 mm yaklaşacak şekilde tüm diş yüzeylerine uygulandı.



**Şekil 3.14.** Tırnak Cilası Uygulanmış ve Bazik Fuksinde Bekletilmiş Örnek

Bu işlemten sonra örnekler, % 0.5'lik bazik fuksin çözeltisinde 24 saat süreyle bekletildi. Daha sonra artık boyayı uzaklaştırmak için dişler akan suyun altında yıkandı ve oda ısısında kurumaya bırakıldı. Sonrasında dişler bukko-lingual/palatinal

yönde restorasyonu ortalayacak şekilde 0.2 mm kalınlığındaki elmas separe (Horico, Diamond Instruments, ALMANYA) ve piyasemen (Ultimate 500K, NSK, Japonya) yardımıyla su irrigasyonu altında ikiye ayrıldı ve toplamda 80 adet dişten 160 adet örnek elde edildi.

Kesit yüzeyleri X40 büyütmede mikroskopta incelendi. Diş ile restorasyon arasında oluşan boya penetrasyonu gingival ve okluzal bölge için ayrı ayrı skorlandı.



**Şekil 3.15.** Stereomikroskop

Çalışmada, Sınıf-V kompozit restorasyonların mikrosızıntı seviyelerinin değerlendirilmesinde kullanılan skorlama tablosu (144):

- 0:** Kavite duvarında boya penetrasyonu yok.
- 1:** Boya penetrasyonu kavite duvarının 1/3'üne kadar mevcut.
- 2:** Boya penetrasyonu kavite duvarının 2/3'üne kadar mevcut.
- 3:** Boya penetrasyonu kavite duvarı boyunca mevcut.
- 4:** Boya penetrasyonu tüm aksiyel duvar boyunca yayılmış durumda mevcut.

### **3.6. İstatistiksel Analiz**

Araştırmada elde edilen bulguların istatistiksel analizi Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı'nda yapılmıştır. Bu çalışmanın verileri SPSS 22.0 (SPSS, Inc., Chicago, IL, Amerika) programına yüklenerek değerlendirilmiş, parametrik test varsayımları yerine getirildiğinde (Kolmogorof-Simirnov) verilerin değerlendirilmesinde gruplar arasındaki farklılıklar Varyans Analizi, farkın hangi grup veya gruplardan kaynaklandığını belirlemek amacıyla Tukey Testi, sayımla elde edilmiş verilerin değerlendirilmesinde Ki-Kare Testi ve parametrik test varsayımları yerine getirilemediğinde gruplar arasındaki farklılığı belirlemek amacıyla Mann-Whitney U Testi kullanılmış ve yanılma düzeyi  $\alpha=0,05$  olarak alınmıştır.

## 4. BULGULAR

### 4.1. Polimerizasyon Büzülmesi Bulguları

Çalışmada kullanılan kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesi değerleri OneWay Anova ile test edilmiş, sonuçlar Tablo 4.1’de gösterilmiştir.

Kompozit rezin materyaller arasında en yüksek polimerizasyon büzülmesini Charisma Diamond kompozit rezin gösterirken, en düşük polimerizasyon büzülmesi ortalama değerini ise GC Kalore kompozit rezin göstermiştir.

**Tablo 4.1.** Kompozit rezin materyallerin polimerizasyon büzülmesi verilerinin ortalaması ve standart sapma değerleri

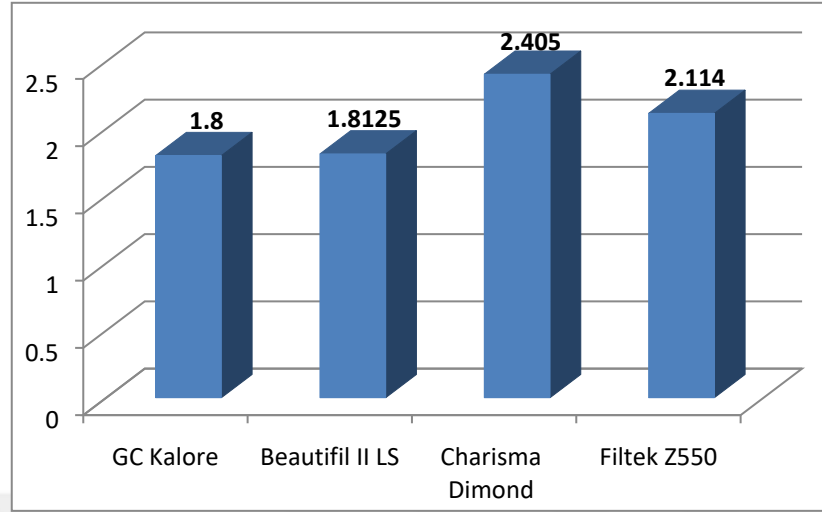
Kompozit Resin	Örnek Sayısı	Veri Ortalaması	Standart Sapma
GC Kalore	20	1,80 <sup>a</sup>	,20
Beautiful II LS	20	1,8125 <sup>a</sup>	,08168
Charisma Dimond	20	2,4050 <sup>b</sup>	,20905
Filtek Z550	20	2,1140 <sup>c</sup>	,18972

Üst yazı harfler gruplar arası anlamlı farklılığı göstermektedir ( $p < 0,05$ ).

İstatistiksel değerlendirme sonucunda GC Kalore’nin Charisma Diamond ( $p=0,001$ ) ve Filtek Z 550’den istatistiksel olarak daha düşük büzülme gösterdiği bulunurken ( $p=0,001$ ), GC Kalore ile Beautiful II LS kompozit rezin arasında anlamlı fark bulunamamıştır ( $p > 0,05$ ).

Beautiful II LS’nin büzülmesi Charisma Diamond ve Filtek Z 550’den istatistiksel olarak daha düşük bulunmuştur ( $p=0,001$ ).

Charisma Diamond ve Filtek Z 550 kompozitler arasındaki fark yine istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p=0,001$ ).

**Tablo 4.2.** Kompozitlerin Ortalama Polimerizasyon Büzülmesi Değerleri**Tablo 4.3.** Kompozitlerin polimerizasyon büzülmesi ortalamaları arasındaki farklar ve anlamlılık değerleri

Kompozitler		Ortalamalar Arasındaki Farklar	Anlamlılık Düzeyi
GC Kalore	Beautifil II LS	-0,012	0,997
	Charisma Diamond	-0,6045	0,001*
	Filtek Z550	-0,3135	0,001*
Beautifil II LS	GC Kalore	0,012	0,997
	Charisma Diamond	0,012	0,001*
	Filtek Z550	0,012	0,001*
Charisma Diamond	GC Kalore	0,6045	0,001*
	Beautifil II LS	0,5925	0,001*
	Filtek Z550	0,291	0,001*
Filtek Z550	GC Kalore	0,3135	0,001*
	Beautifil II LS	0,3015	0,001*
	Charisma Diamond	-0,291	0,001*

\*: İstatistiksel olarak anlamlı gruplar  $p < 0,05$ .

#### 4.2. Mikrosızıntı Bulguları

Aynı adeziv sistem ve dört farklı kompozit rezin kullanılarak hazırlanan kavite örneklerinin okluzal ve gingival kenarlarının mikrosızıntı skorları OneWay Anova, Mann-Whitney U ve Ki-Kare testi ile değerlendirilmiş, Ki-Kare skorlarının dağılımı Tablo 4.4'te gösterilmiştir.

**Tablo 4.4.** Kompozitlerin okluzal ve gingival mikrosızıntı skorlarının dağılımı

GRUPLAR	N	MİKROSIZINTI SKORLARI					Toplam
		%	0	1	2	3	
GC Kalore	40	24	15	1	0	0	40
	%	60	37,5	2,5	0	0	100
Beautiful II LS	40	19	18	3	0	0	40
	%	47,5	45	7,5	0	0	100
Charisma Diamond	40	12	15	12	1	0	40
	%	30	37,5	30	2,5	0	100
Filtek Z550	40	15	17	7	1	0	40
	%	37,5	42,5	17,5	2,5	0	100
TOPLAM	160	70	65	23	2	0	160
	%	43,8	40,6	14,4	1,3	0	100

Çalışmada kullanılan kompozitlerin mikrosızıntı değerleri karşılaştırıldığında farklılık anlamlı bulunmuştur ( $p=0,001$ ). Sonuçlar incelendiğinde en düşük mikrosızıntı GC Kalore'de ölçülürken, en yüksek mikrosızıntı Charisma Diamond'da tespit edilmiştir.

**Tablo 4.5.** Kompozitlerin mikrosızıntı ortalamaları arasındaki farklar ve anlamlılık değerleri

Kompozitler		Ortalamalar Arasındaki Farklar	Anlamlılık Düzeyi
GC Kalore	Beautiful II LS	-0,17500	0,696
	Charisma Diamond	-0,62500	0,001*
	Filtek Z550	-0,42500	0,044*
Beautiful II LS	GC Kalore	0,17500	0,696
	Charisma Diamond	-0,45000	0,029*
	Filtek Z550	-0,25000	0,406
Charisma Diamond	GC Kalore	0,62500	0,001*
	Beautiful II LS	0,45000	0,029*
	Filtek Z550	0,20000	0,599
Filtek Z550	GC Kalore	0,42500	0,044*
	Beautiful II LS	0,25000	0,406
	Charisma Diamond	-0,20000	0,509

\*: İstatistiksel olarak anlamlı gruplar  $p<0,05$

Gruplara ilişkin veriler ikişerli gruplar halinde karşılaştırıldığında; GC Kalore ile Charisma Diamond arasında ( $p=0,001$ ), GC Kalore ile Filtek Z550 arasında ( $p=0,044$ ) ve Beautifil II LS ile Charisma Diamond arasındaki ( $p=0,029$ ) fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

GC Kalore ile Beautifil II LS arasında, Beautifil II LS ile Filtek Z550 arasında ve Charisma Diamond ve Filtek Z550 arasındaki fark ise istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ( $p>0,05$ ).

**Tablo 4.6.** Okluzal kenarlardaki mikrosızıntı skorları

Gruplar	Skor 0	Skor 1	Skor 2	Skor 3	Skor 4	Toplam
	N (%)	N (%)	N (%)	N (%)	N (%)	N (%)
GC Kalore	15 (% 75)	5 (% 25)	0 (% 0)	0 (% 0)	0 (% 0)	20 (%100)
Beautifil II LS	10 (% 50)	9 (% 45)	1 (% 5)	0 (% 0)	0 (% 0)	20 (%100)
Charisma Diamond	5 (% 25)	10 (% 50)	5 (%25)	0 (% 0)	0 (% 0)	20 (%100)
Filtek Z550	8 (% 40)	11 (% 55)	1 (%5)	0 (% 0)	0 (% 0)	20 (%100)

Grupların ‘Okluzal’ bölgelerdeki mikrosızıntı değerleri arasındaki fark Ki-kare testi ile analiz edilmiştir. Okluzal mikrosızıntı değerlerine bakıldığında hiçbir grupta 3 ve 4 skoru gözlenmezken; 2 skoru en fazla Charisma Diamond’da, 0 skoru ise en fazla GC Kalore’de görülmüştür. Skor dağılımına bakıldığında GC Kalore’de 15 örneğin 0, 5 örneğin 1 skorunu; Beautifil II LS’de 10 örneğin 0, 9 örneğin 1, 1 örneğin 2 skorunu; Charisma Diamond’da 5 örneğin 0, 10 örneğin 1, 5 örneğin 2 skorunu; Filtek Z550’de 8 örneğin 0, 11 örneğin 1, 1 örneğin 2 skorunu aldığı görülmüştür.

**Tablo 4.7.** Gingival kenarlardaki mikrosızıntı skorları

Gruplar	Skor 0	Skor 1	Skor 2	Skor 3	Skor 4	Toplam
	N (%)	N (%)	N (%)	N (%)	N (%)	N (%)
GC Kalore	9(% 45)	10 (% 50)	1 (%5)	0 (% 0)	0 (% 0)	20 (%100)
Beautifil II LS	9(% 45)	9 (% 45)	2 (% 10)	0 (% 0)	0 (% 0)	20 (%100)
Charisma Diamond	7(% 35)	5 (% 25)	7 (%35)	1 (% 5)	0 (% 0)	20 (%100)
Filtek Z550	7 (% 35)	6 (% 30)	6 (%30)	1 (% 5)	0 (% 0)	20 (%100)

Grupların ‘Gingival’ bölgelerdeki mikrosızıntı değerleri arasındaki fark Ki-kare testi ile analiz edilmiştir. Mikrosızıntı değerlerine bakıldığında hiçbir grupta 4 skoru gözlenmezken; Charisma Diamond ve Filtek Z550’de 1 er örnek 3 skorunu almış, sızıntı gözlenmeyen 0 skoru ise GC Kalore ve Beautifil II LS’de 9 örnekte gözlenmiştir. Skor dağılımına bakıldığında GC Kalore’de 9 örneğin 0, 10 örneğin 1, 1 örneğin 2 skorunu; Beautifil II LS’de 9 örneğin 0, 9 örneğin 1, 2 örneğin 2 skorunu; Charisma Diamond’da 7 örneğin 0, 5 örneğin 1, 7 örneğin 2, 1 örneğin 3 skorunu; Filtek Z550’de 7 örneğin 0, 6 örneğin 1, 6 örneğin 2, 1 örneğin 3 skorunu aldığı görülmüştür.

**Tablo 4.8.** Okluzal ve gingival kenarlardaki mikrosızıntı düzeylerinin istatistiksel değerleri.

	Gruplar	N	Ortalama	Standart Sapma
<b>okluzal</b>	GC Kalore	20	,2500 <sup>a</sup>	,44426
	Beautifil II LS	20	,5500 <sup>ac</sup>	,60481
	Charisma Diamond	20	1,00 <sup>bc</sup>	,72548
	Filtek Z550	20	,6500 <sup>ac</sup>	,58714
<b>gingival</b>	GC Kalore	20	,6000 <sup>c</sup>	,59824
	Beautifil II LS	20	,6500 <sup>c</sup>	,67082
	Charisma Diamond	20	1,1000 <sup>c</sup>	,96791
	Filtek Z550	20	,8500 <sup>c</sup>	,94451

Üst yazı harfler gruplar arası anlamlı farklılığı göstermektedir ( $p < 0,05$ ).

Gruplar arası okluzal mikrosızıntı sonuçları ikişerli karşılaştırıldığında; GC Kalore ile Charisma Diamond arasındaki fark önemli bulunurken ( $p = 0,001$ ), diğer gruplar arasındaki farklar önemsiz bulunmuştur ( $p > 0,05$ ).

