

T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**LED VE HALOJEN IŞIK CİHAZLARIYLA POLİMERİZE
EDİLEN DÖRT FARKLI RESTORATİF MATERYALİN SEM
İLE MİKROSIZINTI AÇISINDAN İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Ayşe GÜNAY

DANIŞMAN

Doç. Dr. Emin Caner TÜMEN

ÇOCUK DIŞ HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI

DİYARBAKIR 2014

**T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**LED VE HALOJEN IŞIK CİHAZLARIYLA POLİMERİZE
EDİLEN DÖRT FARKLI RESTORATİF MATERYALİN SEM
İLE MİKROSIZINTI AÇISINDAN İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Ayşe GÜNAY

DANIŞMAN

Doç. Dr. Emin Caner TÜMEN

ÇOCUK DİŞ HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI

DİYARBAKIR 2014

**Bu Doktora Tezi Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri
Koordinatörlüğü tarafından desteklenmiştir.**

Proje No: 12-DH-81

T.C
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
MÜDÜRLÜĞÜ

“LED ve Halojen Işık Cihazlarıyla Polimerize Edilen Dört Farklı Restoratif Materyalin SEM ile Mikrosızıntı açısından İncelenmesi” isimli Doktora Tezi 18.06.2014 tarihinde tarafımızdan değerlendirilerek başarılı bulunmuştur.

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Emin Caner TÜMEN

Tezi Teslim Eden : Dt. Ayşe GÜNAY

Jüri Üyesinin

Ünvanı Adı Soyadı

Başkan : Prof. Dr. Mehmet Tevfik AKINCI

Üye : Prof. Dr. Fatma ATAKUL

Üye : Prof. Dr. İzzet YAVUZ

Üye : Doç. Dr. Emin Caner TÜMEN

Üye : Doç. Dr. Özkan ADIGÜZEL

Yukarıdaki imzalar tasdik olunur.

.....
Prof. Dr. Ali CEYLAN
Dicle Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca büyük bir sabır ve titizlikle bana her konuda destek olan, bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşarak bana her zaman yol gösteren, hayatım boyunca minnet ve şükranla anacağım çok değerli tez danışmanım, Sayın Doç. Dr. Emin Caner TÜMEN'e,

Doktora eğitimim boyunca bilgi ve tecrübesini benden esirgemeyen Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı Başkanı değerli hocam, Sayın Prof. Dr. Fatma ATAKUL'a,

Doktora eğitimim süresince kendilerinden çok şey öğrendiğim, bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı'ndaki değerli hocalarıma,

Tez jüri komitemde bulunan, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı Öğretim Üyesi, Sayın Prof. Dr. Mehmet Tevfik AKINCI'ya,

Doktora eğitimim süresince birlikte çalışmaktan büyük keyif aldığım ve bana destek olan sevgili bölüm arkadaşlarıma ve diğer çalışanlarına,

Tez çalışmamın sonuçlarının istatistiksel olarak değerlendirilmesinde emek ve sabır gösteren, Sayın Yrd. Doç. Dr. Ersin UYSAL'a,

Tüm hayatım boyunca hedeflerime ulaşmam için en büyük destekçim olarak sevgiyle her zaman yanımda hissettiğim, bugün bulunduğum yer için onlara teşekkürü borç bildiğim, canım annem Emine OKUMUŞ, canım babam Erol OKUMUŞ ve kardeşlerime,

Sevgisi ve sabrı ile her zaman yanımda olan ve tezimle ilgili her türlü desteği esirgemeyen sevgili eşim Ahmet GÜNAY'a,

Ayrıca bu çalışmada yardım ve desteklerini gördüğüm ve burada isimlerini saymadığım tüm tanıdık ve dostlarıma sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

Ön Sayfalar	Sayfa No
Kapak	
İç Kapak	
Kabul ve Onay Sayfası.....	I
Teşekkür Sayfası	II
İçindekiler Dizini	III
Resimler Dizini	VI
Şekiller Dizini	IX
Tablolar Dizini	X
Grafikler Dizini	XI
Simgeler ve Kısaltmalar Dizini.....	XII
Türkçe Özet.....	XIV
İngilizce Özet	XVI
1. Giriş ve Amaç.....	1
2. Genel Bilgiler	3
2.1. Kompozit Resin Esaslı Dolgu Maddeleri.....	3
2.1.1. Kompozit Resin Esaslı Dolgu Maddelerinin Yapısı	3
2.1.1.1. Organik Matriks	3
2.1.1.2. Ara Bağlayıcılar	5
2.1.1.3. İnorganik Doldurucular	6
2.1.2. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması	7
2.1.2.1. Kompozit Resinlerin İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüklerine Göre Sınıflandırılması	7
2.1.2.2. Kompozit Resinlerin İnorganik Doldurucu Partikül Türüne Göre Sınıflandırılması	9
2.1.2.3. Kompozit Resinlerin Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması	10
2.1.2.4. Kompozit Resinlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması	13
2.1.3. Kompozit Resinlerdeki Son Gelişmeler.....	14
2.2. Dental Adezivler.....	22
2.2.1. Dental Adezivlerin Sınıflandırılması.....	25

2.2.1.1. Total-Etch Adezivler	26
2.2.1.2. Self-Etch Adezivler	27
2.2.1.3. Self-Adezivler	28
2.3. Süt Dişlerinde Mine ve Dentine Bağlanma	29
2.4. Polimerizasyon	30
2.4.1. Kondensasyon Polimerizasyonu.....	32
2.4.2. Katımlı Polimerizasyon	32
2.4.3. Polimerizasyon Büzülme Stresi.....	34
2.5. Görünür Işık Polimerizasyon Cihazları.....	36
2.5.1. Ultraviyole Işık Cihazları	37
2.5.2. Quartz-Tungsten-Halojen Işık Cihazları	38
2.5.3. Light-Emitting Diodes Işık Cihazları	39
2.5.4. Argon Lazer Işık Cihazları	41
2.5.5. Plazma Ark Işık Cihazları	42
2.6. Mikrosızıntı	44
2.6.1. Boyama Yöntemi.....	44
2.6.2. Radyoizotop Yöntemi.....	45
2.6.3. Kimyasal Ajanların Kullanılması Yöntemi.....	46
2.6.4. Elektrokimyasal Yöntem.....	46
2.6.5. Bakteriyel Sızıntı Yöntemi.....	47
2.6.6. İnsan Serumu Sızıntısı Yöntemi.....	48
2.6.7. Hava Basıncı Yöntemi.....	48
2.6.8. Mikroskopik İnceleme Yöntemi.....	48
2.6.8.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	48
2.6.8.2. Konfokal Lazer Tarama Elektron Mikroskobu (CLSM).....	49
2.6.9. Nötron Aktivasyon Analizi.....	50
3. Gereç ve Yöntem	51
3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller	51
3.1.1. Herculite® XRV Ultra™ (Nanohibrit Kompozit Rezin).....	51
3.1.2. Filtek™ Silorane (Mikrohibrit Kompozit Rezin).....	51
3.1.3. Vertise™ Flow (Kendinden Adezivli Nanohibrit Akışkan Kompozit Rezin)	52

3.1.4. Aeliteflo™ (Düşük Modüllü Mikrohibrit Akışkan Kompozit Rezin).....	53
3.2. Çalışmada Kullanılan Işık Cihazları.....	54
3.2.1. Monitex Blue Luxcer Işık Cihazı	54
3.2.2. Henry Schein HS-LED 1500 Işık Cihazı.....	55
3.3. Yöntem	56
3.4. İstatistiksel Değerlendirme.....	62
4. Bulgular	63
4.1. Test Sonuçlarının Değerlendirilmesi.....	63
5. Tartışma	86
6. Sonuç ve Öneriler	102
7. Kaynaklar.....	104
8. Özgeçmiş.....	121

RESİMLER DİZİNİ

- Resim 1:** Herculite® XRV Ultra™
- Resim 2:** Filtek™ Silorane
- Resim 3a:** Vertise™ Flow
- Resim 3b:** Vertise™ Flow
- Resim 4:** Æliteflo™
- Resim 5:** Monitex Blue Luxcer Işık Cihazı
- Resim 6a:** Henry Schein HS-LED 1500
- Resim 6b:** Henry Schein HS-LED 1500
- Resim 7:** 80 adet insan süt azı dişi
- Resim 8:** Elmas frezler
- Resim 9:** Standart sınıf V kaviteler
- Resim 10:** Termal siklus cihazı
- Resim 11:** Tırnak cilası sürülen dişler
- Resim 12:** % 0,5'lik Bazik fuksin
- Resim 13:** Kesit alma cihazı
- Resim 14:** Stereomikroskop
- Resim 15:** Altın kaplama cihazı
- Resim 16:** SEM cihazı
- Resim 17:** Herculite® XRV Ultra™'nın halojen ışık cihazı ile polimerize edildiği grupta oklüzal kenarda gözlenen mikrosızıntı (Skor 2)
- Resim 18:** Herculite® XRV Ultra™'nın LED ışık cihazı ile polimerize edildiği grupta gingival kenarda gözlenen mikrosızıntı (Skor 2)
- Resim 19:** Filtek™ Silorane'ın halojen ışık cihazı ile polimerize edildiği grupta oklüzal ve gingival kenarlarda gözlenen mikrosızıntı (Skor 0)
- Resim 20:** Filtek™ Silorane'ın LED ışık cihazı ile polimerize edildiği grupta oklüzal kenarda gözlenen mikrosızıntı (Skor 1)
- Resim 21:** Vertise™ Flow'un halojen ışık cihazı ile polimerize edildiği grupta gingival kenarda gözlenen mikrosızıntı (Skor 3)
- Resim 22:** Vertise™ Flow'un LED ışık cihazı ile polimerize edildiği grupta gingival kenarda gözlenen mikrosızıntı (Skor 4)

- Resim 23:** *Æliteflo*TM, nun halojen ışık cihazı ile polimerize edildiği grupta gingival kenarda gözlenen mikrosızıntı (Skor 4)
- Resim 24:** *Æliteflo*TM, nun LED ışık cihazı ile polimerize edildiği grupta oklüzal ve gingival kenarlarda gözlenen mikrosızıntı (Skor 2)
- Resim 25:** Herculite® XRV UltraTM, nın halojen ışık cihazı ile polimerize edildiği grubun SEM görüntüsü (X250)
- Resim 26:** Herculite® XRV UltraTM, nın halojen ışık cihazı ile polimerize edildiği grubun SEM görüntüsü (X1000)
- Resim 27:** Herculite® XRV UltraTM, nın LED ışık cihazı ile polimerize edildiği grubun SEM görüntüsü (X250)
- Resim 28:** Herculite® XRV UltraTM, nın LED ışık cihazı ile polimerize edildiği grubun SEM görüntüsü (X1000)
- Resim 29:** FiltekTM Silorane'ın halojen ışık cihazı ile polimerize edildiği grubun SEM görüntüsü (X250)
- Resim 30:** FiltekTM Silorane'ın halojen ışık cihazı ile polimerize edildiği grubun SEM görüntüsü (X1000)
- Resim 31:** FiltekTM Silorane'ın LED ışık cihazı ile polimerize edildiği grubun SEM görüntüsü (X250)
- Resim 32:** FiltekTM Silorane'ın LED ışık cihazı ile polimerize edildiği grubun SEM görüntüsü (X1000)
- Resim 33:** VertiseTM Flow'un halojen ışık cihazı ile polimerize edildiği grubun SEM görüntüsü (X250)
- Resim 34:** VertiseTM Flow'un halojen ışık cihazı ile polimerize edildiği grubun SEM görüntüsü (X1000)
- Resim 35:** VertiseTM Flow'un LED ışık cihazı ile polimerize edildiği grubun SEM görüntüsü (X250)
- Resim 36:** VertiseTM Flow'un LED ışık cihazı ile polimerize edildiği grubun SEM görüntüsü (X1000)
- Resim 37:** *Æliteflo*TM, nun halojen ışık cihazı ile polimerize edildiği grubun SEM görüntüsü (X250)
- Resim 38:** *Æliteflo*TM, nun halojen ışık cihazı ile polimerize edildiği grubun SEM görüntüsü (X1000)

Resim 39: *Æliteflo*TM'nun LED ışık cihazı ile polimerize edildiği grubun SEM görüntüsü (X250)