Grupların gingival mikrosızıntı değerleri ikişerli karşılaştırıldığında ise; gruplar arasındaki farkların tümü istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur ( $p > 0,05$ ).

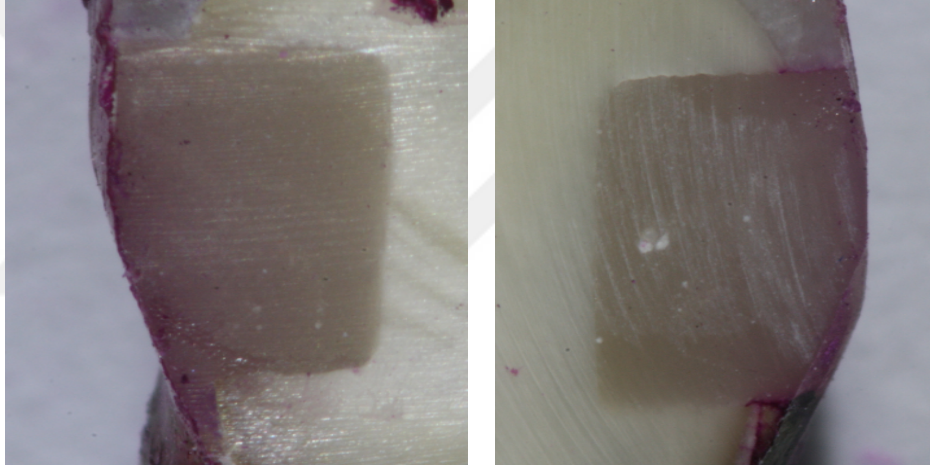
Tüm gruplarda gingival mikrosızıntı okluzal sızıntıdan yüksek bulunurken, GC Kalore kompozitte bu fark anlamlı bulunmuştur ( $p = 0,048$ ). Diğer kompozitlerde ise gingival mikrosızıntı okluzal mikrosızıntıdan daha yüksek olsa da fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ( $p > 0,05$ ).

**Tablo 4.9.** Grupların tümüne ait okluzal ve gingival kenarlardaki mikrosızıntı değerleri

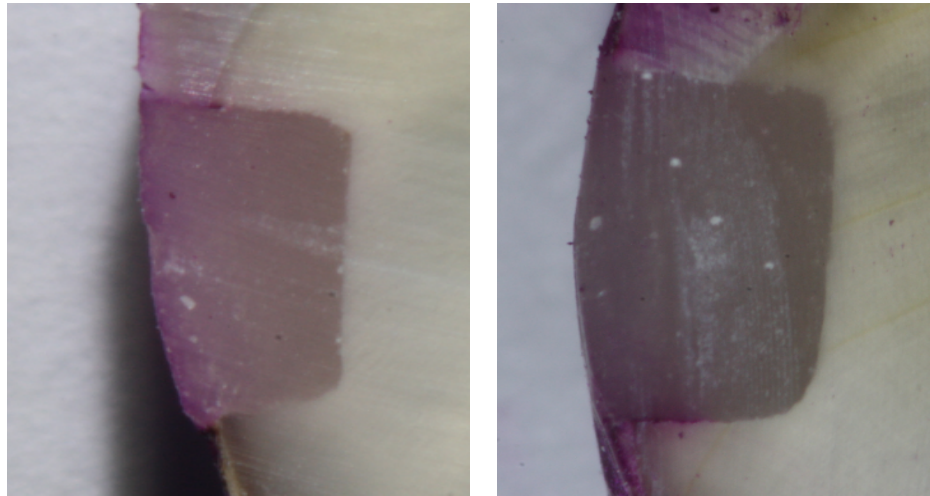
	N	Ortalama	Standart Sapma	p
Okluzal	80	0,6125	0,64619	0,09
Gingival	80	0,85	0,8283	
<b>p&lt;0,05</b>				

Gingival ve okluzal mikrosızıntı arasında Mann-Whitney U testi ile genel bir karşılaştırma yapıldığında ise; gingival mikrosızıntınının daha fazla olduğu tespit edilmiş ancak aradaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur (p=0,09).

#### 4.3. Gruplara Ait Mikrosızıntı Görüntüleri

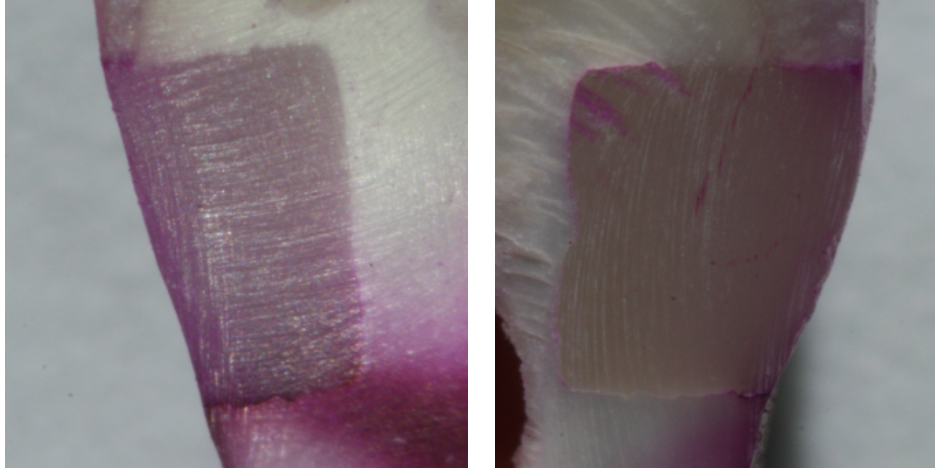


**Şekil 4.1.** GC Kalore grubuna ait stereomikroskop görüntüleri

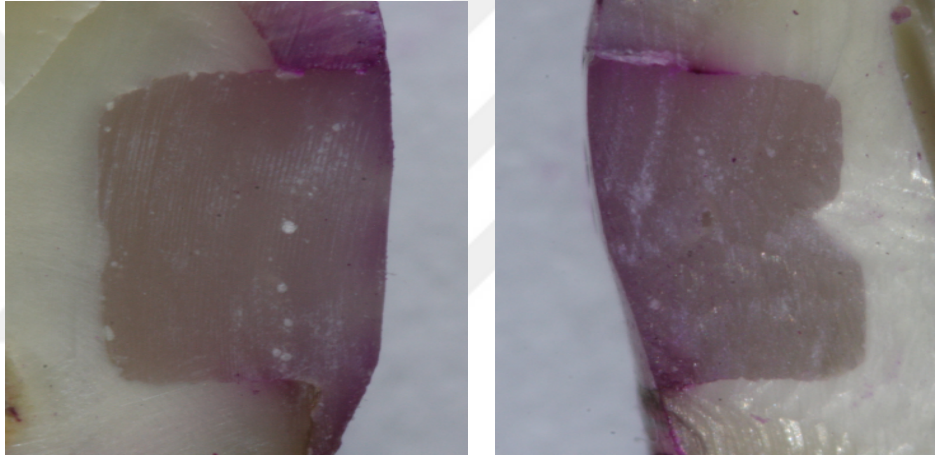


**Şekil 4.2.** Beautiful II LS grubuna ait stereomikroskop görüntüleri





**Şekil 4.3.** Charisma Diamond grubuna ait stereomikroskop görüntüleri



**Şekil 4.4.** Filtek Z550 grubuna ait stereomikroskop görüntüleri

## 5. TARTIŞMA

Diş hekimliğinde restoratif işlemlerde kullanılan materyallerdeki gelişmelerin esas amacı, madde kaybına uğramış diş dokularını restore edebilecek ideal materyali elde etmektir. Bu sebeple farklı içerik ve özelliklere sahip çeşitli materyaller üretilmiş ve klinik kullanıma sunulmuştur. Estetik restoratif materyaller olarak kullanılan kompozit rezinler, estetik özelliklerinin yanı sıra diş dokuları ile iyi bir bağlanma da sağladıkları için sıklıkla tercih edilmektedir (145). Birçok avantajının yanında kompozit rezinlerde de, tüm polimer materyallerde olduğu gibi, monomerlerin polimere dönüşümü esnasında oluşan polimerizasyon büzülmesi, karşılaşılan en önemli klinik problemler arasında gösterilmektedir (5, 65, 146).

Polimerizasyon büzülmesi sonucunda diş-restorasyon sınırında oluşan mikrosızıntı nedeni ile de postoperatif duyarlılık, kenar renklemesi, sekonder çürükler, restoratif materyalde kırılmalar, restorasyon kaybı, pulpa iltihabı ve pulpa nekrozu gibi klinik problemler ortaya çıkmaktadır (5, 6, 147-149). Tüm bu sonuçlar göz önünde bulundurulduğunda polimerizasyon büzülmesi ve mikrosızıntının, restorasyonların klinik başarısının değerlendirilmesindeki önemli kriterlerden ikisi olduğu söylenebilir.

Kompozit rezinlerde polimerizasyon büzülmesine yönelik sürdürülmekte olan çalışmalar, partiküllerin boyutu, içeriği ve şeklindeki değişikliklerin yanı sıra monomerlerin kimyasal yapısındaki değişiklikleri de içermektedir. Farklı monomerler geliştirilerek üretilen kompozitlerle düşük polimerizasyon büzülmesi amaçlanmış böylece kompozitlerin klinik özellikleri iyileştirilmeye çalışılmıştır.

Biz de çalışmamızda kompozitlerde kullanılan monomerlerin polimerizasyon büzülmesine olan etkilerini değerlendirmek için monomer yapıları farklı üç düşük büzülmeli kompozit ve bir geleneksel kompozitin polimerizasyon büzülmelerini ölçtük. Sonrasında bu kompozitlerin mikrosızıntılarını ölçerek polimerizasyon büzülmesi ile arasındaki ilişkiyi değerlendirdik.

Geliştirilen materyallerin özelliklerini değerlendirmek için en etkili yöntem klinik çalışmalar olsa da bunların uzun zaman alması ve zorluğu nedeniyle restoratif materyaller hakkında bir çok laboratuvar çalışması da literatürde mevcuttur (150-152). Her ne kadar laboratuvar ortamında ağız ortamı yüzde yüz oranda taklit edilemese de bu testler daha kolay, hızlı ve ucuzdur (153, 154)

Polimerizasyon büzülmesinin oluşturduğu zararlı etkileri engelleyebilmek için araştırmacıların ve üretici firmaların kompozit materyalinin bzlme miktarını doğru ölçmeleri önemlidir (114). Bunun için polimerizasyon bzlmesini ölçen birçok yöntem geliştirilmiş, bu yöntemlerin avantajları yanında dezavantajları da bulunmuştur (114).

Bzlmeyi ölçmek için civalı dilatometre kullanmak hacimsel bzlmeyi doğru bir şekilde ölçmeyi sağlarken; ölçüm yapılan örneğin ağırlığı ve yoğunluğunun bilinmesini gerektirmekte, yoğun çalışma şartlarına sebep olmakta ve sağlığa zararlı etkileri bulunmaktadır (117, 155). Bu zararlı etkiyi gidermek için Lai ve Johnson civa yerine suyun kullanıldığı dilatometreyi modifiye etmişlerdir (156). Ancak lm sırasında düzeltme faktörü kullanmak gerektiğini de belirlemişlerdir. Bunun sebebini ise rezinin suyla temas halinde polimerize olduğu zaman hava içinde polimerize olduğundan daha yumuşak olmasına bağlamışlardır.

Materyallerin doğrusal büzülmelerini ölçerek de hacimsel bzlmeyi hesaplamak mümkündür (117). Bu yöntemlerde doğrusal büzülmenin eş yönlü olduğu varsayılır. Ancak bu durum her zaman söz konusu olmayabilir. Ayrıca cihazın ölçüm yapan iki yüzü ile ölçüm yapılan materyal arasında temas gereklidir. Buda temas etmeyen sensör içeren modifikasyonları olmasına rağmen, ölçüm yapılmasını zorlaştırmaktadır (157).

Strain gauge , kompozitlerin post-jel büzülmesinin saptanması için basit ama hassas ölçüm yapan bir yöntemdir. Polimerizasyon sırasında ve sonrasında kompozitte meydana gelen boyutsal değişiklikler bir sensör vasıtasıyla dirençteki değişimler olarak kaydedilir ve özel bir formülasyonla doğrusal bzlme yüzdesi hesaplanır (116, 118).

Bonded disk yöntemi belli hesaplar göz ardı edildiği zaman uygun ve güvenilir bir yöntemdir. Bu yöntemde de hacimsel bzlme bir yönde ölçülür, daha sonra üç boyutlu değere dönüştürülür. Bu yöntemde ölçüm daha düşük bulunur çünkü dikey bzlme hesaplanmaz (10).

Kompozit rezinlerin hacimsel büzülmesinin hesaplanmasında yoğunluk ölçümü de kullanılmaktadır (158). Bu teknikte polimerizasyon öncesinde ve sonrasında örnek tartılmaktadır. Çok basamaklı olmasının yanında bu yöntem, örnek

içindeki boşluklar veya yüzeyindeki hava kabarcıkları gibi birçok değişkene bağımlı bir yöntemdir (120).

Diğer yöntemlere göre daha hızlı ve daha kolay olduğu düşünülen yeni bir yöntem mevcuttur. Acuvol adı verilen sistemde, 1 cm açıklığı bulunan 4,5 mm makro lensten oluşan siyah-beyaz CCD kamera ile örneğin görüntüsü alınır ve analiz edilir. Rezin örnekler kırmızı LED ışıkla aydınlatılarak 10 cm uzaklıktan görüntülenir. Bu görüntüyü bir video işlemci sayısallaştırır. Bunun için kullanılan görüntü, analiz yazılım programında yüzlerce yatay parçalara bölünerek hacim hesaplanır. Görüntü analiz programı bütün yatay parçaların hacim değerlerini ekleyerek örneğin hacmini hesaplar (114).

Acuvol cihazının diğer yöntemlere göre belirgin avantajları vardır. Kullanım kolaylığının yanında bütün polimerizasyon süreci boyunca hacimsel büzülme takip edilebilmekte ve civalı dilatometreyle karşılaştırılabilir sonuçlar vermektedir (159). Yazılım programının kişinin ölçüm yapmasına gerek kalmadan otomatik olarak hacim hesaplaması önemli bir avantajdır. Yazılım programı polimerizasyon öncesi ve sonrası görüntüleri üst üste getirerek oluşan büzülme takip etmeyi sağlar. Yatay ekseninde zamanı gösteren grafik üzerinde eş zamanlı sonuçlar gösterildiği için uygulayıcının ışık uygulaması bittikten ne kadar süre sonra hacmi kaydetmesi gerektiğini gösterir. Bu durum önemlidir, çünkü üretici firma polimerizasyon sonrası son büzülme ölçmeden önce ışık uygulanmasını takip eden 5 dakika boyunca örnekler hiçbir işlem yapılmadan beklenmesi gerektiğini vurgulamaktadır (114). Bu çalışmada öncelikle kompozit örnek yerleştirilip 5 dakika oda sıcaklığına gelmesini beklenip ilk hacmi belirlendikten sonra Acuvol test sisteminin bilgisayar programında bu hacim kaydedildi. Kompozit örnek ışık ile polimerize edildikten sonra oda sıcaklığına gelmesi ve ölçümün tamamlanabilmesi için 5 dakika daha beklendi ve örneğin son ölçümü yapıldı.

Acuvol ile ölçüm yönteminin de bazı dezavantajları vardır. Kompozit örneğin 4.2 mm çapındaki polytetrafluoroethylene (PTFE) kaide üzerine yerleştirilmesinin zorluğu ve kamera görüş alanı sabit olduğu için örneklerin küçük hazırlanması gerekliliği yöntemin olumsuz yanlarını oluşturur (114).

Olumsuz yanları olmasına rağmen diğer yöntemlere göre üstünlükleri ve 3 boyutlu ölçümler yaparak daha doğru sonuçlar elde edildiği için bizde çalışmamızda Acuvol test cihazını tercih ettik.

Restorasyon kenarlarında aralanmanın sonucunda meydana gelen mikrosızıntının; sadece polimerizasyon büzülmesi ile değil, kompozit materyalinin sertleşme hızına ve elastisite modülüne bağlı olarak da gelişebileceği bildirilmiştir (160). Bunun yanında Kalmowicz ve ark. (161) Sınıf I ve Sınıf II kavileri bir bulk fill ve bir geleneksel kompozit kullanarak ayrı ayrı restore ettikleri çalışmalarında kavite konfigürasyon faktörünün (C-faktör) ve yerleştirme tekniğinin kompozit rezinlerin mikrosızıntıları üzerinde etkili olmadıklarını ancak mine dokusu ile bağlanmanın sağlandığı kavilerde mikrosızıntının daha düşük olduğunu rapor etmişlerdir. Bu sebepler dışında, dentine bağlanma dayanımı, diş ve restoratif materyalin termal ekspansiyon katsayıları arasındaki farklılıklar, fonksiyonel okluzal kuvvetler de restorasyon ile diş dokusu birleşim yüzeyinde aralık oluşturarak mikrosızıntıya yol açabilirler (162).

Mikrosızıntının değerlendirilmesinde önerilen prosedür; mineyi ve dentini içerisine alan sınıf V kavilerin kullanılmasıdır. Kaviler mine-dentin birleşiminde, mine ve dentin/semiinti içine alan kavilerdir ve genellikle vestibül yüzeyde hazırlanır (163). Santini ve ark. (164) yaptıkları çalışmada, yapılan restorasyonun vestibül ya da lingual yüzeyde hazırlanmasının mikrosızıntı skorlarını etkilemediğini bildirmişlerdir. Mikrosızıntı çalışmalarında kaviler genellikle insan dişlerinde ve boyutları değişebilmekle birlikte 1,5-2 mm derinliğinde ve 3 mm okluzo-gingival yükseklikte hazırlanır (165). Bu çalışmada da bütün sınıf V kaviler insan dişlerinde, dişlerin vestibül yüzeylerinde, mine ve dentini içine alacak şekilde ve mineye bizotaj uygulanmadan, 2 mm derinlikte, 3 mm yükseklikte (gingivo-okluzal boyut) ve 4 mm genişlikte (mesio-distal boyut) hazırlanmıştır. Servikal bölgede tübüllerin kavite preparasyonuna paralel uzanması nedeni ile geleneksel rezin tag oluşumu zordur (166). Bu nedenle çalışmada, restorasyonun servikal marjininin, bağlanma için kritik bir bölge olan mine-sement bileşiminin 1 mm altında bitirilmesi tercih edilmiştir.

Yapılan çalışmalarda sağlıklı sonuçlar elde etmek için standardizasyon sağlanmalı ve kullanılan numuneler en uygun koşullarda test edilmelidir. Al-Salehi

ve Burke. (167) yapılan 50 araştırmayı incelemişler ve testlerdeki değişkenlerin dağılımını açıklamışlardır. Buna göre; bu testlerin %88'inde insan dişlerinin kullanıldığını, dişlerin %86 oranında su ya da tuzlu suda bekletildiğini, dişlerin %70'inin molar dişlerden seçildiğini, testlerin %68 oranında restoratif işlemlerden 24 saat sonra gerçekleştirildiğini bildirmişlerdir. Burrow ve ark. (168) in-vitro çalışmalarda kullanılmak üzere insan dişlerinin elde edilmesindeki zorluk nedeni ile bazı araştırmacılar sığır dişlerinin kullanımının mümkün olduğunu bildirmişlerdir. Ancak, ISO hazırladığı bildiride sığır dişlerinin yapı ve kimyasının insan dişlerinden farklı olduğunu, bu yüzden in-vitro çalışmaların insan dişlerinde gerçekleştirilmesi gerektiğini belirtmiştir (ISO Technical Report 11405). Standardizasyonun sağlanabilmesi ve sağlıklı karşılaştırmaların yapılabilmesi amacı ile bu çalışmada çürüksüz insan molar dişleri kullanılmıştır.

Çalışmalarda kullanılmak üzere toplanan dişlerin saklama koşulları da önemli bir husustur. Saklama sıvısı, süresi ve sıcaklığı belirlenirken dentinin kimyasal içeriğinin bozulmaması için en uygun koşullar sağlanmalıdır. Yapılan çalışmalarda genellikle dişlerin oda sıcaklığında +24°C'de ya da derin dondurucuda -20°C ile -40°C arasında saklandığı görülmektedir (169). Yapılan çalışmalarda saklama sıvısı olarak serum fizyolojik, timol ozeltisi, %2'lik sodyum azid içeren tuzlu su, %1'lik kloramin solüsyonu gibi birçok sıvı kullanılsa da bu çalışmada, ISO standartları gereği dişler temizlendikten sonra +24°C'de distile su içerisinde saklandı (ISO Technical Report 11405). Bununla birlikte, ISO 6 aydan daha uzun süre bekletilen dişlerin dentin proteinlerinde dejeneratif değişiklikler meydana geldiğini ve bu sebeple 6 aydan daha uzun süre bekletilen dişlerin kullanılmaması gerektiğini bildirmişlerdir (ISO Technical Report 11405). Bu çalışmada kullanılan dişler çekimden sonra en geç 3 ay içerisinde kullanılmıştır.

Ağız ortamında, yiyecek ve içecekler nedeniyle 0°C ile 67°C arasında devamlı bir ısasal değişim meydana gelmektedir (170). Bu birbirini izleyen sıcaklık değişimleri nedeniyle kompozit rezinlerde tam bir ısasal dengelenme sağlanamamakta ve termal genleşme katsayılarının diş dokularından farklı oluşu diş kompozit arayüzeyinde stres oluşturarak, kompozitin mine ve dentinle yapmış olduğu bağlantıyı olumsuz yönde etkilemektedir (1). Bu nedenle mikrosızıntı çalışmalarında in-vivo Őartların in-vitro ortamlarda taklit edilmesi için termal siklus,

mekanik yükleme ve suda bekletme gibi uygulamalar kullanılmaktadır. Bu yöntem sıcak ve soğuk maddelerin dişlere etkisini taklit eder ve diş ile restoratif materyal arasındaki termal genişleme katsayısının ilişkisini gösterir (171). Bu çalışmada da, ağızda meydana gelebilecek bu ısı değişimlerinin in-vitro olarak taklit edilebilmesine olanak sağlaması açısından boya penetrasyon testi öncesi örnekler termal siklus işlemi uygulanmıştır. Böylece mikrosızıntı düzeylerinin belirlenmesinde diş dokuları ve restorasyon arasındaki termal genişleme katsayısı farklılıkları da göz önünde bulundurulmuştur. Bunun yanında, gün içinde ağız ortamında 20-50 kez termal siklusun tekrarlandığı düşünülmektedir (172) ve yapılan kompozit rezinlerdeki mikrosızıntı çalışmalarında siklus sayısının 500 ile 10.000 arasında değiştiği görülmektedir (173, 174).

2004 yılında yapılan bir çalışmada, termal siklustan önce örneklerin distile suda 37°C'de saklama ortamında 24 saat bekletildiği, termal siklus uygulamasının çok büyük oranda (% 96.6) çeşme suyunda gerçekleştirildiği, en sık tercih edilen siklus sayısının 250-500 arasında olduğu, % 98.7 oranında iki banyo solüsyonu ve 30 saniyelik (%82.8) banyoda kalma süresi (dwell time) uygulandığı, kullanılan banyoların minimum ve maksimum sıcaklıklarının 5°C-55°C (% 98.7) arasında olduğu bildirilmiştir. Aynı çalışmada % 79.3 ile en sık tercih edilen yaşlandırma yönteminin termal siklus olduğu vurgulanmıştır (162).

Termal siklusun mikrosızıntı üzerine olan etkisi ile ilgili yapılan çalışmalara bakıldığında ise farklı çalışmalarda farklı sonuçlar rapor edilmiştir. Wahab ve ark. (166) yapmış oldukları çalışmalarında 500 kez termal siklus uygulamasının mikrosızıntıyı önemli derecede arttırdığını bildirmişlerdir. Şengün ve ark. (175) termal siklusun kompozit restorasyonların mikrosızıntısı ve kavite duvarlarına adaptasyonu üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında, hazırladıkları örnekler 1000, 5000 ve 10.000 kez termal siklus uygulamışlardır. Araştırmacılar 10.000 kez termal siklus uygulanan grupta mikrosızıntının anlamlı derecede daha yüksek olduğunu rapor etmişlerdir. Daha düşük sayıda uygulanan siklusların ise mikrosızıntıyı etkilemediğini belirtmişlerdir. Ancak Liberman ve ark. ile Mitsui ve ark. (176, 177) ise yapmış oldukları çalışmalarda termal siklus uygulamasının mikrosızıntıyı artırmadığını bildirmişlerdir. Yine aynı şekilde Dallı ve ark. (173) sınıf V kompozit restorasyonlarda termal siklusun mikrosızıntıya etkisini

inceledikleri çalışmalarında, 10.000 kez termal siklus uygulanan grup ile termal siklus uygulanmayan grup arasında mikrosızıntı açısından fark olmadığını göstermişlerdir.

Bu çalışmaların ışığında ISO TR 11450 standardına göre (1994) 5°C ile 55 °C derece sıcaklığındaki su banyolarında 500-630 adet siklus uygulamasının yapay yaşlandırma testi için yeterli olduğu kabul edilmektedir. Belirtilen bu standartların altındaki termal siklus uygulamalarının ise yaşlanma etkisini elde etmede yetersiz olacağı bildirilmiştir (173).

Kompozit restorasyonlar yapıldıktan hemen sonra termal siklus uygulanmasının daha derin boya penetrasyonuna neden olduğu bilinmektedir. Bu bulgu kompozit rezin materyalin polimerizasyon özelliğine bağlıdır. Kompozit restorasyon tamamlandıktan en az 24 saat sonra termal siklus işlemi uygulamak gerektiği bilinmektedir (138). Bu sebeple bu çalışmada örnekler hazırlandıktan 24 saat sonra kompozitlerin ISO standartları da göz önünde bulundurularak dişlere 5 °C ile 55 °C ( $\pm 2^\circ\text{C}$ ) derecedeki su banyolarında 30 sn bekleme süresi ile 500 kez termal siklus işlemi uygulanmıştır.

Mikrosızıntıyı tespit etmek için bakteriyel sızıntı yöntemi, radyoaktif izotop yöntemi, kimyasal işaretleyiciler, nötron aktivasyon analizi, otoradyografi yöntemi, taramalı elektron mikroskobu analizleri ve boya sızıntı yöntemi gibi birçok değişik yöntemden yıllarca faydalanılmıştır. Organik boya penetrasyon tekniği en eski yöntemlerden biri olup uygulaması kolay ve düşük maliyetli olduğu için diğer yöntemlere göre daha çok tercih edilmektedir. Bu yöntemle mikrosızıntının olup olmadığı gözlenerek aynı zamanda çeşitli restorasyonların başarısı belirlenebilmekte ve karşılaştırılabilmektedir. Bu tür çalışmalarda, %20'lik floresan, %0,01'lik akrinin turuncusu, %0,25'lik toluidin mavisi, %2'lik eritrosin, %0,05'lik kristal violet, %0,5-%2'lik bazik fuksin, %50'lik gümüş nitrat, %2'lik anilin mavisi, %0,2-%2'lik metilen mavisi gibi çeşitli boya solüsyonları ve konsantrasyonları kullanılmaktadır (178).

Metilen mavisi ve bazik fuksin mikrosızıntı çalışmalarında en çok tercih edilen boyalardır. Konuyla ilgili Hanks ve ark. ile Ferrari ve ark. (179, 180) tarafından yapılan araştırmalara göre bazik fuksin ve metilen mavisi, molekül



büyükliklerinin küçük olmasından dolayı mikrosızıntının tespitinde en gerçekçi sonuç veren ajanlar olarak rapor edilmişlerdir.

Örneklerin boyada bekletilme sürelerinin ise 1 saat ile 72 saat arasında değiştiği, bunun mikrosızıntı çalışmalarını etkilemediği bildirilmiştir. Bazı araştırmacılar örneklerin 24 saat bekletilmesini tavsiye ederken bazıları da 48 saat bekletilmesini tavsiye etmektedir (154). Bizde bu sonuçlara dayanarak örnekleri % 0,5'lik bazik fuksin solüsyonunda 24 saat beklettik.