Resim 40: *Æliteflo*TM'nun LED ışık cihazı ile polimerize edildiği grubun SEM görüntüsü (X1000)

ŞEKİLLER DİZİNİ

- Şekil 1:** Bis-GMA'nın yapı formülü
- Şekil 2:** TEGDMA'nın yapı formülü
- Şekil 3:** UDMA'nın yapı formülü
- Şekil 4:** Siloran'ın yapı formülü
- Şekil 5:** Kompozit rezinlerin gelişim kronolojisi
- Şekil 6:** Makrofil kompozitlerde doldurucu kaybı
- Şekil 7:** Siloksan, oksiran ve siloran'ın yapı formülü
- Şekil 8:** Oksiran ve metakrilat karşılaştırılması
- Şekil 9:** Siloran başlatıcı sistemi
- Şekil 10:** Siloran adeziv sistemi
- Şekil 11:** Siloran polimerizasyonu
- Şekil 12:** Adeziv sistemlerin sınıflandırılması
- Şekil 13:** Benzoil peroksit için aktivasyon reaksiyonu

TABLolar DİZİNİ

- Tablo 1:** Çalışma dizaynı
- Tablo 2:** Oklüzal kenardaki mikrosızıntı skorları
- Tablo 3:** Gingival kenardaki mikrosızıntı skorları
- Tablo 4:** Kullanılan tüm kompozit rezin materyallerinin oklüzal ve gingival kenarlarındaki sızıntı skorlarının karşılaştırılması
- Tablo 5:** Kompozit rezin gruplarının oklüzal ve gingival kenar sızıntı skorlarının karşılaştırılması
- Tablo 6:** Farklı ışık cihazlarının kompozit rezinlerin oklüzal kenar sızıntı skorlarına etkisinin değerlendirilmesi
- Tablo 7:** Farklı ışık cihazlarının kompozit rezinlerin gingival kenar sızıntı skorlarına etkisinin değerlendirilmesi
- Tablo 8:** Halojen ışık cihazı ile polimerize edilen kompozit rezin gruplarının birbirleriyle oklüzal kenar sızıntı skorları açısından karşılaştırılması
- Tablo 9:** Halojen ışık cihazı ile polimerize edilen kompozit rezin gruplarının birbirleriyle gingival kenar sızıntı skorları açısından karşılaştırılması
- Tablo 10:** LED ışık cihazı ile polimerize edilen kompozit rezin gruplarının birbirleriyle oklüzal kenar sızıntı skorları açısından karşılaştırılması
- Tablo 11:** LED ışık cihazı ile polimerize edilen kompozit rezin gruplarının birbirleriyle gingival kenar sızıntı skorları açısından karşılaştırılması
- Tablo 12:** Kondanse olabilen ve akışkan kompozit rezinlerin birbirleriyle sızıntı skorları açısından karşılaştırılması
- Tablo 13:** Nano ve mikro içerikli kompozit rezinlerin birbirleriyle sızıntı skorları açısından karşılaştırılması

GRAFİKLER DİZİNİ

- Grafik 1:** Çalışmada kullanılan restoratif materyallerin oklüzal kenarlarındaki mikrosızıntı değerlerinin değişim grafiği
- Grafik 2:** Çalışmada kullanılan restoratif materyallerin gingival kenarlarındaki mikrosızıntı değerlerinin değişim grafiği
- Grafik 3:** Halojen ışık cihazı ile polimerize edilen kompozit rezin gruplarının birbirleriyle oklüzal kenar sızıntı skorları açısından karşılaştırılması
- Grafik 4:** Halojen ışık cihazı ile polimerize edilen kompozit rezin gruplarının birbirleriyle gingival kenar sızıntı skorları açısından karşılaştırılması
- Grafik 5:** LED ışık cihazı ile polimerize edilen kompozit rezin gruplarının birbirleriyle oklüzal kenar sızıntı skorları açısından karşılaştırılması
- Grafik 6:** LED ışık cihazı ile polimerize edilen kompozit rezin gruplarının birbirleriyle gingival kenar sızıntı skorları açısından karşılaştırılması

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

BisGMA:	Bisfenol-A-Glisidil Dimetakrikat
TEGDMA:	Trietilenglikol-Dimetakrilat
UDMA:	Üretan Dimetakrilat
µm:	Mikrometre
BP:	Benzol Peroksit
UV:	Ultraviyole
nm:	Nanometre
CQ:	Kamforokinon
mW:	Miliwatt
cm²:	Santimetrekare
mm:	Milimetre
KRR:	Koruyucu Rezin Restorasyon
NaF:	Sodyum Florür
KF:	Potasyum Florür
SrF₂:	Stronsiyum Florür
SnF₂:	Kalay Florür
YbF₃:	İterbiyum Florür
TBAF:	Tetrabutylamonyum Florür
GPDM:	Glisero-Fosfat Dimetakrilat
HEMA:	Hidroksi-Etil Metakrilat
pH:	Power of Hydrogen
R*:	Serbest Radikal
°C:	Santigrat Derece
EOP:	Energy for Optimization of Polimerization
J:	Joule
mJ:	Mili Joule
QTH:	Quartz-Tungsten-Halojen
LED:	Light-Emitting Diodes
LASER:	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation

PAC:	Plazma Ark Işık Cihazları
sn:	Saniye
Ca⁴⁵:	Kalsiyum
I¹³¹:	İyot
S³⁵:	Kükürt
Na²²:	Sodyum
Rb⁸⁶:	Rubidyum
C¹⁴:	Karbon
P³²:	Fosfor
ml:	Mililitre
SEM:	Scanning Electron Microscope (Taramalı Elektron Mikroskobu)
CLSM:	Konfokal Lazer Taramalı Elektron Mikroskobu
Mn⁵⁵:	Mangan
PPF:	Prepolimerize Doldurucu
µ:	Mikron
cm:	Santimetre
ISO TR:	International Organization for Standardization (Uluslararası Standartlar Örgütü) Technical Report

ÖZET

Led ve Halojen Işık Cihazlarıyla Polimerize Edilen Dört Farklı Restoratif Materyalin SEM ile Mikrosızıntı Açısından İncelenmesi

Bu çalışma, süt dişlerinde açılan standart sınıf V kavitelere uygulanan farklı viskozitelere, inorganik doldurucu partikül büyüklüğüne ve monomer yapıya sahip kompozit rezinlerin ve bunların polimerizasyonlarında kullanılan LED ve halojen ışık cihazlarının mikrosızıntı üzerindeki etkilerini in vitro olarak değerlendirmeyi amaçlamaktadır.

Çalışma için düşme zamanı gelen veya persiste olması sebebiyle çekilen 80 adet çürüksüz süt azı dişi kullanıldı. Tüm dişlerin bukkal yüzeylerine mesio-distal genişliği 3 mm, oklüzo-gingival genişliği 2 mm ve derinliği 2 mm olacak şekilde standart sınıf V kavite hazırlandı ve dişler rastgele 4 ana gruba ayrılarak çalışmada kullanılan kompozit rezinler (Herculite® XRV Ultra™, Filtek™ Silorane, Vertise™ Flow, Æliteflo™) ile restore edildi. Her grup kendi içinde de 2 alt gruba ayrılarak LED ve halojen ışık cihazları ile polimerize edildi. Termal siklus işlemi ve sonrası prosedürlerin ardından, mikrosızıntı değerlendirmesi için boyama yöntemi kullanıldı ve her gruptan bir diş SEM’de incelendi. Boyama yöntemiyle elde edilen mikrosızıntı skorları Kruskal-Wallis ve Mann-Whitney U testleri kullanılarak değerlendirildi.

İstatistiksel analiz sonuçlarına göre; oklüzal kenarda halojen ve LED ışık cihazları ile yapılan polimerizasyonda, mikrosızıntı skorları açısından en düşük değerden yükseğe doğru olan sıralama; Filtek™ Silorane < Herculite® XRV Ultra™ < Æliteflo™ < Vertise™ Flow şeklindedir. Bu sıralamaya göre; Filtek™ Silorane en az sızıntı değeri gösterirken, Vertise™ Flow da ise, en fazla sızıntı değeri gözlenmiştir. Gingival kenarda halojen ve LED ışık cihazları ile yapılan polimerizasyonda ise, mikrosızıntı skorları açısından en düşük değerden yükseğe doğru olan sıralama; Filtek™ Silorane < Herculite® XRV Ultra™ < Vertise™ Flow < Æliteflo™ şeklindedir. Bu sıralamaya göre; Filtek™ Silorane en az sızıntı değeri gösterirken, Æliteflo™ da ise, en fazla sızıntı değeri gözlenmiştir.

LED ve halojen ışık cihazı ile yapılan polimerizasyonlarda kullandığımız Herculite® XRV Ultra™, mikrosızıntı açısından en iyi sonuç veren Filtek™ Silorane materyaline yakın değerler göstermesi nedeniyle başarılı bulundu. Süt azı dişlerin sınıf V restorasyonlarında her iki restoratif materyalin de tercih edilebileceği düşüncesindeyiz. Bununla birlikte, tez çalışmamızda mikrosızıntı açısından benzer bulgular tespit etmemiz nedeniyle, Ælitedflo™ gibi akışkan kompozit rezin olarak kullanılan materyallerin endike olduğu durumlarda, Vertise™ Flow'un uygulama kolaylıkları bakımından çocuk diş hekimliğinde avantaj sağlayabileceği ve ideal bir alternatif olarak tercih edilebileceği görüşünderiz.

Anahtar kelimeler: Süt dişi, mikrosızıntı, sınıf V kavite, kompozit rezin, LED ve halojen ışık cihazları

ABSTRACT

An Examination with SEM of Microleakage of Four Different Restorative Materials Polymerized with LED and Halogen Light Devices

This study aimed to evaluate the in vitro effects on microleakage of LED and halogen light devices used in the polymerization of monomer structure composite resins of different viscosities and inorganic filling particle size applied to standard class V cavities in primary teeth.

In this study, 80 non caries primary molar teeth, which had been removed due to persistence or had fallen naturally are used. On the buccal surface of all the teeth, a standard class V cavity was prepared with mesio-distal width 3mm, occluso-gingival width 2mm and depth 2mm. The teeth were randomly divided into 4 main groups and restored with composite resins (Herculite® XRV Ultra™, Filtek™ Silorane, Vertise™ Flow, Æliteflo™). Each group was divided into 2 sub-groups for polymerization with LED or halogen light devices. Following the thermal cycle and subsequent procedures, the dye penetration method was used to evaluate microleakage and 1 tooth from each group was examined by scanning electron microscope (SEM). The microleakage scores obtained with the dye penetration method were evaluated using the Kruskal-Wallis and Mann-Whitney U-tests.

According to the results of the statistical analysis, in polymerization made with halogen and LED light devices at the occlusal edge, the microleakage scores from lowest to highest were as follows: Filtek™ Silorane < Herculite® XRV Ultra™ < Æliteflo™ < Vertise™ Flow. Thus the least leakage was seen with Filtek™ Silorane and the most with Vertise™ Flow. In polymerization made with halogen and LED light devices at the gingival edge, the microleakage scores from lowest to highest were as follows: Filtek™ Silorane < Herculite® XRV Ultra™ < Vertise™ Flow < Æliteflo™. Thus the least leakage was seen with Filtek™ Silorane and the most with Æliteflo™.

In the polymerizations made by using LED and halogen light devices, Herculite® XRV Ultra™, was found to be successful as it showed similar values to

Filtek™ Silorane, which gave the best results in terms of microleakage. We are in the opinion that both materials can be preferred in class V restorations of primary molar teeth. Moreover, as we have reached similar findings in our thesis study in respect of microleakage, in cases indicating the use of fluid composite resin materials such as Ælitedflo™, Vertise™ Flow can be used as it has the advantage of ease application and thus provide an ideal alternative in pediatric dentistry.

Key words: Primary tooth, microleakage, class V cavity, composite resin, LED and halogen light devices

1. GİRİŞ ve AMAC

Adeziv diş hekimliği, asitle pürüzlendirme tekniğinin 1955 yılında Buonocore tarafından tanıtılmasından sonra hızla gelişmeye başlamıştır (1). Mine ve dentin dokusuna adezyon ile bağlanan kompozit rezinlerin; 1962 yılında Bowen tarafından tanıtılması ve Fusayama ve arkadaşlarının canlı dentin dokusuna yüzey düzenleyici olarak asit kullanılmasını önermeleri, adeziv diş hekimliği ile ilgili birçok araştırmanın, tartışmanın ve günümüzdeki tüm bu gelişmelerin başlangıcı olarak kabul edilmektedir (2).

Restoratif diş hekimliğinin en önemli hedeflerinden biri; doğal diş dokuları ile estetik, fiziksel, mekanik ve biyolojik olarak uyumlu bir dolgu materyalinin geliştirilmesidir. Diş sert dokularında çeşitli sebeplerle oluşan madde kayıplarını ve buna bağlı olarak kaybolan estetik ve fonksiyonel eksiklikleri geri kazandırmak amacıyla sıklıkla kompozit rezin materyaller tercih edilmektedir. Gelişmiş toplumlarda koruyucu diş hekimliğindeki gelişmeler, daha konservatif kavite açmaya olan eğilim, hastaların estetiğe daha fazla önem vermesi ve adezyon teknolojisindeki ilerlemeler, son yıllarda anterior bölgeler kadar posterior bölgelerde de diş renginde restorasyon uygulamalarına ilgiyi arttırmıştır (3,4). Ancak, günümüzde yaygın olarak kullanılan rezin esaslı restoratif materyallerin polimerizasyon sırasında büzülmesi ve dentin yüzeyine uygulanan bağlayıcı ajanların dentine olan bağlanma kuvvetlerinin bu büzülmenin olumsuz etkilerini önleyebilecek derecede güçlü olmaması, diş/restorasyon arayüzünde aralık oluşmasına ve bu aralıklardan ağız sıvıları ile birlikte mikroorganizmaların kavite içine sızmasına neden olmaktadır (5,6). Olası bir mikro aralık ve buna bağlı gelişen mikrosızıntı; mikroorganizmaların daha derin diş dokularına invazyonuna, postoperatif duyarlılığa, sekonder çürüklere ve pulpada iltihabi değişiklere neden olabilmektedir (7). Günümüzde; kompozit rezin restorasyonlardaki mikrosızıntının elimine edilebilmesi için yeni geliştirilen materyaller ve ışık cihazları ile birlikte farklı uygulama tekniklerinin kullanılması yapılan birçok araştırmaya konu olmaktadır. Tüm bunlar mikrosızıntıyı tartışılması ve analiz edilmesi gereken önemli bir klinik sorun haline getirmektedir (8-10).

Son yıllarda yapılan çalışmalar ve gelişen teknoloji sonucu, iki yeni kompozit rezin materyal diş hekimlerinin hizmetine sunulmuştur. Bunlardan birincisi, kendinden

adezivli akışkan kompozit rezin olan Vertise™ Flow (Kerr Corporation, Orange, CA, USA), diğeri ise, yeni açık halkalı katyonik bir monomer sistemine sahip olan Filtek™ Silorane (3M ESPE, St.Paul, U.S.A.) restoratif materyalidir. Üretici firmalar, siloran yapısındaki bu yeni kompozit rezinin geleneksel metakrilat esaslı kompozit rezinlere göre daha az polimerizasyon büzülmesi gösterdiğini ve kendinden adezivli akışkan kompozit rezinin geliştirilmiş fiziksel ve mekanik özellikleri sayesinde daha geniş bir kullanım alanına sahip olacağını iddia etmektedirler.

Bu çalışma, süt dişlerinde açılan standart sınıf V kavitelere uygulanan farklı viskozitelere, inorganik doldurucu partikül büyüklüğüne ve monomer yapıya sahip kompozit rezinlerin ve bunların polimerizasyonlarında kullanılan LED ve halojen ışık cihazlarının mikrosızıntı üzerindeki etkilerini in vitro olarak değerlendirmeyi amaçlamaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kompozit Rezin Esaslı Dolgu Maddeleri

Uzun yıllardan beri estetik dolgu materyali olarak kullanılan ve amalgama alternatif olarak üretilen rezin kompozitler, geliştirilen fiziksel özellikleri, diş sert dokularına adezyonları ve geniş renk skalasına sahip estetik görünümleri ile oldukça yaygın kullanıma sahiptirler (11).

Kompozit rezinler ilk defa 1962 yılında Rafael Bowen tarafından geliştirilmişlerdir. Esas olarak organik bir matriks içerisine belirli oranlarda ilave edilen inorganik dolduruculardan ve doldurucuların organik matrikse tutunmasını sağlayan bağlayıcı kısımdan oluşan dolgu maddeleridir (12,13).

2.1.1. Kompozit Rezin Esaslı Dolgu Maddelerinin Yapısı

Kompozit rezinler 3 ana bileşenden oluşmaktadır:

- 1-Organik matriks
- 2-Ara bağlayıcılar
- 3-İnorganik doldurucular

Bu 3 ana bileşene ilave olarak, matriksin fotopolimerizasyonunu sağlamak için foto-başlatıcı (genellikle bir ko-başlatıcı), sertleşmemiş rezinin raf ömrünü arttırıcı stabilizatörler ve daha iyi diş rengine uyacak şekilde pigmentler içermektedir (13-16).

2.1.1.1. Organik Matriks

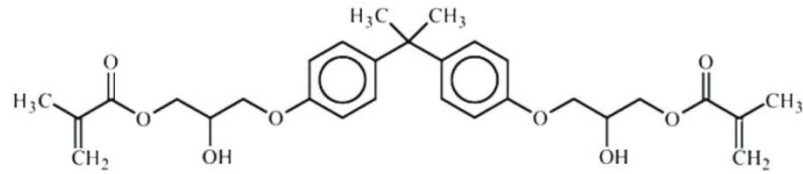
Kompozit rezinlerin organik matriksi içinde en yaygın olarak kullanılan 3 monomer; BisGMA (bisfenol-A-glisidil dimetakrikat), TEGDMA (triethylenglikol-dimetakrilat) ve UDMA (Üretan dimetakrilat)' dir. Diğer monomerlerin çoğu bu monomerler üzerindeki değişik varyasyonlardır (13,14).

Organik matriks, çoğunlukla Bis-GMA'dan oluşmaktadır (Şekil 1).

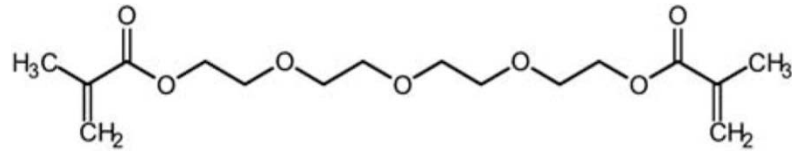
Bis-GMA; güçlü, sert bir rezin oluşturmak için kullanılan yüksek molekül ağırlıklı bir monomerdir. Ancak aşırı visköz olduğundan, direkt uygulama için uygun olan macun kıvamını koruyabilmesi amacıyla sadece bir miktar inorganik doldurucu ilave edilebilmektedir. Bu nedenle, daha fazla doldurucu ilave edilerek daha akıcı bir monomer karışımı elde edebilmek için, Bis-GMA düşük molekül ağırlıklı TEGDMA

gibi daha az visköz monomerler ile birleştirilir. Aynı zamanda TEGDMA varlığı rezinde çapraz bağlama yoğunluğunu arttırmaya da yardımcı olur. (13,17) (Şekil 2).

Kompozit rezinlerde düşük Bis-GMA içeriği ve yüksek TEGDMA varlığı daha yüksek polimerizasyon büzülmesine neden olur (18). Bis-GMA ile TEGDMA'nın yerdeğiştirmesi, materyalin kopma direncini arttırırken esneme direncini azaltır (19). Daha uzun süreli ışık polimerizasyonu ile konversiyon oranı arttırılır ve böylece daha az monomer salınımı gerçekleşir (20).

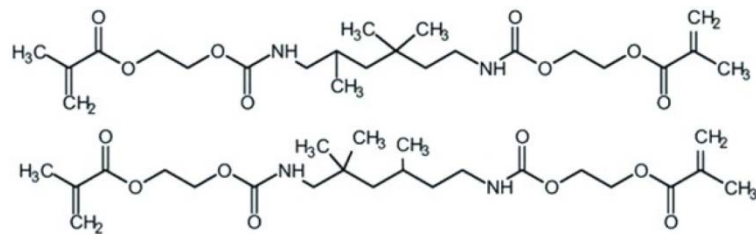


Şekil 1:Bis-GMA'nın yapı formülü (21)



Şekil 2: TEGDMA'nın yapı formülü (21)

UDMA, Bis-GMA'ya göre daha düşük viskoziteye sahiptir bu nedenle kendi başına kullanılabilir. Aynı zamanda genel performansını arttırmak için diğer monomerler ile birleştirilebilir (17)(Şekil 3).



Şekil 3: UDMA'nın yapı formülü (21)

Son olarak geliştirilen organik monomerlerden biri de “siloran” dır (Şekil 4). Bu yeni tip monomer; hidrofobikliği sağlayan siloksanlar ve katyonik açık halka polimerizasyonu yapabilen oksiranların birleşiminden elde edilmektedir. Siloranlar, düşük polimerizasyon büzülmesi ve iyi mekanik özellikler göstermektedir (22).



Şekil 4: Siloran' ın yapı formülü (23)

2.1.1.2. Ara Bağlayıcılar

Kompozit rezinlerde organik matriks ile inorganik doldurucular arasında güçlü bir bağlanmayı sağlamak için “ara bağlayıcılara” ihtiyaç vardır. Ara bağlayıcılar, organik silisyum bileşiği olan silanlardan oluşmaktadır. Silan bağlama ajanları, bir taraftan organik matriksteki metakrilat gruplarıyla kovalent bağlar kurarak rezinin fiziksel ve mekaniksel özelliklerini geliştirirken, diğer taraftan doldurucuların yüzeyindeki su veya hidroksil gruplarını absorbe ederek yüzeyde esterleşen ve aynı zamanda rezin-partikül arayüzü boyunca suyun geçişini engelleyerek hidrolitik dengeyi sağlayan çift fonksiyonlu moleküllerdir (4,24). Bu sayede rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır. Modern kompozit rezinlerde silika partiküllerinin yüzeyi silan bağlama ajanları ile önceden kaplanmış ve silika partikülleri yüzeyinde tek molekül ve çift fonksiyonlu çok ince bir katman oluşturulmuştur. Silan bağlama ajanları inorganik dolduruculardan özellikle silika partiküllerinde olumlu sonuçlar gösterdiğinden dolayı, kompozit rezinlerin büyük bir çoğunluğunda silika içeren inorganik doldurucular kullanılmıştır (4).

2.1.1.3. İnorganik Doldurucular

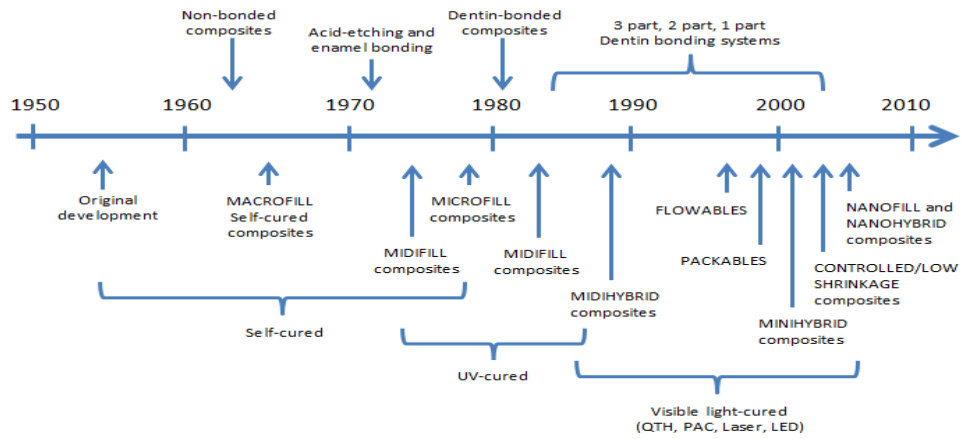
İnorganik doldurucular çeşitli şekil ve büyüklükte matriks içine dağılmış olan kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium cam, baryum alüminyum silikat gibi partiküllerden oluşmaktadır. Bu partiküller kompozit rezinlere bazı önemli nitelikler kazandırır. Stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium rezine radyoopasite sağlarken, silika partikülleri karışımın mekanik niteliklerini güçlendirir, ışığı geçirir ve yayar. Böylece kompozit rezine mineye benzer yarı şeffaf bir görünüm kazandırır (4). Doldurucu içeriğinin artması ile rezinin polimerizasyon büzülmesi, doğrusal genleşme katsayısı ve su emilimi azalır. Diğer taraftan artan doldurucu içeriği ile sıkışma ve gerilme direnci, elastisite modülü ve aşınmaya karşı direnci genel olarak artar (25). Saf silika, kristalin (kristobalit, tridimit, kuartz) ve non-kristalin (silikat cam) formlarında bulunur. Kristalin formları sert olduğu için kompozit rezinin bitirme ve polisaj işlemini güçleştirir. Bu nedenle kompozit rezinler günümüzde silikanın non-kristalin formu kullanılarak üretilmektedir (4).