Restoratif materyaller ile yapılmış in-vitro mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerin karşılaştırıldığı bir araştırmada, 2 boyutlu değerlendirme yönteminin % 96.7'lik bir oranla en çok tercih edilen yöntem olduğu bildirilmiştir (181). Bu çalışmada da, mikrosızıntı düzeylerini ölçmek için 2 boyutlu değerlendirme yöntemi kullanılmış, dişlerden meziodistal yönde dişin uzun eksenine paralel olacak şekilde kesit elde edilmiştir. Daha sonra tüm örneklerin stereomikroskop altında  $\times 40$  büyütmede hem okluzal hemde gingival kenarlarındaki mikrosızıntı düzeyleri saptanmıştır. Ancak bu yöntemde değerlendirme sistemi gözlemcinin yorumuna dayalıdır ve sızıntı miktarı kesitin elde edildiği yüzeylerin dışında değerlendirilememektedir (181). Bu nedenle boya penetrasyon derinliklerinin skorlaması, iki farklı araştırmacı tarafından hangi restorasyonların uygulandığından habersiz bir şekilde gerçekleştirilmiştir. Çalışmada boya penetrasyon derinliklerinin skorlanmasında, Santini ve ark. (144)'nın çalışmalarında kullandığı skala tercih edilmiştir.

Son yıllarda kompozitlerle birlikte kullanılan adeziv sistemlerin gelişen özellikleri sayesinde diş ile restorasyon arasındaki bağlantı güçlenmekte ve mikrosızıntıyı azaltmaktadır (182). Etch-and-rinse adeziv sistemlerin uygulamaları sırasında dentinin aşırı pürüzlendirilmesinin bağlantıyı zayıflatması ve asit uygulamasından sonra dentinin aşırı kurutulmasıyla kollajen fibrillerin büzülmesi gibi nedenlerden dolayı uygulama esnasında daha çok teknik hassasiyet gerektiği bilinmektedir. Self-etch adeziv sistemler de ise ayrı bir basamak olarak asitleme ve yıkama işlemi olmadığından dolayı uygulama esnasında daha az teknik hassasiyete gereksinim vardır (183).

Günümüzde hangi tip adeziv sistemin mikrosızıntıyı azalttığına dair ortak bir görüş henüz oluşmamıştır. Nalçacı ve ark. (184) ile Sensi ve ark. (185) yapmış

oldukları çalışmalarda sınıf V kaviteilerin mine duvarlarında etch-and-rinse adeziv sistemlerin, self-etch adeziv sistemlere göre daha az mikrosızıntı gösterdiğini ifade etmişlerdir. Santini ve ark. (164) ile Borges ve ark. (186) ise self-etch adeziv sistemlerle etch-and-rinse adeziv sistemler arasında sınıf V kaviteelerde mikrosızıntı dereceleri arasında anlamlı bir fark bulamamışlardır. Bunun yanında etch-and-rinse ve self-etch adeziv tekniklerde yaşanan komplikasyonları elimine etmek ve bir adezivi tüm adeziv uygulama şekilleri ile kullanabilmek amacıyla “universal”, “multi-mode” veya “çok amaçlı” adezivler olarak da adlandırılan adeziv sistem geliştirilmiştir. Universal adezivler tek basamaklı kendinden asitli adezivler gibi, bütün adeziv içeriklerinin tek şişe içerisinde birleştiren adezivlerdir. Bu adezivler hem self-etch modunda hem etch-and-rinse modunda hem de selektif asitleme ile birlikte kullanılabilir. Universal adezivler farklı uygulama modlarında kullanılabilmesine rağmen, mine ve dentinin yapısal farklılığından dolayı hangi dokuda, hangi modda uygulandığında daha iyi bağlanma dayanımı gösterdiğine dair kesin sonuçlar yoktur (187-190).

Universal adezivler MDP (metakriloloksidil dihidrojen fosfat) gibi asidik fonksiyonel monomerler içermektedir. MDP polimerize olabilen metakrilat grupları ve hidroksiapatitteki kalsiyum ile kimyasal bağlanma yeteneğine sahip fosfat gruplarına sahiptir. İçerdiği dihidrojen fosfat gruplarından dolayı asitleyici bir monomerdir. Uzun karbonil zincirine sahip olması nedeniyle oldukça hidrofobiktir. Hidroksiapatit ile adeziv ara yüzeyinde stabil bir nano tabaka oluşturur. Oluşan MDP- Ca (kalsiyum) tuzları bu tabaka boyunca çöker. Böylelikle yüksek ve stabil bir bağlanma dayanımı sağlanır. Uygulama modunun yanında universal adezivlerin kimyasal içeriğinin de bağlanmayı etkilediği ve MDP içeren universal adezivlerin daha iyi bağlanma dayanımı gösterdiği belirtilmiştir (191, 192). Universal adeziv sistemler, etch-and-rinse modunda uygulanırken dentinde yapılan asitleme işlemi bölgedeki hidroksiapatiti uzaklaştırmaktadır. Ortamda kalan hidroksiapatit miktarı azaldığı için adezivin içerdiği monomer ile hidroksiapatitin yapacağı kimyasal bağlanma bu durumdan olumsuz etkilenmektedir (193). Bu nedenle universal adezivlerin dentine self-etch modunda uygulanması önerilmektedir (193, 194). Bu çalışmaların sonuçları ışığında kaviteier mine ve sement sınırlarını içerdiğinden standardizasyonu sağlayarak kompozitlerin performanslarını ölçmek için diğer

parametreleri sabit tutmak adına restorasyonlarda universal adeziv sistem kullanılmıştır.

Bu çalışmada üçü düşük büzölmeli dört kompozit rezinin polimerizasyon büzölme değerleri ölçölmüş ve en düşük büzölme GC Kalore'de belirlenmiştir. GC Kalore monomer olarak Bis-GMA yerine DX-511 monomeri içerir. DX-511'in moleküler yapısı uzun bir rijit çekirdek ve esnek reaksiyon kollarından oluşur. Polimerizasyon sırasında uzun rijit çekirdek yapısı şeklini korur, böylece esnek kolların katlanmaması ve hacminin yitirilmemesi ile monomer yapısının deformasyonu engellenerek polimerizasyon büzölmesi azaltılmış olur. Ayrıca DX-511 monomerinin moleküler ağırlığı Bis-GMA ve UDMA'nın moleküler ağırlığının iki katıdır ve üretan dimetakrilat yapısındaki bu monomer daha az sayıda karbon çift bağ (C=C) içerir. Böylece polimerizasyon sırasında dönüşen çift bağ sayısına bağlı olarak polimerizasyon büzölmesi azaltılır (195). DuPont firması ürettiği modifiye üretan dimetakrilat monomeri olan DX-511'in düşük polimerizasyon büzölmesini monomerin Bis-GMA ve geleneksel UDMA'ya göre daha yüksek moleküler ağırlığa sahip olmasına bağlamıştır (59).

Naoum ve ark. (196) yaptıkları bir çalışmada, ikisi düşük büzölme gösteren 5 kompozit rezin karşılaştırılmıştır. Düşük büzölme gösteren kompozit rezinlerden biri Filtek Silorane diğeri ise çalışmamızda kullanılan Kalore kompozitidir. Diğer kompozitler ise Gradia Direct X, Filtek Supreme XT and Beautiful II olarak belirtilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre ışık uygulanmasının ilk 5 saniyesinde, Silorane ve Kalore diğer 3 kompozite göre istatistiksel olarak daha düşük polimerizasyon büzölmesi göstermiştir. 640 saniye sonra yapılan ölçümlerde Kalore kompozit Beautiful II ve Filtek Supreme'e göre istatistiksel olarak daha düşük büzölme göstermiştir.

Tantbirojin ve ark. (197) yaptıkları farklı bir çalışmada geleneksel kompozit olan Supreme Plus ile düşük büzölmeli Kalore, Filtek LS, Premise ve RefleXions kompozitler karşılaştırılmış; Filtek LS ve RefleXions'un anlamlı derecede düşük büzölme gösterdiği, en yüksek total büzölmeyi düşük büzölmeli kompozit olan Premise'in gösterdiği, Kalore'nin anlamlı bir fark göstermediği ve Premise'ten sonra en yüksek büzölmeyi gösterdiği belirlenmiştir. Post-jel büzölme ise strain gauge

yöntemiyle değerlendirildiğinde bütün gruplar arasında farklılık bulunmuştur. Post-jel büzülmede en düşük değeri gösteren kompozit ise Kalore olarak belirlenmiştir.

Yamasaki ve ark. (198) Kalore'nin de aralarında bulunduğu 3 düşük büzülme gösteren kompozit ve bir geleneksel kompozitle yaptıkları bir çalışmada hacimsel büzülme fotoaktivasyonun başlangıcından itibaren 10 dakika boyunca bir linometre aracılığıyla ölçmüşlerdir. Çalışma sonunda en düşük büzülme Filtek Siloran gösterirken; Kalore biri düşük büzülme iki kompozitten anlamlı derecede daha düşük büzülme göstermiştir. Bu çalışmada Filtek Siloran ve Kalore'nin büzülmesi kontrol grubuna göre oldukça düşük bulunmuş ve Kalore için bu sonuç düşük başlangıç reaktif grup konsantrasyonuna ve ayrıca Kalore'de bulunan ve Bis-GMA'nın neredeyse iki katı molekül ağırlığındaki monomerlerin ve yüksek doldurucu içeriğini sağlayan prepolimerize edilmiş doldurucuların varlığına bağlanmıştır.

Tantbrojin ve ark. (199) optik disk yöntemi ve dilatometreyi karşılaştırmak için yaptıkları bir çalışmada Kalore'nin de aralarında bulunduğu 5 kompozit kullanılmıştır. Kompozitlerin büzülme her iki yöntemle de ölçülmüştür. Optik metot ile ölçülen değerler dilatometreye göre daha yüksek bulunurken; Kalore çalışmadaki diğer düşük büzülme kompozit olan Filtek Siloran'dan yüksek, diğer üç kompozitten ise anlamlı derecede daha düşük büzülme göstermiştir.

Bizim çalışmamızda bu bulguları destekler nitelikte olup, GC Kalore kompozit düşük büzülme ve geleneksel kompozitle karşılaştırıldığında daha düşük büzülme değerleri göstermiştir.

Çalışmada ikinci düşük büzülme gösteren Beautifil II LS flor reşarjını sağlayan S-PRG doldurucular içerir. Yapısında monomer olarak ise Bis-GMA ve TEGDMA'nın dışında Bis-MPEPP monomeri bulunur. Beautifil II'nin özellikleri geliştirilerek, düşük büzülme amaçlanarak üretilmiş bu kompozitle ilgili daha önce yapılmış bir çalışma literatürde bulunamamıştır. Ayrıca ürünün içeriği ve yapısıyla ilgili detaylı bilgiye ürünün teknik datasından da ulaşamamıştır. Kompozitin düşük polimerizasyon büzülmesine Beautifil II 'den farklı olarak yapısına katılmış olan Bis-MPEPP monomerinin sebep olduğunu düşünmekteyiz. Bu monomerin viskozitesinin düşük olmasının; kompozitin yüksek doldurucu içeriğine sahip olarak

(200) mekanik özelliklerinin gelişmesine ve düşük polimerizasyon büzülmesine sebep olabileceğini söyleyebiliriz.

Çalışmada kullanılan diğer bir kompozit olan Filtek Z550 geliştirilmiş nanopartiküllerden oluşan universal nanohibrit bir kompozittir. Hacimce %82 zirkonya ve silika doldurucu içerir. Mekanik özellikleri yüksek olan Filtek Z250'ye nanopartikül ve nanoclusterler eklenerek daha güçlü mekanik özellikler hedeflenmiştir. Ayrıca Z250'nin içeriğindeki TEGDMA'nın bir kısmı yerine PEGDMA eklenerek polimerizasyon büzülmesinin dengelenmesi amaçlanmıştır. Bu özelliğiyle Filtek Z550 kendi sınıfındaki diğer kompozitlerden daha düşük büzülme gösterir (201). Bu çalışmada Filtek Z550'nin büzülme değerleri GC Kalore ve Beautifil II LS'den yüksek bulunurken, Charisma Diamond'dan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Geleneksel metakrilat bazlı kompozit olan Z550'nin yapısına büyük moleküler ağırlıklı monomerler eklenerek büzülmenin önüne geçilmeye çalışılmıştır (202). Yüksek moleküler ağırlıklı monomerler, matrikste birim hacim başına reaksiyona giren çift bağ sayısını azalttığı için büzülme de doğal olarak azalır (16). Ayrıca Filtek Z550'nin yapısına katılan Bis-EMA yapısal olarak Bis-GMA'ya benzer, ancak Bis-GMA'nın aşırı viskozitesinden sorumlu olan iki hidroksil grubu bulunmadığından, Bis-GMA'dan daha az visköz bir monomerdır. Filtek Z550'nin yapısındaki diğer bir monomer olan UDMA ise daha zayıf hidrojen bağları oluşturduğundan yine Bis-GMA'dan daha az visközdür. Filtek Z550'nin düşük polimerizasyon büzülmesi yüksek moleküler ağırlıklı bu iki monomerin düşük elastisite modülü ve viskozitesiyle (202) ayrıca TEGDMA'nın bir kısmının yerine PEGDMA eklenmesiyle açıklanabilir (201).

Çalışmada kullanılan Charisma Diamond; yeni bir monomer olan TCD-DI-HEA (Bis-(acryloyloxymethyl)tricyclo[5.2.1.0.sup.2,6]decan) monomerini içeren, düşük büzülme gösteren, düşük vizkoziteli nanohibrit bir kompozittir. Aynı doldurucu oranına sahip benzer elastik modüldeki kompozitlere göre daha yavaş polimerize olur. Bu yavaş polimerizasyon kompozitin yapısında ki TCD monomerinin büyük olmasına bağlanmaktadır. Ayrıca bu monomer, polimerizasyon sırasında sterik engel (hacimce büyük olan radikal grupların kimyasal tepkime hızını geciktirmesi ya da engellemesi) oluşturan halkaların varlığından dolayı daha yavaş polimerize olmaktadır. Bununla birlikte Charisma Diamond'un yapısındaki bu

halkaların varlığı rezin matrisinin daha esnek, elastisite modülünün daha düşük dolayısıyla da polimerizasyon büzülmesinin düşük olmasıyla ilişkilendirilir (202). Ayrıca TCD monomerinin Bis-GMA'ya göre daha fazla reaktif çapraz bağlar içerdiği buna bağlı olarak ta daha yüksek mekanik özellikler sergilediği bildirilmiştir (203). Bu çalışmada Charisma Diamond düşük büzülmeli kompozit olmasına rağmen ikisi düşük büzülmeli üç kompozitten daha yüksek büzülme göstererek en fazla büzülme gösteren kompozit olmuştur. Ancak polimerizasyon büzülmesinin sayısal verilerine baktığımızda Charisma Diamond'ın büzülmesinin kabul edilebilir değerlerde olduğunu görmekteyiz.

Oliveria ve ark. (60) yaptığı bir çalışmada ise Kalore, Charisma Diamond ve Filtek Z250'nin polimerizasyon büzülmeleri microcomputed tomography ile analiz edilmiş; en düşük büzülme Charisma Diamond'da (1.71) bulunmuştur. Kalore'nin büzülmesi (1.84) daha yüksek bulunurken en yüksek büzülmeyi Z250 (2.02) göstermiştir. Bu çalışma Charisma Diamond'ın Kalore'den daha düşük büzülme gösterdiği literatürdeki tek çalışmadır.

Yamamoto ve ark. (204) yaptıkları bir çalışmada Kalore, Charisma Diamond ve bunların dışında Clearfil Majesty Posterior, Reflexions XLS Dentin, Heliomolar'ın polimerizasyon büzülmesini Acuvol cihazında ölçerek karşılaştırmışlardır. Ölçümler 2. ve 10. dakikalarda yapılmıştır. Çalışmanın sonucunda 10 dakikalık ölçümlerde Kalore'nin büzülmesi 2.0, Charisma Diamond'ın ki 2.5 olarak ölçülmüştür. Bu çalışmanın sayısal verileri bizim çalışmamızla paralellik göstererek sonuçlarımızı desteklemektedir.

Irie ve ark. (205) yaptıkları bir çalışmada Kalore ve Charisma Diamond'ın da aralarında bulunduğu 10 kompozitin vertikal ve horizontal büzülmesi ışık uygulandıktan 3 dakika sonra ölçmüşlerdir. Kompozitler vertikal büzülme açısından değerlendirildiğinde; Kalore en düşük büzülmeyi gösteren kompozit olurken, Charisma Diamond düşük büzülme gösteren kompozit olduğu halde Esthet-X HD hariç diğer kompozitlerden daha yüksek büzülme göstermiştir. Kompozitler horizontal büzülme açısından karşılaştırıldığında ise Kalore üç kompozitten yüksek büzülme gösterirken, Charisma Diamond, Kalore ve diğer altı kompozitten daha yüksek büzülme göstermiştir. Düşük büzülme gösteren Kalore ve diğer üç

kompozitin düşük büzülmesinin nedeni olarak kompozitlerin yüksek doldurucu içeriğine sahip olmaları olduğu söylenmiştir.

Takahashi ve ark. (206) 2009 yılında yaptıkları bir çalışmada Kalore ve Charisma'nında aralarında bulunduğu sekiz kompozitin büzülmesi bonded-disk ve strain gauge yöntemiyle ölçülerek karşılaştırılmıştır. Her iki yöntemde de 2, 5 ve 15. dakikada yapılan ölçümler sayısal farklılık gösterse de tüm ölçümlerde Kalore'nin büzülmesi Charisma Diamond'dan anlamlı derecede düşük bulunmuştur.

Bu çalışmada da literatürdeki çalışmaları destekler nitelikte Charisma Diamond'ın büzülmesi karşılaştırıldığı Kalore'den yüksek bulunmuştur. Literatürde Charisma Diamond'la yapılan çalışmalar bulunsa da daha sağlıklı sonuçlar için daha detaylı çalışmaların yapılması gerektiğini düşünmekteyiz.

Nie ve ark. (207) giomer ve metakrilat esaslı kompozitle yaptıkları bir çalışmada kompozitlerin viskozite, polimerizasyon büzülmesi ve mikrosızıntılarını lmşler ve bunlar arasındaki ilişkiyi değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda; giomerlerin geleneksel kompozitlerden daha düşük servikal sızıntı gösterdiğini, kompozitlerin polimerizasyon büzülmesi ve mikrosızıntı değerlerinin ilişkili olduğunu bildirmişlerdir.

Pereira ve ark. (208) siloran ve metakrilat içerikli kompozitle yaptıkları çalışmada farklı polimerizasyon ve termal siklus uygulamaları sonrasında kompozitlerin mikrosızıntılarını değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda metakrilat içerikli kompozitten daha düşük bzlme gösteren siloran kompozitin mikrosızıntısı da düşük bulunmuştur. Yine Alagha'nın (209) yapmış olduğu tez çalışmasında düşük bzlmeli iki posterior kompozitin polimerizasyon büzülmesi ve mikrosızıntı değerleri llmş; büzülmesi düşük olan Filtek Siloran'ın mikrosızıntısı da daha düşük ölçülmüştür.

Bizim alışmamızda da en düşük mikrosızıntı polimerizasyon büzülmesi en düşük olan GC Kalore'de ölçülürken, en yüksek mikrosızıntıyı en yüksek bzlme gösteren Charisma Diamond göstermiştir. İkinci düşük bzlmeyi Beautifil II LS'de llmş, Filtek Z550 daha düşük bzlme gösterdiği Charisma Diamond'dan daha az sızıntı göstermiştir. Bizde çalışmanın sonuçlarına dayanarak düşük bzlme gösteren kompozitlerin daha düşük mikrosızıntı değerlerine sahip olacağını

düşünmekteyiz. Mikrosızıntı oluşumu bunun dışında birçok faktöre bağlı olmasına rağmen polimerizasyon büzülmesi bu faktörlerin başında yer alıyor olabilir.

Kermanshah ve ark. (210) düşük büzülme gösteren kompozitler Kalore, Filtek Siloran, Grandio ve Aelite LS Posterior'u kullanarak sınıf V kavitelerdeki okluzal ve gingival mikrosızıntıları karşılaştırdıkları in-vitro çalışmada dört kompozitin okluzal mikrosızıntıları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Siloran hariç diğer kompozitlerde gingival mikrosızıntı okluzal mikrosızıntıdan anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur. Diğer çalışmalarda (196-199) Siloran'dan daha yüksek büzülme gösteren Kalore'nin mikrosızıntı değerleri Siloran'dan daha yüksek bulursa da aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunamamıştır (210).

Hoseinifar ve ark. (211) tek aşamalı ve iki aşamalı self-etch adeziv sistemleri karşılaştırmak için düşük büzülme kompozitlerle yaptıkları çalışmada Kalore, Grandio ve Aelite LS Posterior kullanmışlardır. Tek aşamalı ve iki aşamalı self-etch adeziv uygulamasından sonra sınıf V kavitelere kompozit restorasyonlar uygulanmış, tek aşamalı ve iki aşamalı self-etch adeziv sistemler arasında mikrosızıntı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Tek aşamalı adezivlerin kullanıldığı tüm örneklerde gingival mikrosızıntı değerleri okluzal sızıntı değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Kompozitlerin ikili karşılaştırmalarında ise Kalore ve Grandio sayısal olarak daha düşük mikrosızıntı göstermesine rağmen değerler arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Tavangar ve ark. (151) yaptıkları bir çalışmada düşük büzülme kompozitler olan Kalore ve Siloran'la birlikte geleneksel kompozit olan Clearfil APX'in mikrosızıntıları karşılaştırılmıştır. Clearfil kompozite SE bond iki tabaka uygulanarak, diğer kompozitlerin kendi adezivleri tek tabaka ve iki tabaka uygulanarak beş grup oluşturulmuştur. Gruplar mikrosızıntı açısından karşılaştırdıkları gingival ve okluzal bölgelerde mikrosızıntı açısından gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmadığını belirtmişlerdir. Fakat bir grup hariç diğer gruplarda, gingival bölgedeki mikrosızıntının, okluzal bölgedeki mikrosızıntıya göre istatistiksel olarak daha fazla olduğunu bildirmişlerdir . Bu çalışmanın sonucunda Filtek Siloran'da ki düşük mikrosızıntının siloran monomeri ve halka açılma



polimerizasyonu sonucu düşük polimerizasyon büzülmesinden kaynaklanabileceği belirtilmiş bununla birlikte Filtek Siloran'ın Kalore ve geleneksel metakrilat içerikli kompozitlerden önemli ölçüde düşük mikrosızıntı sergilemediği belirtilmiştir.

Bizim çalışmamızın sonuçları da literatür sonuçlarını destekler nitelikte olup, kompozitlerin polimerizasyon büzülmesi ve mikrosızıntı değerleri uyum göstermiştir. Literatürde çalışmada kullanılan kompozitlerden GC Kalore dışındaki kompozitlerle yapılmış mikrosızıntı çalışması bulunamadığından kompozitlerin hangi sebeple daha yüksek mikrosızıntı değerine yol açtığı ve mikrosızıntılarının polimerizasyon büzülmesi dışında hangi faktörlere bağlı olduğunu inceleyen daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.

Çalışmanın genel mikrosızıntı skor tablosunu incelediğimizde, hiçbir grubun boya penetrasyon skalasındaki pulpaya uzanan boya penetrasyonunu ifade etmek için kullandığımız 4 skorunu almadığı ve boya penetrasyonunun kavite duvarı boyunca olduğu skoru ifade eden 3 skorunun ise polimerizasyon büzülmesi daha yüksek kompozitler olan Charisma Diamond ve Filtek Z550' nin gingival skorlarında bulunduğu tespit edilmiştir. Boya penetrasyonu olmadığını gösteren 0 skoru okluzal yüzeylerde gingival yüzeylere oranla daha çok tespit edilmiştir. Okluzal yüzeylerde 0 skorunu en çok gösteren kompozit Kalore olurken; gingivalde ise Kalore ve Beautifil II LS eşit sayıda 0 skorunu almıştır. Charisma okluzalde 0 skorunu en az alırken; hem okluzal hem de gingival kenarda en çok mikrosızıntı gösteren kompozit olmuştur.

Çalışmada gingivaldeki mikrosızıntı skorları okluzal skordardan yüksek bulunurken; Kalore dışındaki gruplarda bu fark önemsiz bulunmuştur. nceki çalışmalarda araştırmacılar, buna sebep olarak minenin yüksek inorganik içeriği nedeniyle asitle dağlama işleminin minede mikroprzitetler oluşturması ve böylece adezivin daha iyi penetrasyonu ve kompozit rezinle daha güçlü mikromekanik bağlanmasını göstermişler, okluzalde minenin daha fazla olmasından dolayı sızıntının da az olacağını bildirmişlerdir (212).

Hakimeh ve ark. (213) yaptığı bir çalışmada gingival bölgede mikrosızıntının daha fazla olmasının nedenlerinden birisinin, dentin dokusu ve restoratif materyalin termal genleşme katsayıları arasındaki fark olduğu bildirmişler, dentin ile kompozit rezin arasındaki termal ekspansiyon katsayısı farkının, mine ile kompozit rezin

arasındaki farktan daha fazla olduğu belirtmişlerdir. Bu durumun, klinik koşullarda ağız içinde veya laboratuvar çalışmalarında termal siklus sırasında oluşan sıcaklık değişimleri sonucu, gingival kenardaki mikrosızıntının okluzale oranla daha fazla olmasında ilave bir faktör olabileceğini savunmuşlardır.

Arisu ve ark. (214) gingival bölgede mikrosızıntının daha fazla olmasının bir diğer nedeninin dentin dokusunun yapısı ile ilişkili olabileceğini bildirmişlerdir. Dentinin organik içeriği ve tübüler yapısı, dentin tübüleri içindeki odontoblast uzantıları, dışa doğru olan bir sıvı akışı ile yüzeyinin devamlı nemli olması, değişken bir mineralizasyon derecesine sahip olması gibi faktörlerin bu dokuya bağlanmayı zorlaştırdığı rapor etmişlerdir. Bununla birlikte servikal bölgede, dentin derinliği ile tübüllerin sayısı artmakta, intertübüler dentin miktarı düşmektedir. Pulpa odası yakınlardaki intertübüler dentinin hacminin azalmasının, rezin-dentin bağlanma dayanımında temel olarak sorumlu olan intertübüler alandaki bağlanmanın azalmasına yol açtığı bildirilmiştir (215). Buna ek olarak, servikal bölgede sement dokusunun da bulunması söz konusu olabilir. Dentin kadar sement de karmaşık bir yapıya sahiptir. Sementin dış tabakası hipomineralizedir. Bu durumun asitleme sonrasında bile adeziv materyaller için mikroretansiyon sağlayamadığı belirtilmiştir (216).

Bunun yanında, farklı adeziv sistemlerle yapılmış daha önceki araştırmalar incelendiğinde de, birçok adeziv sistemin mine dokusunda daha iyi performans gösterdiği, sement ve dentin dokusunda ise aynı sistemlerin daha başarısız sonuçlar verdiği gözlenmiştir (40, 217, 218). Bizim çalışmamızda da restorasyonların gingival kenarlarındaki mikrosızıntı düzeylerinin daha yüksek olması daha önceden yapılmış mikrosızıntı çalışmalarının sonuçlarıyla paralellik göstermiştir.

## 6. SONUÇ ve ÖNERİLER

1. Monomer yapıları farklı kompozitler, farklı polimerizasyon büzülme değerleri göstermiştir.
2. Çalışmada DX-511 monomeri içeren GC Kalore kompozit en düşük büzülme gösterirken; Charisma Diamond ise en yüksek büzülme göstermiştir. Geleneksel kompozit olarak kullandığımız Filtek Z550 ise Charisma Diamond'dan daha düşük büzülme göstermiştir.
3. Çalışmada kullanılan kompozitlerden en az sızıntıyı GC Kalore gösterirken, bunu Beautifil II LS kompozit takip etmiştir. Filtek Z550'nin ortalama sızıntı değeri Beautifil II LS 'den yüksek bulunurken, en yüksek sızıntıyı Charisma Diamond göstermiştir.
4. Çalışmada kullanılan tüm kompozitlerde gingivalde okluzalden daha yüksek sızıntı tespit edilmiştir.
5. Kompozitlerin büzülme ve mikrosızıntı değerleri birbiriyle uyumluluk göstermiş, düşük büzülme gösteren kompozitlerin mikrosızıntıları da düşük bulunmuştur.

Çalışmanın sonuçlarından yola çıkarak monomer içeriğinin değiştirilmesiyle kompozitlerin mekanik ve klinik özelliklerinin geliştirilebileceği, ayrıca monomer yapısı dışında kullanılan doldurucunun tipi, oranı gibi özelliklerin de polimerizasyon büzülmesinde etkili olabileceğini söyleyebiliriz. Bu durumla paralel olarak kompozitlerin bu özelliğinin restorasyonun mikrosızıntısına da etki edebileceğini düşünmekteyiz.