Kompozit rezin içine konan doldurucuların yapı içerisinde hacimsel veya kütsel olarak artışı sağlayabilmek ancak teknolojik gelişmelerle mümkün olacaktır. Günümüzde nanoteknoloji ile bu gelişmeler hız kazanmıştır (26).

Kompozit rezinlerin doldurucu içeriği bazen doldurucu şekli ile belirlenmektedir. Farklı kompozit rezin türleriyle yapılan bir çalışmada, önceden polimerize edilmiş dolduruculara sahip kompozit rezinlerin, en düşük doldurucu içeriğine sahip olduğunu belirtmiş ve bu nedenle de en düşük esneme direncine ve sertliğe sahip olduğunu rapor etmişlerdir. Ayrıca, hibrit kompozitlerde, doldurucu içeriği ve esneme direnci arasında doğrudan bir ilişki olmadığı belirtilmiştir. Yine aynı çalışmada, en yüksek doldurucu partikül içeriğine sahip olan küresel dolduruculu kompozitler, daha yüksek esneme direncine ve sertliğe sahip olduğunu bildirmişlerdir (25). Yapılan bir başka çalışmada, doldurucu hacminin mekanik özellik üzerinde önemli bir etken olduğu, doldurucu içeriği ile esneme direnci ve elastisite modülü arasındaki ilişkinin ise çok net olduğu gösterilmiştir (27).

2.1.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Diş hekimliğinde kullanıma girdiği 1950'li yıllardan günümüze kadar kompozit rezinlerin monomer yapısı, doldurucu içeriği, bağlanma ve polimerizasyon teknolojileri açısından kronolojik olarak gelişimi şekil 5'te gösterilmiştir (28).



Şekil 5: Kompozit rezinlerin gelişim kronolojisi (28)

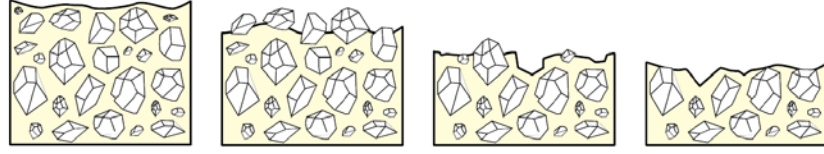
2.1.2.1. Kompozit Rezinlerin İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüklerine Göre Sınıflandırılması

- Makrofil Kompozitler (10-100 μm)
- Küçük Partiküllü Kompozitler (0,1-10 μm)
- Midifil Kompozitler (1-10 μm)
- Minifil Kompozitler (0,1-1 μm)
- Mikrofil Kompozitler (0,01-0,1 μm)
- Nanofil Kompozitler (0,005-0,01 μm)

olarak sınıflandırılabilir (28).

a- Makrofil Kompozitler: Bu tür kompozitlerde oldukça büyük kuartz, stronsiyum ya da ağır metal cam doldurucular kullanılmaktadır. Bu tür kompozitlerde doldurucu partiküller genellikle 10-100 μm büyüklüğündedir. Partiküllerin büyük ve sert olması, organik matriksin inorganik partiküllerden daha fazla aşınmasına ve sonrasında da doldurucu partiküllerin materyal yüzeyinden

ayrılmasına sebep olmaktadır (Şekil 6). Bunun sonucunda, hem oklüzal hem de proksimalde aşırı aşınma ve form kaybı olmaktadır (24,29).



Şekil 6: Makrofil kompozitlerde doldurucu kaybı (29)

b- Küçük Partiküllü Kompozitler: Bu tür kompozitlerde doldurucu partiküller 0,1-10 μm büyüklüğündedir. Geleneksel makrofil kompozitlere göre daha cilalanabilir özelliklere sahiptir. Bununla birlikte, makrofil kompozitler kadar veya daha yüksek doldurucu ilavesi, sertlik ve dayanıklılık özelliğini arttırmakta, ancak aynı zamanda kırılma eğilimine de sebep olmaktadır. Parlatılabilirlik, görünüm ve dayanıklılık arasındaki bu mükemmel uyum, bu tür kompozitlerin anterior bölgede yaygın şekilde kullanılmasını sağlamaktadır (28).

c- Midifil Kompozitler: Bu tür kompozitlerde doldurucu partiküller 1-10 μm büyüklüğündedir. Makrofil kompozitlere göre daha küçük doldurucu partikül içerdikleri için bitirme özellikleri daha iyidir (24).

d- Minifil Kompozitler: Bu tür kompozitlerde doldurucu partikül büyüklüğü 0,1-1 μm arasındadır ve partikül miktarı makrofil kompozitlere oranla daha fazladır. Partiküllerin organik polimer matris içerisinde serbestçe dağılabilir olması partikül miktarını arttırmıştır. Bu özellikleri sayesinde, makrofil kompozitlere oranla daha düzgün bir yüzey elde edilmesi sağlanmıştır (4).

e- Mikrofil Kompozitler: Bu tür kompozitlerde doldurucu partikül büyüklüğü 0,01-0,1 μm arasındadır. İlk mikrofil kompozitlerin 1977 yılında üretilmesi ve bu sayede daha cilalanabilir özellikte restorasyonların elde edilebilmesi sağlanmıştır. Ancak küçük doldurucu partikül boyutları viskozitenin artmasına sebep olmuştur. Bu problemi çözmek için önceden polimerize edilmiş mikrofil kompozitlerin öğütülmesi ile elde edilen 1-20 μm büyüklüğündeki partiküller doldurucu olarak eklenmiştir (24,29).

f- Nanofil Kompozitler: Bu tür kompozitler 0,005-0,01 μm aralığında doldurucu partikül büyüklüğüne sahiptirler. Aşınma direnci, yüzey düzgünlüğü ve diğer mekanik özellikleri açısından ideale yakın sonuçlar vermektedir (24).

2.1.2.2. Kompozit Rezinlerin İnorganik Doldurucu Partikül Türüne Göre Sınıflandırılması

- a- Homojen Dolduruculu Kompozitler
- b- Hibrit Dolduruculu Kompozitler
- c- Heterojen Dolduruculu Kompozitler

olarak sınıflandırılabilir (24).

a- Homojen Dolduruculu Kompozitler: Yapısında sadece polimerize olmamış organik matriks ve doldurucular bulunan kompozitlerdir. Doldurucu partiküller, silanizasyon dışında hiçbir işlem uygulanmadan matrikse katılmışlardır (4).

b- Hibrit Dolduruculu Kompozitler: İki farklı kompozit rezinin farklı boyut aralığında doldurucu partiküller içeren karışımına denir. Her iki kompozit rezinin özelliklerini taşımalarına karşın hibrit türünün belirlenmesinde en büyük partikül boyut aralığının adı kullanılır (24).

Kolloidal silika ve ağır metaller içeren cam partikülleri harmanlanmış ve inorganik doldurucu olarak organik matrikse katılarak hibrit kompozitler elde edilmiştir. Buna bağlı olarak doldurucu partikül yüzdesi, ağırlıkça yaklaşık %10-20' si kolloidal silika olmak üzere %75-80' e ulaşmıştır. Submikron büyüklüğündeki inorganik doldurucu partiküller (1-3 μm), büyük partiküller arasına rastgele dağıtıldığı için restorasyon yüzeyi düzgündür. Bu yüzden estetiğin önemli olduğu ön bölge restorasyonlarında kullanımı önerilmektedir. Hibrit kompozitler, ön bölge restorasyonlarda mikrofil kompozitlere yakın estetik özellikler sergileyebilmektedir. Ayrıca stres altında bulunan posterior bölge restorasyonlarında da yaygın olarak kullanılmaktadırlar (4).

c- Heterojen Dolduruculu Kompozitler: Önceden polimerizasyonu tamamlanmış mikrofil kompozit kitlesi 1-20 µm büyüklüğünde partiküller elde edilecek biçimde öğütülmüş ve bu partiküller doldurucu olarak monomer matrikse eklenilerek viskozite sorununun çözülmesi hedeflenmiştir. Böylece organik doldurucu partiküllerin miktarları arttırılmış, partiküllerin polimer matrikse kimyasal yolla bağlanması ile polimer matriks içinde çok daha iyi özellikler gösteren adacıklar oluşturulmuştur. Doldurucu partiküllerde modifikasyon yapıldığından bu tür kompozit rezinler heterojen kompozitler olarak adlandırılmışlardır (13,30).

2.1.2.3. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması

Kompozit rezinler 3 yöntemle polimerize edilirler;

- a- Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler,
- b- Işık ile polimerize olan kompozit rezinler,
- c- Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler.

a- Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozit Rezinler: Bu tür rezinler firmalar tarafından çift pat sisteminde üretilmişlerdir. Patlardan biri benzol peroksit (BP) diğeri aromatik tersiyer amin aktivatörü içermektedir. İki pat karıştırıldığı zaman amin ile BP reaksiyona girerek serbest radikaller oluştururlar ve böylece polimerizasyon reaksiyonu başlamış olur (13,16).

İlk üretilen kompozitlerde bu yöntem kullanılmıştır. Kimyasal kompozitlerin; karıştırma esnasında içeride sıkışan hava kabarcıklarının varlığı, kullanım süresinin hekimin kontrolünün dışında olması, reaksiyona girmeyen artık aminin sertleşme sonrası renklenmesi ve renk seçeneğinin olmaması gibi dezavantajları bulunmaktadır (30).

Kimyasal kompozit rezinler; endikasyon olarak servikal lezyonlarda, kök çürüklerinin tedavisinde, kama şeklindeki defektlerde ve sınıf III restorasyonlarda kullanılmışlardır. Stres altındaki bölgelerde, sınıf I, II ve IV restorasyonlarda kullanıldığı zaman inorganik partiküllerin matriksten ayrılması sonucu restorasyonda zamanla kontur kaybı ve aşınmalar görülebilmektedir (4).

b- Işık ile Polimerize Olan Kompozit Reziner: Bu tür kompozit rezinerler tek pat sisteminde üretilmiş, polimerizasyonları ışık ile başlatıldığı için bu şekilde adlandırılmışlardır.

Işık ile aktive olan ilk kompozitlerde ultraviyole ışığı (UV) kullanılmıştır. Bu kompozitler dalga boyu 320-365 nm olan UV ışığı ile aktive edilebilen bir foto-başlatıcı olan benzoin metil eter içeren materyallerdir. Polimerizasyon derinliği yeterli olmadığı için yerini mavi ışık ile aktive olan sistemler almıştır. Ayrıca, UV ışığın hem hekim hem de hasta için cilt, retina, lens ve diğer göz dokuları üzerine zararlı fototoksik etkileri olabileceği düşünülmektedir (13,14).

Görünür ışıkla polimerizasyonu gerçekleştirilen sistemler, kimyasal kompozitlere ve UV ışığı ile polimerize olan kompozitlere alternatif olarak geliştirilmiş olup, günümüzde en popüler ve en yaygın olarak kullanılan kompozitlerdir. Bu tür kompozitleri güneş ışığından korumak için opak ya da siyah renkli tüpler içine doldurmak gerekmektedir. Tüplerin ağzı erken polimerizasyonu önlemek için kapalı tutulmalıdır.

Polimerizasyon, ışık aktivasyonu ile başlar, 10-15 dakika içinde gerçekleşir ve 24 saat devam eder. Polimerizasyonu başlatan görünür mavi ışık, ortalama 420-470 nm dalga boyundadır. Bu nedenle kompozit rezinlerin yapısında, 400-470 nm dalga boyundaki mavi ışığa duyarlı reaksiyon başlatıcı olarak ışık emici diketon olan kamforokinon (CQ), bir ko-başlatıcı olan etil benzoat ve reaksiyonu hızlandırıcı olarak da alifatik amin bulunmalıdır. Polimerizasyonu başlatan ışık kaynakları, 470 nm dalga boyundaki görünür ışık spektrumunda oluşan maksimum absorpsiyon ile kompozit rezindeki foto-başlatıcı molekülleri aktive ederek oluşan serbest radikallerle polimerizasyonu başlatırlar. Bundan dolayı, kompozit rezinlerin polimerizasyonu için rezinin yapısında bulunan polimerizasyonu başlatıcı maddelere uygun dalga boyunda ışık verilmelidir. Doldurucu partikül oranı fazla ve koyu renk kompozitlerde daha yavaş ve derinliği daha az bir polimerizasyon görüldüğünden ışık uygulama süresi arttırılmalıdır. Işık uygulama süresinin önerilen süreden daha fazla olmasının zararlı bir etkisinin olmadığı, ancak rezinin özellikleri üzerinde de olumlu bir etki yapmadığı bildirilmiştir (4).

400-500 nm dalga boyunda ve 400 mW/cm^2 güce sahip görünür ışığın 2 mm kalınlığındaki rezin tabakasının polimerizasyonu için yeterli olduğu kabul edilmektedir (4).

Polimerizasyonları ışık ile başlatılan kompozitlerin kimyasal olarak polimerize olan kompozitlere göre bazı üstünlükleri vardır:

-Işık ile polimerize olan kompozit rezinlerde çalışma zamanı hekim tarafından kontrol edilir.

-Karıştırma işlemi yapılmadığı için havayı hapsetme olasılığı düşüktür, dolayısıyla iç poröziteye daha az rastlanır.

-Çeşitli renkleri vardır.

-Polimerizasyon reaksiyonu, restorasyona form verildikten sonra başlatıldığından bitirme işlemlerine daha az gereksinim duyulur ve daha düzgün bir yüzey elde edilir.

-Restorasyona biçim vermek ve renk ile ilgili değişiklikler yapmak daha kolaydır.

-Hızlı, kontrollü, derin, güvenilir ve tam bir polimerizasyon sağlandığı için renk stabil olup renklenmeye daha az rastlanır.

-Hazırlanan kavitelere küçük parçalar halinde yerleştirilebilen (Tabakalama tekniği) bu tür rezinlerde çeşitli renk ve türleri aynı kavitede uygulama olanağı vardır. Bu sayede oluşabilecek polimerizasyon büzülmesi de en aza indirilmiş olur (4).

c- Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize Olan Kompozit Rezinler: Görünür ışık ile polimerize olan kompozitlerdeki sınırlı polimerizasyon derinliği ve diğer problemleri aşabilmek için, kimyasal polimerizasyon ile görünür ışık polimerizasyonunu aynı rezinde birleştirme fikri ortaya atılmıştır. Bu amaçla bir patında benzol peroksit, diğerinde aromatik tersiyer amin olan ve iki şekilde polimerize olan patlar ticari olarak piyasaya sürülmüştür. Bu iki pat karıştırılıp ışık uygulandığında ilk olarak amin/CQ birleşimiyle ışık ile polimerizasyon başlamakta ve daha sonra da amin/benzol peroksit etkileşimiyle kimyasal polimerizasyon başlatılmış olmaktadır (14,16,24).

Polimerizasyonun yeterli olarak gerçekleştirilemediği durumlarda kullanılması önerilen bu tip rezinler, özellikle derin kaviteler nedeniyle 2 mm' den

daha kalın rezin uygulamalarında ve ışık uygulamasının yeterli olmadığı interproksimal alanlarda başarılı bir şekilde uygulanmaktadır (4).

2.1.2.4. Kompozit Rezinlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması

Kompozit rezinler viskozitelerine göre;

- a- Akışkan kompozit rezinler
 - b- Kondanse olabilen kompozit rezinler
- olarak sınıflandırılırlar.

a- Akışkan Kompozit Rezinler: Doldurucu miktarının azaltılmasına bağlı olarak veya içerisine akışkanlık özelliğini arttıran farklı modifiye ajanların eklenmesi sonucu düşük vizkozite özelliği taşıyan rezin esaslı materyallerdir (24,29,31). Doldurucu partikül miktarı az olduğundan aşınmaya karşı dirençleri zayıflamıştır. Bu tür rezinlerde partikül büyüklüğü 0.04-1 µm arasında değişmektedir (4).

Akışkan kompozitlerin en büyük avantajı; sınıf II posterior restorasyonların başarısızlıklarının en büyük nedeni olan mikrosızıntının engellenmesinde kullanılabilirlerdir. Ayrıca, kondanse olabilen kompozitlerin altında stres kırıcı olarak da kullanılmaktadırlar. Akışkan kompozit rezin restorasyon yüzeyinde ve kenarlarında kalan mikro çatlakların kapatılmasında da kullanılmaktadır. Şırınga sistemleri sayesinde uygulanmaları kolaydır. Materyalin akıcı özelliği, kavite preparasyonunun tabanında ve duvarlarındaki mikrodefektlerin kapatılmasını sağlar. Sınıf V restorasyonlarda akışkan kompozit rezinlerin dentin duyarlılığının azaltılmasında etkili bir restoratif materyal olduğu gözlenmiştir. Akıcılıkları sayesinde amalgam, kompozit veya kron tamirinde, pit ve fissürlerin örtülmesinde, koruyucu rezin restorasyonlarda (KRR), air abrazyon kavitelerinde ve insizal kenar tamirleri gibi çok farklı alanlarda kullanılabilirler (11,32,33).

Akışkan kompozit rezinlerin sınıf IV restorasyonlar için önerilmemeleri, uygulama esnasında akıcılıkları ve yapışkanlıkları nedeniyle kontrol edilmeleri ve manüplasyonlarının oldukça zor olması gibi dezavantajları bulunmaktadır (11). Ayrıca, düşük doldurucu oranına bağlı yüksek polimerizasyon büzülmesi ve daha zayıf mekanik özellikler göstermesi de diğer dezavantajları arasında sayılabilir (34,35).

b- Kondanse Olabilen Kompozit Rezinler: Bu tür kompozitler, hibrit kompozitlere oranla daha yüksek oranda doldurucu içerirler ve doldurucu dağılımları farklıdır. Bu materyallerin uygulanması daha kolay olup, el ile işleme özellikleri geliştirilmiştir. Aşırı basınç altındaki posterior restorasyonlarda, amalgama benzer şekilde kondanse edilerek uygulanabilmektedirler. Materyalin yapışkan olmaması manüplasyon kolaylığı sağlamaktadır. Sınıf II restorasyonlarda metal matris bandı ve kama kullanılarak kolayca sağlanabilen fizyolojik interproksimal kontaklar ve restorasyonun tek kütle halinde sertleşmesi önemli avantaj oluşturmaktadır. Kondanse olabilen kompozitlerin bu kullanımları klinisyenlerin ilgisini çekmektedir. Yüksek oranda doldurucuların ilavesi, bu materyallerin el ile işlenmelerine ve yüksek fiziksel-mekanik özellikler göstermelerine olanak sağlamaktadır (36).

Kondanse olabilen kompozitler, yapışkan olmadıklarından temiz aletlerle bir seferde yerleştirilip anatomik form işlenebilir, bu da son bitirme ve düzeltme işlemlerini azaltarak hasta ve klinisyen için zaman tasarrufu sağlar. Yüksek densite nedeniyle daha derin polimerizasyona imkan verir. Bu durumun 5 mm'den sığ kaviterlerin tek defada doldurulmasını sağladığı rapor edilmektedir. Bununla birlikte, hibrit kompozitlere oranla daha büyük doldurucu partiküller içermesinden dolayı, bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra pürüzlü yüzey oluşma riski fazladır (13,29).

2.1.3. Kompozit Rezinlerdeki Son Gelişmeler

Son yıllarda kompozit rezinlerin doldurucu ve monomer yapısında bir takım gelişmeler olmuş ve nano ölçekteki maddelerin manüplasyonu ile bilim ve teknolojide yeni ufuklar açılmaya başlamıştır.

Materyallerin yapılarının nanoteknoloji ile manüple edilerek elektriksel, kimyasal, mekanik ve optik özelliklerinde gelişme sağlayabilmek amacıyla nanomateryallerin kullanımı fikri önemli bir oranda destek görmüştür. Nanoteknoloji, nanometre ölçeğindeki fiziksel ve kimyasal olayların anlaşılması, kontrolü ve üretimi amacıyla, fonksiyonel materyallerin, cihazların ve sistemlerin geliştirilmesi olarak tanımlanmaktadır. Nanoteknoloji ile birlikte fonksiyonel materyallerin ve yapıların birçok fiziksel veya kimyasal metotla 0,1-100 nm arasında üretilmesi amaçlanmıştır (37).

Nanomerler, kompozit rezinlerin organik yapısında ayrı ayrı bulunurlar. Nanomerlerin yüzeylerinde, organik faz ile bağlantı gücünü arttırmak için ön hazırlık işlemleri yapılmaktadır. Nanopartiküllü doldurucular geleneksel dolduruculara göre daha küçük hacimli olduklarından, organik matriks ile temas eden yüzey alanı artmıştır. Bu durum, organik-inorganik faz bağlantısının daha kuvvetli olmasını sağlamaktadır (38,39).

Nano kümeler küçük nanomerlerin gevşek bağlar ile birleşerek meydana getirdiği yapılardır. Bu yapı, silika ve zirkonyum partikülleri içerir. Restorasyona gelen basınçlar karşısında bu nano kümeler tek parça büyük bir partikül şeklinde direnç gösterdiği için restorasyon yüzeyine gelen aşındırıcı kuvvetler karşısında nanomer boyutta kopmalar meydana gelmektedir. Bu nedenle nanomerler bir taraftan nanokompozitlerin aşınma dirençlerinin ve mekanik özelliklerinin yüksek olmasını sağlarken, diğer taraftan yüzey özelliklerinin uzun süre devam edebilmesine katkıda bulunurlar. Kabul edilebilir bir estetik ve klinik performans elde edebilmek için, nanokompozitlerin organik polimer matriksinin içine, nanomer ve nano kümeler birlikte katılarak, ağırlıkça %72-87 oranında doldurucu içeren kompozit yapısı meydana getirilmiştir (38,39).

Nanodoldurucular ve nano kümeler (nanocluster), mikrodolduruculu kompozitlerin parlatma özellikleri ve uzun dönem stabilitelerini nanopartikül kullanılmasıyla geliştirmektedir. Hibrit kompozitlerdeki mekanik stabilizasyon daha geniş doldurucu partikül ya da nano kümelere bağlıdır. Yüzeyel doldurucu partiküller aşınmaya bağlı olarak kaybolur ve nanokompozitlerin nano kümeleri bu şekilde nanopartiküllere dönüşür. Bu partiküller görünür ışık dalga boyundan daha küçüktürler. 0.4 μm ' den küçük doldurucu partiküllere sahip kompozitlerin aşınma testinde daha başarılı oldukları görülmüştür (26).

Nanodoldurucuların üretim işlemleri diğer geleneksel partiküllerin üretim şekillerinden farklılıklar göstermektedir. Günümüzün mekanik olarak kuvvetli olan doldurucu partiküllerini (Mikrofil, makrofil ve hibrit vb.) oluşturmak için kuartz, erimiş cam seramikler gibi geniş ve yoğun partiküller küçük bir partikül boyutu oluşturacak şekilde biraraya getirilir. Fakat, geleneksel doldurucu partiküllerin, büyük cam kütlelerin öğütülmesi sonucu küçük partiküllerin elde edilmesi biçiminde üretilmelerinden dolayı, doldurucu partikül boyutları 100 nm'nin altına düşemez.

Nanodoldurucu teknolojisinde ise, bu problemlerin üstesinden gelmek ve moleküler skalada yapı taşları üretmek için elde edilen partiküller, atomun atoma, molekülün moleküle ilavesi şeklinde ilerledikçe genişleyen yapılar içinde toplanır ve dental kompozit rezinler için uygun nano boyutlu dolduruculara dönüştürülür (26). Sol-jel işlemiyle üretilen bu izole nanopartiküller, organik matrikse ilave edilerek geleneksel cam dolduruculara kıyasla daha fazla doldurucu yüklemesine olanak vermektedir (40).