Çalışmanın ikinci aşamasında yapılan mikrosızıntı testinin sonuçlarının kompozitlerin büzülme değerleriyle uyumlu bulunması literatürdeki bilgilerle uyumlu olsa da mikrosızıntının polimerizasyon büzülmesi ve bunun dışındaki fiziksel özelliklerle ilişkisi daha kapsamlı ve değişken çalışmalarla araştırılmalıdır.

## 7. KAYNAKLAR

1. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar. Güneş Kitabevi, 2000.
2. Yazici A, Baseren M, Dayangac B. The effect of flowable resin composite on microleakage in class V cavities. *Operativ Dentistry*, 28(1), 42-46, 2003.
3. Kidd E, Beighton D. Prediction of secondary caries around tooth-colored restorations: a clinical and microbiological study. *J Dent Res*, 75(12), 1942-46, 1996.
4. Bowen R, Rapson J, Dickson G. Hardening shrinkage and hygroscopic expansion of composite resins. *J Dent Res*, 61(5), 654-58, 1982.
5. Kim RJ-Y, Kim Y-J, Choi N-S, Lee I-B. Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. *J Dent*, 43(4), 430-39, 2015.
6. Moorthy A, Hogg C, Dowling A, Grufferty B, Benetti AR, Fleming G. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. *J Dent*, 40(6), 500-05, 2012.
7. Dauvillier BS, Aarnts MP, Feilzer AJ. Developments in shrinkage control of adhesive restoratives. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 12(6), 291-99, 2000.
8. Boaro LCC, Gonçalves F, Guimarães TC, Ferracane JL, Versluis A, Braga RR. Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites. *Dental Materials*, 26(12), 1144-50, 2010.
9. Ilie N, Jelen E, Clementino-Luedemann T, Hickel R. Low-shrinkage composite for dental application. *Dental Materials Journal*, 26(2), 149-55, 2007.
10. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dental Materials*, 21(1), 68-74, 2005.
11. Eren Halıcı S. Ön ve Arka Dişlerde Tam Seramik Kronların Kenar Uyumlarının Simantasyon Öncesi ve Sonrası Değerlendirilmesi. 2013.
12. Phillips R. Skinner's. *Science of Dental Materials* 9th ed Philadelphia: WB Saunders, 1991.
13. Altun C. Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi*, 47(1), 77-82, 2005.
14. Powers J, Wataha J. *Dental materials: properties and manipulation* Mosby Elsevier. United States of America, 2008.
15. Ferracane JL. *Materials in dentistry: principles and applications*. Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
16. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European Journal of Oral Sciences*, 105(2), 97-116, 1997.
17. Bayne S, Taylor D, Sturdevant C, Roberson T, Heymann H, Sturdevant J. *The Art and Science of Operative Dentistry*. St Louis, MO: Mosby, 226, 1995.

18. Sturtevant C, Robertson T, Heymann H, Sturtevant J. The Art and Science of Operative Dentistry. St Louis: Mosby year book inc ch2, 6(8), 16, 1995.
19. Van Noort R. Introduction to Dental Materials-E-Book. Elsevier Health Sciences, 2014.
20. Schneider LFJ, Cavalcante LM, Silikas N. Shrinkage stresses generated during resin-composite applications: a review. *Journal of Dental Biomechanics*, 2010, 2010.
21. Söderholm K-J, Mariotti A. BIS-GMA-based resins in dentistry: are they safe? *The Journal of the American Dental Association*, 130(2), 201-09, 1999.
22. Moszner N, Hirt T. New polymer-chemical developments in clinical dental polymer materials: Enamel-dentin adhesives and restorative composites. *Journal of Polymer Science Part A: Polymer Chemistry*, 50(21), 4369-402, 2012.
23. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Composite resins in the 21st century. *Quintessence International*, 24(9), 1993.
24. Anusavice KJ. Dental ceramics. *Phillips' Science of Dental Materials*, 655-719, 2003.
25. Bayne SC, Heymann HO, Swift JE. Update on dental composite restorations. *Journal of the American Dental Association* (1939), 125(6), 687-701, 1994.
26. Gladys S, Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials. *J Dent Res*, 76(4), 883-94, 1997.
27. CHUNG KH, Greener E. Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. *Journal of Oral Rehabilitation*, 17(5), 487-94, 1990.
28. GC Kalore Technical Data  
[http://www.gceurope.com/pid/141/manual/en\\_Manual.pdf](http://www.gceurope.com/pid/141/manual/en_Manual.pdf)
29. Craig R. powers JM (2002):“Restorative dental materials”. St. Louis: Mosby Company.
30. Dos Santos PH, Catelan A, Albuquerque Guedes AP, Umeda Suzuki TY, de Lima Godas AG, Fraga Briso AL ve ark. Effect of thermocycling on roughness of nanofill, microfill and microhybrid composites. *Acta Odontologica Scandinavica*, 73(3), 176-81, 2015.
31. Burgess J, Walker R, Davidson J. Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatric Dentistry*, 24(5), 465-79, 2002.
32. Tjan AH, Chan CA. The polishability of posterior composites. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 61(2), 138-46, 1989.
33. Choi M-S, Lee Y-K, Lim B-S, Rhee S-H, Yang H-C. Changes in surface characteristics of dental resin composites after polishing. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 16(4), 347-53, 2005.

34. Ure D, Harris J. Nanotechnology in dentistry: reduction to practice. *Dental update*, 30(1), 10-15, 2003.
35. Puckett AD, Fitchie JG, Kirk PC, Gamblin J. Direct composite restorative materials. *Dental Clinics of North America*, 51(3), 659-75, 2007.
36. Murchison DF, Roeters J, Vargas MA, Chan D. Direct anterior restorations. *Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach 3rd ed* Chicago: Quintessence, 274-79, 2006.
37. Dayangaç B. *Kompozit Restorasyonlar*. Quintessence Yayıncılık ed, 2011.
38. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dental Materials*, 15(2), 128-37, 1999.
39. Unterbrink GL, Liebenberg WH. Flowable resin composites as "filled adhesives": literature review and clinical recommendations. *Quintessence International*, 30(4), 1999.
40. Civelek A, Ersoy M, L Hotelier E, Soyman M, Say E. Polymerization shrinkage and microleakage in Class II cavities of various resin composites. *Operative Dentistry-University of Washington-*, 28(5), 635-41, 2003.
41. Salerno M, Derchi G, Thorat S, Ceseracciu L, Ruffilli R, Barone AC. Surface morphology and mechanical properties of new-generation flowable resin composites for dental restoration. *Dental Materials*, 27(12), 1221-28, 2011.
42. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences, 2013.
43. MC Cabe JF WA. *Applied dental materials*. 8th Ed Oxford, England: Blackwell Scientific Pub, 87-178. , 2000.
44. Rawls RaFE-U. *Restorative Resins in Phillips' Science of Dental Material*. Eleven. Missouri: Saunders, 401-17., 2003.
45. Knezevic A, Ristic M, Demoli N, Tarle Z, Music S, Mandic VN. Composite photopolymerization with diode laser. *Operative Dentistry*, 32(3), 279-84, 2007.
46. Yaman BC, Efes BG, Dörter C, Gömeç Y, Erdilek D, Büyükgökçesu S. The effects of halogen and light-emitting diode light curing on the depth of cure and surface microhardness of composite resins. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*, 14(2), 136, 2011.
47. Wolter H, Storch W, Ott H. New inorganic/organic copolymers (Ormocer® s) for dental applications. *MRS Online Proceedings Library Archive*, 346, 1994.
48. Kournetas N, Chakmakchi M, Kakaboura A, Rahiotis C, Geis-Gerstorfer J. Marginal and internal adaptation of Class II ormocer and hybrid resin composite restorations before and after load cycling. *Clinical Oral Investigations*, 8(3), 123-29, 2004.

49. Manhart J, Kunzelmann K-H, Chen H, Hickel R. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dental Materials*, 16(1), 33-40, 2000.
50. Whitters C, Strang R, Brown D, Clarke R, Curtis R, Hatton P ve ark. Dental materials: 1997 literature review. *J Dent*, 27(6), 401-35, 1999.
51. Yücel T, Ulukap H, Demirci M. Ön bölge dişlerde direkt estetik restorasyonlar. *içindekiler*, 2004.
52. Gökçe K. Kompozit restorasyonlarda son gelişmeler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2005(3), 2005.
53. Craig R, Powers J. *Restorative Dental Materials* (ed 11). St. Louis. Elsevier, 2001.
54. Itota T, Carrick TE, Yoshiyama M, McCabe JF. Fluoride release and recharge in giomer, compomer and resin composite. *Dental Materials*, 20(9), 789-95, 2004.
55. Roberts TA, Miyai K, Ikemura K, Fuchigami K, Kitamura T. Fluoride ion sustained release preformed glass ionomer filler and dental compositions containing the same. *Google Patents*, 1999.
56. Dhull K, Nandlal B. Effect of low-concentration daily topical fluoride application on fluoride release of giomer and compomer: an in vitro study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 29(1), 39, 2011.
57. Gordan VV, Mondragon E, Watson RE, Garvan C, Mjör IA. A clinical evaluation of a self-etching primer and a giomer restorative material: results at eight years. *The Journal of the American Dental Association*, 138(5), 621-27, 2007.
58. Griffin Jr JD, AAACD A. Unique characteristics of the giomer restorative system. *Dent*, 36(4), 422-32, 2011.
59. Ferracane JL. Resin composite—state of the art. *Dental Materials*, 27(1), 29-38, 2011.
60. Oliveira DCRSd, Rovaris K, Hass V, Souza-Júnior EJ, Haiter-Neto F, Sinhoreti MAC. Effect of low shrinkage monomers on physicochemical properties of dental resin composites. *Brazilian Dental Journal*, 26(3), 272-76, 2015.
61. Lien W, Vandewalle KS. Physical properties of a new silorane-based restorative system. *Dental Materials*, 26(4), 337-44, 2010.
62. Pires-de FdCP, Garcia LdFR, Roselino LdMR, Naves LZ. Color stability of silorane-based composites submitted to accelerated artificial ageing—an in situ study. *J Dent*, 39, e18-e24, 2011.
63. Scientific compendium of Ceramx One  
<http://dentsplymea.com/sites/default/files/ceram.x%20one%20scientific%20compendiu>

64. Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Operative Dentistry*, 38(6), 618-25, 2013.
65. Benetti AR, Havndrup-Pedersen C, Honoré D, Pedersen MK, Pallesen U. Bulk-fill resin composites: polymerization contraction, depth of cure, and gap formation. *Operative Dentistry*, 40(2), 190-200, 2015.
66. El-Safty S, Silikas N, Watts D. Creep deformation of restorative resin-composites intended for bulk-fill placement. *Dental Materials*, 28(8), 928-35, 2012.
67. Lazarchik DA, Hammond BD, Sikes CL, Looney SW, Rueggeberg FA. Hardness comparison of bulk-filled/transtooth and incremental-filled/occlusally irradiated composite resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(2), 129-40, 2007.
68. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dental Materials*, 24(11), 1501-05, 2008.
69. Par M, Gamulin O, Marovic D, Klaric E, Tarle Z. Raman spectroscopic assessment of degree of conversion of bulk-fill resin composites—changes at 24 hours post cure. *Operative Dentistry*, 40(3), E92-E101, 2015.
70. Lassila LV, Nagas E, Vallittu PK, Garoushi S. Translucency of flowable bulk-filling composites of various thicknesses. *Chinese Journal of Dental Research*, 15(1), 31, 2012.
71. O'Brien W. *Dental materials and their selection*. Chicago: Quintessence Publ. Co. Inc, 29(3), 9015, 1997.
72. Müjdecı DA, Yeşilyurt DA, Gökay O. Kompozit rezinlerin polimerizasyonları esnasında pulpa odasındaki ısı değişimlerinin in vitro değerlendirilmesi
73. Craig RG PJ. *Restorative dental materials*. 11th Ed St Louis: The CV Mosby Co 231-57, 2002.
74. Ansteinsson V. In vitro toxicity of filler particles and methacrylates used in dental composite materials. Cytokine release and cell death. 2013.
75. Taira M UH, Hirose T, Wakasa K, Yamaki M. . Analysis of photo initiators in visible light cured dental composite resins. . *J Dent Res*, 67, 24-28, 1988.
76. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. AÜ Basımevi, Ankara, 515, 1993.
77. Mc Cabe JFaW, A.W.G. *Applied dental materials*. Eight Ed, Blackwell Scientific Pub, Oxford, England,, 87-178, 2000.
78. Craig RG PJ. Polymers and Polymerization. In: *Restorative Dental Materials*. Craig RG, Ward ML, Eds 10th Ed, USA: Mosby, 127-36, 1996.
79. Geissberger M. *Esthetic dentistry in clinical practice*. First Edition, Blackwell Publishing, 155-75, 2010.



80. Craig RG. Chemistry, composition, and properties of composite resins. *Dental Clinics of North America*, 25(2), 219-39, 1981.
81. Rueggeberg F, Margeson D. The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. *J Dent Res*, 69(10), 1652-58, 1990.
82. Bektaş ÖÖ. Farklı ışık kaynaklarının ve ışık uygulama tekniklerinin kompozit rezinlerdeki polimerizasyon büzülmesi ve dentine bağlanma dayanımlarına etkisinin incelenmesi. Doktora Tezi,. Cumhuriyet Üniv Sağlık Bilimleri Enst, Sivas, 2006.
83. Lohbauer U, Rahiotis C, Krämer N, Petschelt A, Eliades G. The effect of different light-curing units on fatigue behavior and degree of conversion of a resin composite. *Dental Materials*, 21(7), 608-15, 2005.
84. Asmussen E, Peutzfeldt A. Two-step curing: influence on conversion and softening of a dental polymer. *Dental Materials*, 19(6), 466-70, 2003.
85. Dewaele M, Asmussen E, Peutzfeldt A, Munksgaard EC, Benetti AR, Finné G ve ark. Influence of curing protocol on selected properties of light-curing polymers: degree of conversion, volume contraction, elastic modulus, and glass transition temperature. *Dental Materials*, 25(12), 1576-84, 2009.
86. Kramer N, Lohbauer U, García-Godoy F, Frankenberger R. Light curing of resin-based composites in the LED era. *American Journal of Dentistry*, 21(3), 135, 2008.
87. Caughman WF, Rueggeberg F. Shedding new light on composite polymerization. *Operative Dentistry*, 27(6), 636-38, 2002.
88. Yap A, Soh M, Siow K. Post-gel shrinkage with pulse activation and soft-start polymerization. *Operative Dentistry*, 27(1), 81-87, 2002.
89. Dennison JB, Yaman P, Seir R, Hamilton JC. Effect of variable light intensity on composite shrinkage. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 84(5), 499-505, 2000.
90. Mehl A, Hickel R, Kunzelmann K-H. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without 'softstart-polymerization'. *J Dent*, 25(3-4), 321-30, 1997.
91. Santos AJSd, Giannini M, Paulillo LAMS, Lovadino JR, Carvalho RMd. Effect of irradiation mode and filling technique on resin/dentin bonding strength in Class I cavities. *Brazilian Oral Research*, 18(3), 260-65, 2004.
92. Musanje L, Darvell B. Curing-light attenuation in filled-resin restorative materials. *Dental Materials*, 22(9), 804-17, 2006.
93. Caughman WF, Rueggeberg FA, Curtis JW. Clinical guidelines for photocuring: restorative resins. *The Journal of the American Dental Association*, 126(9), 1282, 1995.
94. Yap A. Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement: impact of cavity depth and exposure time. *Operative Dentistry*, 25(2), 113-20, 2000.