Nanoteknoloji kullanımı ile dental kompozitlerin üretimi iki yolla olmaktadır:

1. Nanomerlerin ve nano kümelerin birlikte kullanılmasıyla restoratif materyallerin üretilmesi
2. Geleneksel cam doldurucuların arasına nanopartiküllerin yerleştirilmesi ile yüksek performans gösteren bir üniversal restoratif materyalin üretilmesi.

Burada geleneksel doldurucular bir ağ oluştururken, nanopartiküller bu ağın içindeki boşlukları doldurur. Bu durum materyalin yoğun ve daha az rezin içerikli hale gelmesine olanak sağlamaktadır (26).

Nanodoldurucu kompozitlerin diğer kompozitlere göre bir takım avantajlara sahip olduğu bildirilmiştir (26,41,42). Bu avantajları aşağıdaki şekilde sıralayabiliriz:

-Üstün cilalanabilir özellikleri ve bu özelliklerini uzun süre devam ettirebilmeleri nedeniyle mikrodolduruculu kompozitlerle karşılaştırılabilir özellikler sergilemeleri

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

-Doldurucu oranının yüksek olmasının organik yapıyı hacimce azaltması nedeniyle polimerizasyon büzülme oranında da azalma görülmesi

-Nanodoldurucu partiküllerin boyutlarının görünür ışığın dalga boyundan çok daha küçük olması nedeniyle bu materyallere birçok estetik ve optik özellikler

kazandırması ve geniş renk spektrumu sergilemelerinden dolayı anterior bölge restorasyonlarında rahatlıkla kullanılabilmeleri.

Bu avantajlarının yanında, nanopartiküllerin hücreler üzerindeki toksik potansiyelleri hala büyük oranda bilinmemektedir (43).

Restoratif diş hekimliği alanında bir başka yenilik iyon salabilen kompozit rezinlerin üretimidir. Belirli modifikasyonlarla kullanılan restoratif materyallerin antimikrobiyal ve çürük önleyici özelliklerini geliştirmek için çalışmalar yapılmaktadır. Diş hekimliğinde floridin çürük önleyici etkisi uzun zamandır bilinmektedir. İlk olarak NaF, KF, SrF₂, SnF₂ gibi florid tuzları organik matrikse eklenmiştir (15). Restorasyonun yapılmasını takiben florür iyonu açığa çıkmasına rağmen, bu etki hızlıca azalmaktadır. Dahası florid tuzları restoratif materyalin mekanik özelliklerini olumsuz olarak etkilemektedir. Bu olumsuz etkileri elimine edebilmek için daha sonra fluoroaluminosilikat cam, iterbiyum florür (YbF₃) gibi florid içeren doldurucular kullanılmıştır (44).

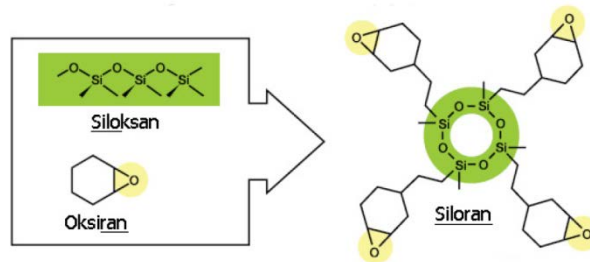
Günümüzde kullanmakta olduğumuz florid içeren tüm kompozit ve kompozit rezinler bu doldurucu tipi kullanılarak üretilmiştir. Yapılan bir in vitro çalışmada, monomer matrikste tetrabutylamonyum florür'e (TBAF) ilave olarak kullanılan florid içeren doldurucuların, dolgu materyalinin florid depolama ve salma özelliğine olumlu katkı sağladığı gösterilmiştir (45). Buna ilave olarak, restoratif materyallerin fiziksel ve mekanik özellikleri kabul edilebilir seviyede olmasına rağmen, sadece TBAF' nin matrikse eklenmesinin bu özelliklerin bozulmasına sebep olabileceği belirtilmektedir (45,46). Ayrıca, antimikrobiyal maddelerin dolgu materyallerinin içine ilave edilmesi için de çalışmalar yapılmıştır. Klorheksidinin eklenmesi, materyallerin mekanik özellikleri üzerinde olumsuz bir etkiye sahiptir. Benzer şekilde, gümüş iyonları da materyale ilave edilmiştir. Gümüş iyonlarının ilavesinin, streptokokus mutansa karşı çok iyi bir koruyucu etkiye sahip olduğu gösterilmiştir (47). Bu antimikrobiyal özellikler, çürük süt dişleri için geliştirilecek restorasyon materyallerinde oldukça yararlıdır. Bununla birlikte, gümüşün restoratif materyalin rengi üzerinde olumsuz etkileri bulunmaktadır, bu da ilave edilebilecek diğer maddeler tarafından maskelenmelidir (15).

Bu iyonların kompozit ve kompozit rezinlere ilave edilmesiyle, karyojenik bakterilerin ürettiği asitlerin tamponlanabilmesi, demineralizasyonun azalması ve

restorasyon kenarlarında ikincil çürük oluşumunun önlenmesi amaçlanmaktadır (4).

Son yıllarda, hedeflenen düşük polimerizasyon büzülmesine sahip, yüksek reaktif özellikte ve agresif oral şartlara biyouyumluluk gösterebilecek bir kompozit materyal ortaya çıkarılması için yürütülen çalışmalarda, siloran adı verilen yeni bir katyonik açık zincirli monomer sistemi geliştirilmiştir (48).

Siloran düşük polimerizasyon büzülmesi gösteren posterior kompozit olarak tanımlanmaktadır. Kimyasal yapısını oluşturan siloksanlar ve oksiranların türetilmesinden oluşmuştur (49,50) (Şekil 7).

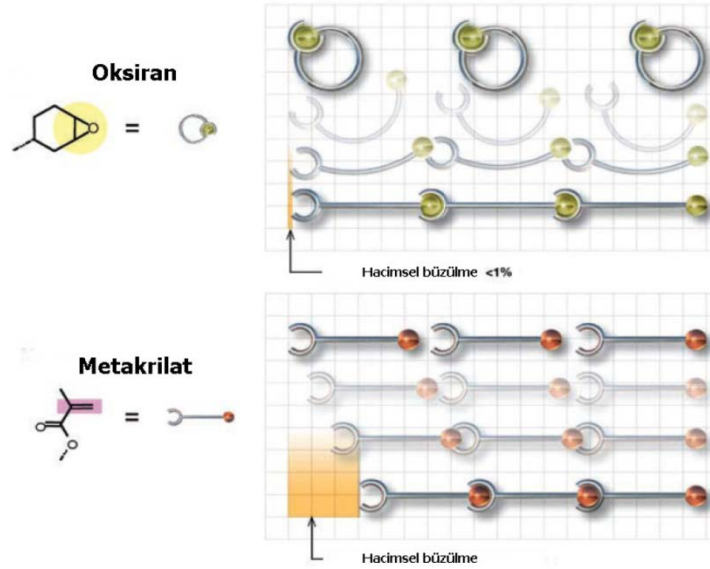


Şekil 7: Siloksan, oksiran ve siloran'ın yapı formülü (23)

Siloksan altyapı, kompozit rezinin ağız ortamında uzun süreli dayanımını etkileyen su emilimine karşı, yapıya oldukça yüksek bir hidrofobik özellik katmaktadır. Bu hidrofobik özellik aynı zamanda günlük beslenme sırasında oluşan dışsal renk değişimlerine karşı da hidrofilik materyallere oranla kompozit materyali daha dayanıklı bir hale getirmektedir (48). Yüksek kuvvetlere ve doğa şartlarına dayanabilen bir monomer olan oksiran ise, otomotiv sanayisi, tenis raketi ve kayak gibi spor malzemelerinin yapımında uzun yıllardan beri kullanılmaktadır. Üretici firmaya göre, siloksan ve oksiranın birleşimi ile biyouyumlu, hidrofobik ve oldukça düşük bir polimerizasyon büzülmesi gösteren bir monomer sistem meydana gelmiştir.

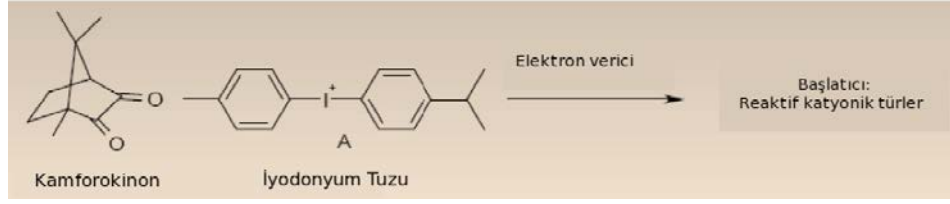
Siloran ağı, polimerizasyon büzülmesine ve streslerine dayanıklı olmayı sağlayan sikloalifatik parçanın katyonik açık zincirli polimerizasyonu ile oluşmaktadır. Oksiran zincirleri aşan asidik bir katyonun tetiklemeyle katyonik sertleşme aktive olur. Ardından yeni oksiran zinciri açılır ve bir öncekiyle birleşerek polimerizasyonun ilerlemesi devam eder. Sonuçta üç boyutlu olan monomer ağı şekillenmiş olur (48,51).

Siloranların polimerizasyon sistemi metakrilatlardan farklıdır (Şekil 8). Siloran sisteminde metakrilatlardaki radikal polimerizasyon yerine katyonik halka açılmalı polimerizasyon kullanılmaktadır. Böylece büzülme miktarında azalma ve streste belirgin bir düşüş gözlenir (52). Siloran bazlı sistemlerin kenar uyumu ve mikrosızıntı yönlerinden metakrilat bazlı sistemlerle karşılaştırıldığında daha üstün olduğu yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (53-55).



Şekil 8: Oksiran ve metakrilat karşılaştırılması (23)

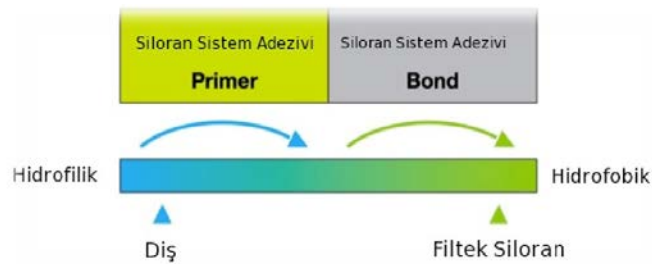
Temel olarak geleneksel metakrilat rezinlerin sertleşme reaksiyonunu CQ ve tersiyer amin başlatmaktadır. Bu sistemde 430-490 nm dalga boyundaki görünür ışık uygulanmasını takiben, rezindeki foto-başlatıcı moleküller aktive edilerek oluşan serbest radikaller ile polimerizasyon başlatılmaktadır (4). Siloranlar da ise, ışıkla aktive olan polimerizasyon işlemi CQ, iyodonyum tuzu ve elektron sağlayıcısı olarak üç ana bileşim sayesinde gerçekleşmektedir. Burada CQ yine ışıkla aktive olmaktadır. Elektron sağlayıcısı ise, redoks reaksiyonunda rol alır ve aynı zamanda iyodonyum tuzlarının asidik katyonlara ayrışmasını ve açık zincirli polimerizasyonun başlamasını sağlar (Şekil 9). Bu üç komponentli sistem, yüksek polimerizasyon reaktivitesi ile en iyi ışık dayanıklılığı arasındaki optimum dengeyi sağlamaktadır (48).



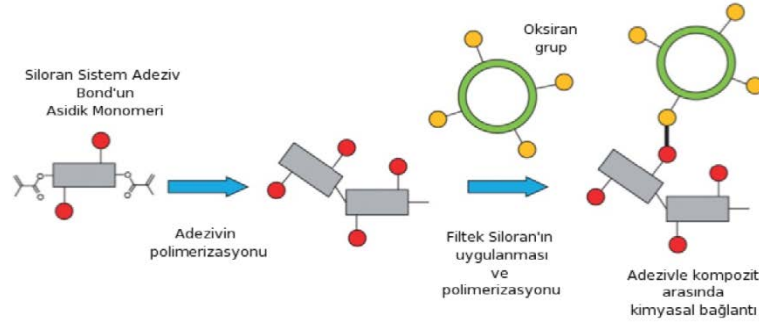
Şekil 9: Siloran başlatıcı sistemi (23)

Kompozit materyallerin estetik özelliklerini ve mekanik direncini inorganik yapı etkilemektedir. Doldurucu içeriği temel olarak metakrilat esaslı rezinlere benzeyen siloranlar, 0,5 μm boyutunu geçmeyecek şekilde ince partiküllü kuartz dolduruculardan oluşmaktadır. Bilindiği gibi geleneksel kompozitlerde doldurucuların üzerlerini kaplayan silan tabakası hidrofobiteyi artırır ve rezin tarafından ıslatılmasını kolaylaştırır. Kuartz'ın sahip olduğu asidik Si-OH grupları siloran monomer içerisinde istenmeyen kationik polimerizasyonu engellediği için, silan tabakası siloran esaslı kompozitlerde daha da önem kazanmıştır (48).

Siloran sisteminin diş dokusuna bağlanmasını sağlamak amacıyla iki bileşenden oluşan kendi adeziv sistemi mevcuttur (Şekil 10). Birinci bileşen bir self-etch primer' dir. Bu bileşenin hidrofilik yapıda olması diş dokusuna olan adezyon açısından oldukça önemlidir. Siloran esaslı kompozitin diş dokusuna bağlanabilmesi için, hidrofilik primer tabakasının üst kısmının hidrofobik bir adeziv tabakası ile örtülmesi gerekmektedir. Bu görevi gerçekleştiren adeziv sisteminin ikinci bileşeni, içerdiği bi-fonksiyonel asidik monomer sayesinde hidrofobik siloran rezinin oksiran grubuna bağlanmasını sağlamaktadır (23,56) (Şekil 11).



Şekil 10: Siloran adeziv sistemi (23)



Şekil 11: Siloran polimerizasyonu (23)

Adeziv diş hekimliğindeki en son yenilik ise, kendinden adezivli akışkan kompozit rezinin geliştirilmesidir. Kendinden adezivli kompozit rezinler, ilk olarak 2002 yılında sınıf V restorasyonlarda kullanılmak üzere piyasaya sürülmüşlerdir (57). Bu restoratif materyal, kendi yapısında adeziv rezin içeren akışkan bir kompozit rezindir. Restorasyon öncesinde herhangi bir asitle pürüzlendirme ve ilave adeziv uygulaması gerektirmemesi, hem hekim hem de hasta açısından tedavi süresinin daha kısa olması, bu materyalin önemli avantajları arasında sayılabilmektedir. Kendinden adezivli akışkan kompozit rezin, mine ve dentini asitlemek için fonksiyonel monomer olan glisero-fosfat dimetakrilat (GPDM) kullanan bonding teknolojisini temel almaktadır (58). Aynı zamanda, dental adezivlerden dentine rezin penetrasyonunu ve ıslatmayı arttırmak için en sık kullanılan fonksiyonel bir monomer olan hidroksi-etil metakrilat (HEMA) içermektedir. Bu rezinin bağlanması 2 yolla olmaktadır; birincisi GPDM monomerindeki fosfat fonksiyonel grupları ile dişteki kalsiyum iyonları arasındaki kimyasal bağlanma aracılığıyla gerçekleşirken, ikincisi ise, kendinden adezivli akışkan kompozit rezinlerdeki polimerize monomerler ve dentindeki kollajen fibriller arasında oluşan iç penetrasyon ağı sonucu mikromekanik bağlanma aracılığıyla gerçekleşmektedir (59). Kendinden adezivli akışkan kompozit rezinin ışıkla sertleştirilmeden önceki pH değeri 1.9 olarak belirtilmekte ve bu asidite sayesinde smear tabakasını modifiye ederek dişle bağlandığı iddia edilmektedir. Polimerizasyon sonrası ise, pH değerinin 6.5-7'ye (nötr) ulaştığı bildirilmiştir (59,60).

2.2. Dental Adezivler

Adezyon kelime olarak latinedeki “adhaerere” kelimesinden gelmektedir. Adeziv terminolojisinde adezyon ya da bağlanma bir maddenin başka bir maddeye yapışmasıdır. Bu madde ya da yüzeye adherent, adezyonu oluşturan maddeye ise adeziv adı verilmiştir (24).

Buonocore’ un 1955 yılında asitle pürüzlendirme tekniğini tanıtmasıyla birlikte restoratif diş hekimliğinde bir devrim yaşanmış ve ilerleyen dönemde dental materyallerin diş kimyasal olarak bağlanabileceğinin anlaşılmasının ardından, adeziv diş hekimliği doğmuştur (1). Adeziv diş hekimliğinin gelişimi ile birlikte, Black adlı bilim adamının retansiyonu sağlamak amacıyla ifade ettiği “korumak için genişletme” prensibinden vazgeçilmeye başlanmıştır (61).

Restoratif materyalin diş adezyonu sonucu oluşan ideal bir bağlanmada, mine dentin birleşim bölgesindeki doğal bağlantı taklit edilerek, adezyonu oluşturan materyallerin birbirleriyle mümkün olduğu kadar yakın temas içerisinde olması gerekmektedir. İyi bir adezyon elde etmek için, adezyon türüne bakılmaksızın sağlanması gereken bazı koşullar vardır. Bu koşulların en başında yüzeylerin temiz olması gelmektedir. Adeziv ve adherent arasındaki teması etkileyen faktörlerden birisi de adeziv materyalin ıslatabilirlik değeridir. Adeziv, adherent yüzeyine ne kadar iyi akar ve yüzeyi ne kadar iyi ıslatırsa o kadar güçlü bir adezyon elde edilmiş olur. Bir diğer etken ise, adezivin adherentin yüzeyine değme açısıdır. Değim açısı, adherent yüzeyine damlatılan adezivin oluşturduğu küre parçasına her iki maddenin birleştiği yerden çizilen teğet ile adherent yüzeyi arasında oluşan açıdır. Değim açısı ne kadar azaltılırsa, adezivin adherenti ıslatabilirlik değeri de o oranda arttırılmış olacaktır. Böylece iki yapı arasındaki temas maksimum seviyede gerçekleşmiş olacaktır (16,61). Diş ve adeziv arasındaki adezyonu etkileyen en önemli faktörler, adherent ve adezivin yapısal ve fizikokimyasal özellikleridir. Bunlara ilave olarak ağız ortamı içinde neme maruz kalma, fiziksel stresler, sıcaklık ve pH’daki değişiklikler, diyet ve çiğneme alışkanlıkları gibi faktörlerin de materyal ve diş yapısı arasındaki adeziv etkileşimi önemli miktarda etkilediği bildirilmiştir (61).

Adezivin yüzey gerilim değeri, adherentin kritik yüzey gerilimine eşit veya daha düşük olduğunda ideal bağlanma gerçekleşmektedir. Adeziv sistemler ile sağlanan bağlanmanın güçlü ve sürekli olması, hastanın alışkanlıklarına, yaşına,

oklüzyonuna, uygulanan rezinin yapısına, viskozitesine, polimerizasyon büzülmesine, yüzey gerilim değeri ve su absorpsiyonuna bağlıdır (4).

Adeziv restorasyonlar, zayıflamış diş dokusunu kuvvetlendirme potansiyelleri ile fonksiyonel streslerin dişe daha iyi iletilmesini ve dağıtılmasını sağlarlar. Ayrıca, kenar renklenmesi ve kırıklarına, tekrarlayan çürüklere, hatta pulpal patoloji gelişimine neden olabilen mikrosızıntıyı da azaltırlar (3,62).

Adezyon 4 farklı şekilde gerçekleşebilmektedir:

- Mekanik adezyon
- Adsorpsiyon adezyonu
- Difüzyon adezyonu
- Elektrostatik adezyon

Adezivin, adherent veya substrat yüzeyindeki girintili ve çıkıntılı düzensiz yüzeylere kilitlenmesi mekanik adezyon olarak tanımlanır. Adsorpsiyon adezyonu, adeziv ve adherent arasındaki kimyasal bağların etkisi ile oluşur. Difüzyon adezyonu, mobil moleküller arasındaki kilitlenmedir. Elektrostatik adezyon ise, farklı yapıdaki düz yüzeyler arasında elektrostatik etkileşimler sonucu gerçekleşen oldukça zayıf bir bağlanma biçimidir (4,24,61).

Diş sert dokularına adezyonda temel prensip, asitle pürüzlendirilmiş mine ve dentinden inorganik minerallerin (kalsiyum ve fosfat) uzaklaştırılması sonucu oluşun mikroboşluklara rezin monomerlerin dolması ve buradaki polimerizasyon ile mikromekanik kenetlenmenin meydana gelmesidir (4,62). Dentin yüzeyinin asitlenmesi ile, demineralize olan intertübüler dentinde açığa çıkan kollajen fibril ağı içine, düşük viskoziteli monomerler penetre olarak eriyen hidroksiapatit kristallerinin bıraktığı boşlukları doldururlar ve kollajenlerin etrafını sararlar. Polimerizasyonun sağlanması ile adeziv rezinin mikromekanik olarak dentin kollajeni ile bağlandığı bu alan "hibrit tabakası" olarak adlandırılır (61). Rezin-dentin bağlanmasında önemli rol oynayan hibrit tabaka, asitlere karşı dirençli olup mineralize dentinden daha zayıf, demineralize dentinden ise, daha üstün fiziksel özelliklere sahiptir. Diş sert dokularında mekanik adezyonun yanı sıra, rezin monomerlerin minede interprizmatik ve intraprizmatik boşluklara, dentinde ise, tübüllere penetrasyonu sonucu rezin

tagların oluşumu ile difüzyon adezyonu, dişin inorganik (hidroksiapatit) ve organik yapısı (tip 1 kollajen) ile kimyasal etkileşimi sonucunda ise, adsorbsiyon adezyonu meydana gelmektedir (4).

Kavite preparasyonu sonucu mine ve dentin yüzeyi kan, tükürük, bakteri, hidroksiapatit kristalleri ve denatüre kollajen artıklarından oluşan bir tabaka ile kaplanır. Bu tabakaya smear tabakası adı verilmektedir. Smear tabakası dentin tübüllerinin içine de bir miktar girerek 1-2 µm uzunluğunda smear tıkaçları oluşturmaktadır. Mine dokusu ise, çok fazla kalsifiye olduğu için tıkaç oluşumu gözlenmemektedir (4,16). Difüzyon bariyeri olarak görev yapan smear tabakası, tübülleri tıkadığından, dentin geçirgenliğini %80-85 oranında azaltarak ağız sıvılarının ve bakterilerin pulpaya penetrasyonuna engel olmaktadır. Smear tabakası, alttaki dentine koheziv bağlarla bağlı olduğu için mekanik olarak zor kaldırılır (11). Adeziv bağlanmada etkili olan bu tabaka, ya tamamen uzaklaştırılır ya da modifiye edilerek hibrit tabakaya dahil edilir (4,63). Smear tabakası kaldırıldığında dentin tübüllerinin tıkanması engellenerek bağlanmanın güçlendirileceği; modifiye edilerek bırakıldığında ise, dentin ve pulpa dokusunu bakteriyel irritasyonlara karşı koruyacağı, tübüller içindeki sıvı hareketlerini ve dentin geçirgenliğini azaltarak post operatif hassasiyeti engelleyeceği bildirilmiştir (11,24,61,64).

Günümüzde modern dentin adeziv sistemler ile smear tabakası ilişkisini öne çıkaran üç çeşit bağlanma stratejisi kullanılmaktadır (61).