95. Mahn E. Clinical criteria for the successful curing of composite materials. *Revista clínica de periodoncia, implantología y rehabilitación oral*, 6(3), 148-53, 2013.
96. Malhotra N, Kundabala M. Light-curing considerations for resin-based composite materials: a review. Part I. *CompendContinEduc Dent*, 31(7), 498-505, 2010.
97. Aravamudhan K, Rakowski D, Fan P. Variation of depth of cure and intensity with distance using LED curing lights. *Dental Materials*, 22(11), 988-94, 2006.
98. Rode KM, de Freitas PM, Lloret PR, Powell LG, Turbino ML. Micro-hardness evaluation of a micro-hybrid composite resin light cured with halogen light, light-emitting diode and argon ion laser. *Lasers in Medical Science*, 24(1), 87-92, 2009.
99. Asaro R, Lubarda V. *Mechanics of solids and materials*. Cambridge University Press, 2006.
100. Bayne SC, Thompson JY, Roberson T, Heymann H, Ritter A. *Sturdevant's art and science of operative dentistry*. United States of America, Mosby, 203-11, 2006.
101. Bryant RW. Direct posterior composite resin restorations: a review. 2. Clinical technique. *Australian Dental Journal*, 37(3), 161-71, 1992.
102. Wilson EG, Mandradjieff M, Brindock T. Controversies in posterior composite resin restorations. *Dent Clin North Am*, 34(1), 27-44, 1990.
103. Ölmez A, Tuna D. Polimerizasyon Büzülmesine Etki Eden Faktörler. *Cumhuriyet Ün Diş Hek Fak Derg*, 5, 52-57, 2002.
104. Tarle Z, Meniga A, Ristic M, Sutalo J, Pichler G, Davidson C. The effect of the photopolymerization method on the quality of composite resin samples. *Journal of Oral Rehabilitation*, 25(6), 436-42, 1998.
105. Sakaguchi RL, Ferracane JL. Stress transfer from polymerization shrinkage of a chemical-cured composite bonded to a pre-cast composite substrate. *Dental Materials*, 14(2), 106-11, 1998.
106. Watts D, Marouf A. Optimal specimen geometry in bonded-disk shrinkage-strain measurements on light-cured biomaterials. *Dental Materials*, 16(6), 447-51, 2000.
107. Jedrychowski JR, Bleier RG, Caputo AA. Shrinkage stresses associated with incremental composite filling techniques in conservative Class II restorations. *ASDC Journal of Dentistry for Children*, 68(3), 161-7, 50, 2001.
108. Versluis A, Douglas W, Cross M, Sakaguchi R. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? *J Dent Res*, 75(3), 871-78, 1996.
109. Oesterle LJ, Newman SM, Shellhart WC. Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc light. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 119(6), 610-16, 2001.

110. Alomari Q, Reinhardt J, Boyera D. Effect of liners on cusp deflection and gap formation in composite restorations. *Operative Dentistry*, 26(4), 406-11, 2001.
111. Davidson C, Feilzer A. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent*, 25(6), 435-40, 1997.
112. Yap A, Ng S, Siow K. Soft-start polymerization: influence on effectiveness of cure and post-gel shrinkage. *Operative Dentistry*, 26(3), 260-66, 2001.
113. Friedl K, Schmalz G, Hiller K, Märkl A. Marginal adaption of Class V restorations with and without" softstart-polymerization". *Operative Dentistry*, 25, 26-32, 2000.
114. Tiba A, Charlton DG, Vandewalle KS, Ragain Jr JC. Comparison of two video-imaging instruments for measuring volumetric shrinkage of dental resin composites. *J Dent*, 33(9), 757-63, 2005.
115. Park S-H, Krejci I, Lutz F. Consistency in the amount of linear polymerization shrinkage in syringe-type composites. *Dental Materials*, 15(6), 442-46, 1999.
116. Sakaguchi R, Sasik C, Bunczak M, Douglas W. Strain gauge method for measuring polymerization contraction of composite restoratives. *J Dent*, 19(5), 312-16, 1991.
117. De Gee A, Feilzer A, Davidson C. True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with a linometer. *Dental Materials*, 9(1), 11-14, 1993.
118. Lee I-B, Cho B-H, Son H-H, Um C. A new method to measure the polymerization shrinkage kinetics of light cured composites. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(4), 304-14, 2005.
119. Oberholzer TG, Grobler SR, Pameijer CH, Rossouw RJ. A modified dilatometer for determining volumetric polymerization shrinkage of dental materials. *Measurement Science and Technology*, 13(1), 78, 2001.
120. Cook W, Forrest M, Goodwin A. A simple method for the measurement of polymerization shrinkage in dental composites. *Dental Materials*, 15(6), 447-49, 1999.
121. Hay J, Shortall A. Polymerization contraction and reaction kinetics of three chemically activated restorative resins. *J Dent*, 16(4), 172-76, 1988.
122. Miyazaki M, Fukuishi K, Onose H. Influence of light irradiation on the volumetric change of polyacid-modified resin composites. *J Dent*, 27(2), 149-53, 1999.
123. Watts D, Kisumbi B, Toworfe G. Dimensional changes of resin/ionomer restoratives in aqueous and neutral media. *Dental Materials*, 16(2), 89-96, 2000.
124. Discacciati JAC, Neves AD, Oréface RL, Pimenta FJGS, Sander HH. Effect of light intensity and irradiation time on the polymerization process of a dental composite resin. *Materials Research*, 7(2), 313-18, 2004.

125. Dewaele M, Truffier-Boutry D, Devaux J, Leloup G. Volume contraction in photocured dental resins: the shrinkage-conversion relationship revisited. *Dental Materials*, 22(4), 359-65, 2006.
126. Chung C-M, Kim J-G, Kim M-S, Kim K-M, Kim K-N. Development of a new photocurable composite resin with reduced curing shrinkage. *Dental Materials*, 18(2), 174-78, 2002.
127. Attin T, Buchalla W, Kielbassa AM, Hellwig E. Curing shrinkage and volumetric changes of resin-modified glass ionomer restorative materials. *Dental Materials*, 11(5-6), 359-62, 1995.
128. Watts DC, Cash A. Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light-cured materials: methods development. *Dental Materials*, 7(4), 281-87, 1991.
129. Jensen ME CD. Polymerisation shrinkage and microleakage. International symposium on posterior composite resin dental restorative materials G Vanharla, DC Smith, Peter Szulc, Publishing co Netherlands,, 62-243, 1995.
130. Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A. Long-term effect of dentin primers on enamel bond strength and marginal adaptation. *Operative Dentistry*, 25, 11-19, 2000.
131. Jordan RE. Esthetic composite bonding techniques & materials Mosby-Year book Inc Missouri, USA, ;174-205. , 2003.
132. Erdemir U, Yaman B. Diş hekimliğinde mikrosızıntı ve mikrosızıntı araştırma yöntemleri. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 45(1), 25-35.
133. Setcos J, Staninec M, Wilson N. Bonding of amalgam restorations: existing knowledge and future prospects. *Operative Dentistry*, 25(2), 121-29, 2000.
134. Muniz M, Quioca J, Dolci G, Reis A, Loguercio A. Bonded amalgam restorations: microleakage and tensile bond strength evaluation. *Operative Dentistry*, 30, 228-33, 2005.
135. Taylor M, Lynch E. Microleakage. *J Dent*, 20(1), 3-10, 1992.
136. Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Operative Dentistry*, 22(4), 173-85, 1997.
137. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P ve ark. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative Dentistry-University of Washington-*, 28(3), 215-35, 2003.
138. Karadağ AGS. Mikrosızıntı araştırma tekniklerive mikrosızıntıyı etkileyen faktörler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2005(2), 2005.
139. Piva E, Meinhardt L, Demarco FF, Powers JM. Dyes for caries detection: influence on composite and compomer microleakage. *Clinical Oral Investigations*, 6(4), 244-48, 2002.

140. Heintze S, Forjanic M, Cavalleri A. Microleakage of Class II Restorations with Different Tracers-Comparison with SEM Quantitative Analysis. *Journal of Adhesive Dentistry*, 10(4), 2008.
141. Ayyıldız S, Uyar A, Yüzügüllü B. Diş hekimliğinde Mikrosızıntı ve inceleme yöntemleri. *Atatürk Üniv. Dis Hek Fak Derg*, 19(3), 219-26, 2009.
142. Haïkel Y, Freymann M, Fanti V, Claisse A, Poumier F, Watson M. Apical microleakage of radiolabeled lysozyme over time in three techniques of root canal obturation. *Journal of Endodontics*, 26(3), 148-52, 2000.
143. Zivkovi S, Bojovi S, Pavlica D. Bacterial penetration of restored cavities. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 91(3), 353-58, 2001.
144. Santini A, Ivanovic V, Ibbetson R, Milia E. Influence of Cavity Configuration on Microleakage around Class V Restorations Bonded with Seven Self-Etching Adhesives. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 16(2), 128-35, 2004.
145. Walter R, Boushell LW, Heymann HO, Ritter AV, Sturdevant JR, Wilder Jr AD ve ark. Three-Year Clinical Evaluation of a Silorane Composite Resin. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26(3), 179-90, 2014.
146. Rosatto C, Bicalho A, Veríssimo C, Bragança G, Rodrigues M, Tantbirojn D ve ark. Mechanical properties, shrinkage stress, cuspal strain and fracture resistance of molars restored with bulk-fill composites and incremental filling technique. *J Dent*, 43(12), 1519-28, 2015.
147. Garcia D, Yaman P, Dennison J, Neiva G. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Operative Dentistry*, 39(4), 441-48, 2014.
148. Gamarra VSS, Borges GA, Júnior LHB, Spohr AM. Marginal adaptation and microleakage of a bulk-fill composite resin photopolymerized with different techniques. *Odontology*, 106(1), 56-63, 2018.
149. Zorzini J, Maier E, Harre S, Fey T, Belli R, Lohbauer U ve ark. Bulk-fill resin composites: polymerization properties and extended light curing. *Dental Materials*, 31(3), 293-301, 2015.
150. Subramaniam P, Pandey A. Assessment of microleakage of a composite resin restoration in primary teeth following class III cavity preparation using Er, Cr: YSGG laser: An in vitro study. *Journal of lasers in medical sciences*, 7(3), 172, 2016.
151. Tavangar M, Davaloo RT, Darabi F, Karambin M, Kazemi R. A comparative evaluation of microleakage of two low-shrinkage composites with a conventional resin composite: an in vitro assessment. *J Dent*, 17(1), 55, 2016.
152. Purushotham R, Sahar A, Varghese TP, Joy JA, Samrat M, Sujith R ve ark. An in Vitro Study to Evaluate the Effect of Two Antioxidants on Microleakage of Composite Resin Restoration after External Tooth Bleaching. *Indian Journal of Contemporary Dentistry*, 5(2), 5-10, 2017.

153. 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. *Journal of Adhesive Dentistry*, 9(1), 2007.
154. Alptekin T, Ozer F, Unlu N, Cobanoglu N, Blatz MB. In vivo and in vitro evaluations of microleakage around Class I amalgam and composite restorations. *Operative Dentistry*, 35(6), 641-48, 2010.
155. Rees J, Jacobsen P. The polymerization shrinkage of composite resins. *Dental Materials*, 5(1), 41-44, 1989.
156. Lai J, Johnson A. Measuring polymerization shrinkage of photo-activated restorative materials by a water-filled dilatometer. *Dental Materials*, 9(2), 139-43, 1993.
157. Feilzer A, De Gee A, Davidson C. Increased wall-to-wall curing contraction in thin bonded resin layers. *J Dent Res*, 68(1), 48-50, 1989.
158. Puckett AD, Smith R. Method to measure the polymerization shrinkage of light-cured composites. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 68(1), 56-58, 1992.
159. Sharp LJ, Choi IB, Lee TE, Sy A, Suh BI. Volumetric shrinkage of composites using video-imaging. *J Dent*, 31(2), 97-103, 2003.
160. Leprince J, Palin W, Mullier T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Investigating filler morphology and mechanical properties of new low-shrinkage resin composite types. *Journal of Oral Rehabilitation*, 37(5), 364-76, 2010.
161. Kalmowicz J, Phebus J, Owens B, Johnson W, King G. Microleakage of class I and II composite resin restorations using a sonic-resin placement system. *Operative Dentistry*, 40(6), 653-61, 2015.
162. Türkün Ş, Ergücü Z. Estetik restoratif materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerin karşılaştırılması. *Acta Odontologica Turcica*; Cilt 21, Sayı 2 (2004); 143, 2004.
163. Prati C, Simpson M, Mitchem J, Tao L, Pashley DH. Relationship between bond strength and microleakage measured in the same Class I restorations. *Dental Materials*, 8(1), 37-41, 1992.
164. Santini A, Ivanovic V, Ibbetson R, Milia E. Influence of marginal bevels on microleakage around Class V cavities bonded with seven self-etching agents. *American Journal of Dentistry*, 17(4), 257-61, 2004.
165. Tagami J, Nikaido T, Nakajima M, Shimada Y. Relationship between bond strength tests and other in vitro phenomena. *Dental Materials*, 26(2), e94-e99, 2010.
166. 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*, 90(2), 168-74, 2003.
167. Al-Salehi S, Burke F. Methods used in dentin bonding tests: An analysis of 50 investigations on bond strength. *Quintessence International*, 28(11), 1997.
168. Burrow M, Sano H, Nakajima M, Harada N, Tagami J. Bond strength to crown and root dentin. *American Journal of Dentistry*, 9(5), 223-29, 1996.

169. Perdigão J, Frankenberger R. Effect of solvent and rewetting time on dentin adhesion. *Quintessence International*, 32(5), 2001.
170. Palmer D, Barco M, Billy E. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 67(3), 325-27, 1992.
171. Akın EG, Hergüner-Siso Ş, Akın H. Termal siklus ve suda bekletmenin kendinden asitli adezivlerin dentine mikrogirilim bağlanma dayanımları üzerine etkileri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2012(2), 2012.
172. Gale M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*, 27(2), 89-99, 1999.
173. Dalı M, Ercan E, Bayram İ, Çolak DH, Bahşi DE, Şahbaz DC ve ark. Termal siklusun mikrosızıntıya etkisinin sınıf V kavitelerde kompozit restorasyonlarda in vitro incelenmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2010(2), 2010.
174. Araujo FdO, Vieira L, Monteiro S. Influence of resin composite shade and location of the gingival margin on the microleakage of posterior restorations. *Operative Dentistry*, 31(5), 556-61, 2006.
175. Şengün A, Öztürk B, Ülker M, Dişçioğlu F, Özer F. Farklı sayıda termal siklus uygulamasının bir kompozit rezinin marjinal sızıntısı üzerine etkisi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22(3), 163-68, 2005.
176. Liberman R, Ben-Amar A, Frayberg E, Abramovitz I, Metzger Z. Effect of repeated vertical loads on microleakage of IRM and calcium sulfate-based temporary fillings. *Journal of Endodontics*, 27(12), 724-29, 2001.
177. Mitsui FHO, Bedran-de-Castro AKB, Ritter AV, Cardoso PEC, Pimenta LAF. Influence of load cycling on marginal microleakage with two self-etching and two one-bottle dentin adhesive systems in dentin. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2003.
178. Karaarslan EŞ, Altıntaş S, Cebe M, Üşümez A. Işıkla aktive edilen dezenfeksiyon işlemi uygulanmış kompozit restorasyonlarda mikrosızıntının değerlendirilmesi. *Hacettepe Üniv Diş Hek Fak Derg*, 34, 2-9, 2010.
179. Hanks C, Wataha J, Parsell R, Strawn S, Fat J. Permeability of biological and synthetic molecules through dentine. *Journal of Oral Rehabilitation*, 21(4), 475-87, 1994.
180. Ferrari M, Garcia-Godoy F. Sealing ability of new generation adhesive-restorative materials placed on vital teeth. *American Journal of Dentistry*, 15(2), 117-36, 2002.
181. Yavuz İ, Aydın AH, Kaya S. Mikrosızıntı saptanmasında yeni bir yöntem. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 9(2), 79-85, 2003.
182. Ceballos L, Camejo DG, Fuentes MV, Osorio R, Toledano M, Carvalho RM ve ark. Microtensile bond strength of total-etch and self-etching adhesives to caries-affected dentine. *J Dent*, 31(7), 469-77, 2003.

183. Pashley DH, Carvalho R. Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent*, 25(5), 355-72, 1997.
184. Nalçacı A. Self-etch tek şişe bonding sistemlerin sınıf V kavitelerdeki mikrosızıntıya etkisi. *AÜ Diş Hek Fak Derg*, 32(2), 85-90, 2005.
185. Sensi L, Lopes G, Monteiro Jr S, Baratieri L, Vieira L. Dentin bond strength of self-etching primers/adhesives. *Operative Dentistry*, 30(1), 63-8, 2005.
186. Borges MAP, Matos IC, Dias KRHC. Influence of two self-etching primer systems on enamel adhesion. *Brazilian Dental Journal*, 18(2), 113-18, 2007.
187. Munoz MA, Luque I, Hass V, Reis A, Loguercio AD, Bombarda NH. Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *J Dent*, 41(5), 404-11, 2013.
188. McLean DE, Meyers EJ, Guillory VL, Vandewalle KS. Enamel Bond Strength of New Universal Adhesive Bonding Agents. *Operative Dentistry*, 40(4), 410-7, 2015.
189. Wagner A, Wendler M, Petschelt A, Belli R, Lohbauer U. Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *J Dent*, 42(7), 800-7, 2014.
190. Loguercio AD, Munoz MA, Luque-Martinez I, Hass V, Reis A, Perdigao J. Does active application of universal adhesives to enamel in self-etch mode improve their performance? *J Dent*, 43(9), 1060-70, 2015.
191. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A ve ark. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. 28(26), 3757-85, 2007.
192. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KJDM. State of the art of self-etch adhesives. 27(1), 17-28, 2011.
193. Perdigão J, Loguercio AD. Universal or multi-mode adhesives: why and how? *The journal of adhesive dentistry*, 16(2), 193-94, 2014.
194. Marchesi G, Frassetto A, Mazzoni A, Apolonio F, Diolosa M, Cadenaro M ve ark. Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-year in vitro study. *Journal of Dentistry*, 42(5), 603-12, 2014.
195. Tanno K, Hiraishi N, Otsuki M, Tagami J. Evaluation of cavity adaptation of low-shrinkage composite resin. *Asian Pac J Dent*, 11(2), 27-33, 2011.
196. Naoum SJ, Ellakwa A, Morgan L, White K, Martin FE, Lee IB. Polymerization profile analysis of resin composite dental restorative materials in real time. *J Dent*, 40(1), 64-70, 2012.
197. Tantbirojn D, Pfeifer C, Braga R, Versluis A. Do low-shrink composites reduce polymerization shrinkage effects? *J Dent Res*, 90(5), 596-601, 2011.
198. Yamasaki LC, Moraes AGDV, Barros M, Lewis S, Francci C, Stansbury JW ve ark. Polymerization development of “low-shrink” resin composites: Reaction kinetics, polymerization stress and quality of network. *Dental Materials*, 29(9), e169-e79, 2013.



199. Tantbirojn D, Pfeifer CS, Amini AN, Versluis A. Simple optical method for measuring free shrinkage. *Dental Materials*, 31(11), 1271-78, 2015.
200. Tanoue N, Mikami A, Atsuta M, Matsumura H. Effects of monomer composition and original filler content on filler loading in the resulting centrifuged composites. *Dental Materials Journal*, 26(4), 501-05, 2007.
201. Filtek Z550 Technical Data. <http://multimedia.3m.com/mws/media/744411O/filtek-z550-technical-data-sheet-cee.pdf>
202. Marchesi G, Breschi L, Antonioli F, Di Lenarda R, Ferracane J, Cadenaro M. Contraction stress of low-shrinkage composite materials assessed with different testing systems. *Dental Materials*, 26(10), 947-53, 2010.
203. Roy KK, Kumar KP, John G, Sooraparaju SG, Nujella SK, Sowmya K. A comparative evaluation of effect of modern-curing lights and curing modes on conventional and novel-resin monomers. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*, 21(1), 68, 2018.
204. Yamamoto T, Kubota Y, Momoi Y, Ferracane JL. Polymerization stresses in low-shrinkage dental resin composites measured by crack analysis. *Dental Materials*, 28(9), e143-e49, 2012.
205. Irie M, Tanaka J, Maruo Y, Nishigawa G. Vertical and horizontal polymerization shrinkage in composite restorations. *Dental Materials*, 30(7), e189-e98, 2014.
206. Takahashi H, Finger WJ, Wegner K, Utterodt A, Komatsu M, Wöstmann B ve ark. Factors influencing marginal cavity adaptation of nanofiller containing resin composite restorations. *Dental Materials*, 26(12), 1166-75, 2010.
207. Nie J, Yap A, Wang X. Influence of Shrinkage and Viscosity of Flowable Composite Liners on Cervical Microleakage of Class II Restorations: A Micro-CT Analysis. *Operative Dentistry*, 43(6), 656-64, 2018.
208. Pereira J-R, Júnior L-C, Marcus-Vinicius-Reis Só N-F. Effect of thermocycling and varying polymerization techniques on the restorative interface of class V cavities restored with different composite resin systems. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 9(3), e405, 2017.
209. Alagha EYR. Düşük Polimerizasyon Büzülmesi Gösteren İki Posterior Kompozit Rezinin İn-Vitro ve Klinik Olarak Uzun Dönemli Karşılaştırılması. Doktora Tezi, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği, 2013.
210. Kermanshah H, Yasini E, Hoseinifar R. Effect of cyclic loading on microleakage of silorane based composite compared with low shrinkage methacrylate-based composites. *Dental Research Journal*, 13(3), 264, 2016.
211. Hoseinifar R, Kermanshah H. Microleakage assessment of one-and two-step self-etch adhesive systems with the low shrinkage composites. *Journal of Oral Health and Oral Epidemiology*, 4(2), 71-79, 2015.

212. Carpena Lopes G, Narciso Baratieri L, de Andrada C, Mauro A, Vieira LCC. Dental adhesion: Present state of the art and future perspectives. *Quintessence International*, 33(3), 2002.
213. Hakimeh S, Vaidyanathan J, Houpt ML, Vaidyanathan TK, Von Hagen S, School NJD. Microleakage of compomer class V restorations: effect of load cycling, thermal cycling, and cavity shape differences. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(2), 194-203, 2000.
214. Arisu H, Üçtasli M, Eligüzeloglu E, Özcan S, Ömürlü H. The effect of occlusal loading on the microleakage of class V restorations. *Operative Dentistry*, 33(2), 135-41, 2008.
215. Li Q, Jepsen S, Albers H-K, Eberhard J. Flowable materials as an intermediate layer could improve the marginal and internal adaptation of composite restorations in Class-V-cavities. *Dental Materials*, 22(3), 250-57, 2006.
216. Dourado Loguercio A, Roberto de Oliveira Bauer J, Reis A, Miranda Grande RH. In vitro microleakage of packable composites in Class II restorations. *Quintessence International*, 35(1), 2004.
217. Manhart J, Chen HY, Mehl A, Weber K, Hickel R. Marginal quality and microleakage of adhesive class V restorations. *J Dent*, 29(2), 123-30, 2001.
218. Küçükeşmen HC, Küçükeşmen Ç. Sınıf-V Hibrid kompozit rezin restorasyonların mikrosızıntı düzeylerinin karşılaştırılması. *Balıkesir Sağlık Bilimleri Dergisi*, 1(3), 110-16.

## 8. ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı : Kübra GÜNER KORKMAZ  
Doğum Yeri ve Tarihi : Bursa - 1988  
Medeni Hali : Evli  
Yabancı Dil : İngilizce  
İletişim Adresi : Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi,  
Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı, 58140,  
Merkez / SİVAS  
E-posta Adresi : [dtkubraa@gmail.com](mailto:dtkubraa@gmail.com)

### Eğitim ve Akademik Durumu

Lise : Bursa Gazi Anadolu Lisesi, 2002-2006  
Lisans-Yüksek Lisans : Ankara Üniversitesi, 2006-2011  
Ünvan : Araştırma Görevlisi

### İş Tecrübesi

Özel Sektör : Bursa, 01/2012 - 01/2013  
Sağlık Bakanlığı : Orhangazi Devlet Hastanesi, 01/2013 - 02/2016  
Uzmanlık : Cumhuriyet Üniversitesi, 2016-2019









## 9. EKLER

	<b>CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU</b>
-----------------------------------------------------------------------------------	----------------------------------------------------------------------------------------------------

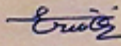
ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Farklı kompozitlerin polimerizasyon bütülmeleri ve mikrosızıntı değerlerinin in-vitro olarak incelenmesi
-----------------------	----------------------------------------------------------------------------------------------------------

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
		ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ		
	BELGELENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama		
	SİGORTA	<input type="checkbox"/>		
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	<input type="checkbox"/>		
	BİYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	<input type="checkbox"/>		
	İLAN	<input type="checkbox"/>		
	YILLIK BİLDİRİM	<input type="checkbox"/>		
	SONUÇ RAPORU	<input type="checkbox"/>		
	DİĞER:	<input type="checkbox"/>		
KARAR BELGE ERİ	Karar No: 2018-03/41	Tarih: 26.03.2018		
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerden gerekli izin alınarak gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıda katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.			

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu, Helsinki Bildirgesi, Cumhuriyet Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul Yönergesi
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof. Dr. Muhittin Sönmez

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
			E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Muhittin Sönmez	Anatomi	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	İmza
Prof. Dr. Yalçın Karagöz	Biyoistatistik	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Hatice Özer	Patoloji	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Ercan Özdemir	Fizyoloji	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Gülay Yıldırım	Top Tanı ve Etik	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Dr. Öğret. Üyesi Mehmet Ataş	Farmasötik Mikrobiyoloji	Cumhuriyet Üniversitesi, Eczacılık Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Dr. Öğret. Üyesi Binnur Bağcı	Beslenme ve Diyetetik	Cumhuriyet Üniversitesi, Sağlık Bilimler Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Dr. Öğret. Üyesi Engin Altunkaya	İç Hastalıklar	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Dr. Öğret. Üyesi Melih Ölgey	Protetik Diş Tedavisi	Cumhuriyet Üniversitesi, Diş hekimliği Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

\* Toplantıda bulunma

Etik Kurul Başkan Vekili  
Unvanı/Adı/Soyadı: Doç. Dr. Ercan Özdemir  
İmza: 



**CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK  
ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU**

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Farklı kompozitlerin polimerizasyon bütümlüğü ve mikrosızıntı değerlerinin in-vitro olarak incelenmesi
-----------------------	--------------------------------------------------------------------------------------------------------

<b>ETİK KURULU BİLGİLERİ</b>	ETİK KURULUN ADI	Cumhuriyet Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	AÇIK ADRESİ:	Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı, Tıp Tarihi ve Etik Anabilim Dalı TR-58140 Merkez/Sivas
	TELEFON	0 346 219 10 10 / Dahili: 2092
	FAKS	-
	E-POSTA	gokaek2014@gmail.com

<b>BASVURU BİLGİLERİ</b>	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Doç. Dr. Emine Gülşah Göktolga Akın			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Restoratif Diş Tedavisi			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı			
	DESTEKLEYİCİ	-			
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ	-			
	ARAŞTIRMANIN TÜRÜ	Uzmanlık tezi			
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>

Etik Kurul Başkan Vekili  
Unvanı/Adı/Soyadı: Doç. Dr. Ercan Özdemir  
İmza:

*Ercan Özdemir*