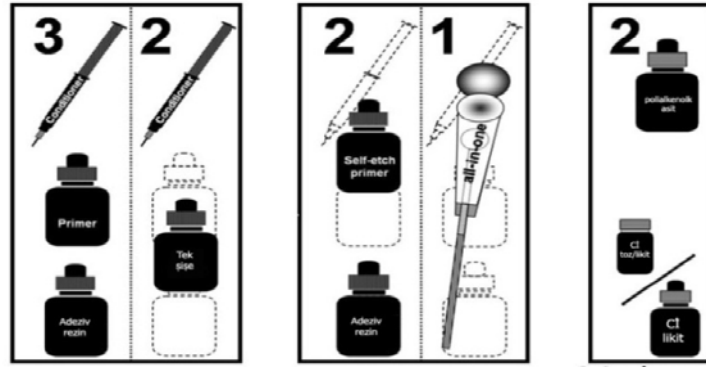
a- Smear Tabakasını Modifiye Eden Bağlanma Stratejisi: Bu gruba giren dental adezivler, smear tabakasının bakteriyel geçişleri önlediği, pulpadaki sıvı akışını sınırladığı ve dolayısı ile pulpayı koruduğu düşüncesi ile geliştirilmiştir. Smear tabakası içine infiltre olan monomerlerin polimerizasyonu ile smear tabakasının altındaki dentine bağlantısının kuvvetleneceği beklentisi vardır. Bu adeziv sistemlerin mikromekanik bağlantı ile birlikte dentin ile zayıf kimyasal bağ oluşturduğu düşünülmektedir. Ancak dentine penetrasyonlarının yüzeysel olması nedeni ile tutunmaları da çok zayıf olmaktadır. Smear tabakasını modifiye eden dentin adezivlerin bazılarında, sadece adeziv rezin (tek basamaklı), bazılarında ise primer ve adeziv rezin (iki basamaklı) birlikte bulunmaktadır (61,64).

b- Smear Tabakasını Tamamen Ortadan Kaldıran Bağlanma Stratejisi: Bu sistemlerde total-etch tekniği ile mine ve dentine aynı anda asit uygulanarak smear tabakası tamamen uzaklaştırılır. Etki mekanizmaları genellikle rezin tag oluşumu ve hibridizasyona bağlıdır. Bu sistemler genellikle üç basamaklıdır. İlk basamakta yapılan asit uygulaması sadece smear tabakasını kaldırmaz aynı zamanda yüzeysel demineralizasyon ile kollajen fibrilleri de açığa çıkarır. İkinci basamak, adezyonu arttıran primer ajan uygulamasıdır. Primer ajanlar, açığa çıkmış kollajen fibrillerine afinitesi olan hidrofilik özellikli monomerler ve adeziv rezin ile ko-polimerizasyon sağlamak için hidrofobik özellikli monomerler içerirler. Üçüncü basamak ise, adeziv rezinin uygulanma aşamasıdır. Bu yöntemin komplike olması, teknik hassasiyet gerektirmesi ve zaman alıcı olması, primer ve adezivin birleştirildiği sistemlerin geliştirilmesine neden olmuştur (61,64).

c- Smear Tabakasını Çözen Bağlanma Stratejisi: Uygulamaları daha basit olan, zayıf asidik primer ya da self-etch primer olarak adlandırılan bu sistemlerde, mine ve dentinin asitlenmesi, primerlenmesi ve monomerlerin penetrasyonu aynı anda gerçekleşir. Bu sistemde smear tabakası tamamen kaldırılmadan çözülür ve tübül ağzları açılarak dentinin kısmen demineralize edilmesi sağlanır. Çözünen smear tabakası ile adeziv ajanın birleşmesi sonucu iç içe geçmiş bir hibrit tabaka oluşturulur (61,64).

2.2.1. Dental Adezivlerin Sınıflandırılması

Adeziv sistemler, birçok farklı kritere göre sınıflandırılmaktadırlar. Van Meerbeek isimli araştırmacı tarafından 2010 yılında yapılan sınıflandırma, en yeni adeziv sistemleri içermektedir. Buna göre adeziv sistemler; total-etch adezivler, self-etch adezivler ve self-adezivler olarak sınıflandırılmaktadır (65) (Şekil 12).



Şekil 12: Adeziv sistemlerin sınıflandırılması (62)

2.2.1.1. Total-Etch Adezivler

“Total-etch” terimi mine ve dentin dokusunun birlikte, farklı sürelerde pürüzlendirilmesini ifade etmektedir. Bu sistemlerde ilk aşamayı asit uygulama ve yıkama işlemleri oluşturur. Buradaki amaç, mine ve dentin dokusunun asit ile pürüzlendirilip rezin ile bağlanmasındaki en önemli mekanizma olan mikromekanik kenetlenmeyi sağlamaktır. Asit uygulaması; smear tabakayı ve smear tıkaçlarını ortadan kaldırarak dentinde demineralizasyon oluşturur (24,66). Demineralizasyon sonucunda minerallerin çözünmesi ile kollajen fibriller açığa çıkar ve intertübüler dentinin mikroporözitesi artar. Rezinin, intertübüler ve intratübüler penetrasyonu kolaylaşır (4,24,61). Bu işlemi takiben düşük viskoziteli rezinden oluşan etanol, alkol veya su bazlı primer uygulanır. Rezinlerden en önemli farkı, primerin çok hidrofilik olmasıdır, bu yüzden nemli yüzeylere karşı toleransı vardır. Primer, dentine asit uygulanması sonrası açılan tübüllerin içine girer ve kollajen fibrilleri sarar. Ardından yine düşük viskoziteli rezin içeren adeziv ajan uygulanmaktadır. Hidrofilik monomer (HEMA) oranı primerdekine göre daha az olan adeziv ajanlar, çoğunlukla hidrofobik monomerler (Bis-GMA) içermektedir. Adeziv ajan uygulandıktan sonra, son işlem olarak kompozit rezin kaviteye uygulanır ve restorasyon bitirilmiş olur (16,24).

Uygulama şekillerine göre total-etch adezivler, üç aşamalı ve iki aşamalı sistemler olmak üzere iki gruba ayrılırlar (65). Üç aşamalı sistemlerde asit, primer ve adeziv uygulamaları ayrı ayrı üç temel basamak şeklinde uygulanmaktadır. İki aşamalı sistemlerde ise, ilk basamak asit uygulaması iken, tek şişede birleştirilmiş primer ve adeziv uygulaması ikinci basamağı oluşturmaktadır (62).

2.2.1.2. Self-Etch Adezivler

Self-etch adeziv sistemler, smear tabakasını kaldırmadan çözmektedirler. Smear tabakasının altındaki dentini de kısmen demineralize eden bu tip sistemlerde, su ile yıkama yapılmadan sadece nazikçe hava ile kurutma işlemi yapılmaktadır. Bu süreçte, çözünen smear tabaka, self-etch adeziv ajanın diş dokusuna bağlanma işlemine dahil olur. Self-etch adeziv sistemler, içerdikleri zayıf asidik özellikli primerlerin smear tabakasını tamamen uzaklaştıramamaları nedeniyle güvenilirlerdir (67,68).

Self-etch adeziv sistemler, iki basamaklı uygulama prosedürüne sahiptirler. İçerisine asidik monomerler ilave edilmiş primer uygulaması birinci aşamayı ve adezivin uygulanması da ikinci aşamayı oluşturmaktadır. Son zamanlarda 'all in one' veya tek basamaklı self-etch adezivler olarak isimlendirilen adeziv sistemler piyasaya sürülmüştür. Tek aşamalı self-etch adeziv sistemlerde, asidik monomer ilave edilmiş primer ve adeziv birlikte yer almakta ve aynı anda uygulanmaktadır (69,70).

Asidik monomer ilave edilmiş primer uygulaması ile mine ve dentinde smear tabakasının çözünmesi sağlanır. Asit uygulama aşamasının elimine edilmesi, su ile yıkama işlemine gerek kalmaması ve nazikçe kurutulmaları, klinik uygulama kolaylığı sağlamıştır. Bu yöntem, yıkama fazını ortadan kaldırmakla, klinik uygulama zamanını kısaltarak, teknik hassasiyeti ve uygulama esnasında hata yapma riskini de önemli miktarda azaltmaktadır (62,71).

Self-etch adeziv sistemler, asiditelerine göre de; hafif ($\text{pH} \geq 2$), orta ($\text{pH} \approx 1.5$) ve kuvvetli ($\text{pH} \leq 1$) olmak üzere 3 gruba ayrılmaktadır (63,72,73).

Hafif self-etch adezivler, dentin dokusunda kısmi bir demineralizasyon oluştururlar. Bu adezivlerin asiditesi, prizmatik mine dokusunda tam bir pürüzlendirme oluşturacak kadar kuvvetli olmadığı için, preparasyon sırasında bizotaj işleminin yapılması önerilmektedir. Monomer infiltrasyon derinliği, smear tabakasında 2 μm , dentin dokusunda ise en az 1 μm olması gerekirken, bu sistemlerde 1 μm 'den daha az olduğu görülmüştür. Hibrit tabakanın kalınlığı, kuvvetli self-etch veya total-etch adeziv sistemlerdekinden daha azdır. Ancak, etkili bir bağlanma için hibrit tabaka kalınlığının önemli olmadığı bildirilmiştir (4).

Orta self-etch adezivler, hafif etkili adezivlerden daha asidik oldukları için, mine dokusuna dentin dokusu kadar iyi bir bağlanma sağlamaktadırlar. Hibrit tabakanın alt kısmında kısmen, üst kısmında ise, tam olarak görülen bir demineralizasyon meydana gelmektedir. Hibrit tabakanın kalınlığı, kuvvetli self-etch adezivlere kıyasla daha azdır (4).

Kuvvetli self-etch adezivler, düşük pH' da olmalarından dolayı total-etch adezivlerdekine benzer bağlanma mekanizması ve bileşimi göstermektedirler. Düşük pH'lı self-etch adezivler, dentinde daha derin bir demineralizasyon sağlamakla birlikte, düşük pH'ya sahip asidik primerlerin yol açtığı aşırı demineralizasyon bölgelerine, rezin monomerlerin tam olarak sızamaması nedeniyle yüksek pH değerine sahip self-etch sistemler kadar yüksek bağlantı kuvvetleri oluşturamamaktadır. Bu nedenle mikro boşluklar oluşmakta ve eksik hibridizasyon sonucu bağlanma kuvvetleri düşmektedir (74,75).

2.2.1.3. Self-Adezivler

Self-adezivler, öncesinde asitleme ve bağlayıcı ajan kullanımı gerekmeksizin doğrudan kaviteye uygulanabilen materyallerdir. Cam iyonomer simanlar herhangi bir yüzey tedavisi olmaksızın diş dokusuna kendi kendine tutunabilen tek materyaldir. Cam iyonomer simanlardaki polialkenoik asidin diş yüzeyine uygulanması, bu materyallerin bağlanma etkilerini önemli derecede arttırmıştır (62). Adezyon mekanizmasının dentine mikromekanik ve kimyasal yolla olduğu düşünülmektedir. Polialkenoik asitler, smear tabakasını kaldırarak 0,5-1 µm derinliğe kadar kollajen fibrilleri açığa çıkarırlar. Cam iyonomer bileşenlerinin yüzeye difüze olması ile mikromekanik bağlanma gerçekleşir. Polialkenoik asitin karboksil gruplarının kollajen fibrillerde kalan hidroksiapatitlerin kalsiyumları ile etkileşimi sonucu kimyasal bağlanma oluşur (76).

Son yıllarda self-adezivlere, dentinle oldukça ince bir etkileşim gösteren, hatta demineralizasyonun çok net olmadığı, self-adeziv yapıştırıcı kompozitler de eklenmiştir. Zamanla bu materyaller ile ilgili beklentilerin artması, self-adeziv akışkan kompozitlerin geliştirilmesine ve daha sonrasında da self-adeziv restoratif kompozitlerin üretilmesine yol açacaktır (65).

2.3. Süt Dişlerinde Mine ve Dentine Bağlanma

Araştırmacılar, yeni materyallerin üretilmesiyle aşamaları basitleştirilen adeziv sistemler ve kompozit rezinlerin, süt dişi restorasyonlarında güvenilir bir şekilde kullanılabilmesi için çalışmalar yürütmektedir. Süt ve daimi dişlerin mine ve dentin yapılarının morfolojik ve histolojik olarak birbirlerinden farklılıklar göstermesi, kompozit rezinlerin süt dişlerine bağlanmalarını etkilemektedir (77-79).

Süt dişi minesini, daimi diş minesine oranla yaklaşık yarı kalınlıkta olmasının yanında, prizmatik yapılanma içermeyen aprizmatik bir tabaka ile örtülüdür. Kalınlığı 15-55 µm arasında değişen bu tabakada hidroksiapatit kristallerinin dizilimi düzenli değildir. Bu yapı farklılığı, organik ve inorganik komponentlerin oranlarını etkileyip, süt dişi minesinin dış yüzeyine ait fiziksel özellikleri belirlemektedir (80). Daimi diş minesinin ağırlık bakımından yaklaşık % 96'sını inorganik, %1'ini organik matriks (yağ ve protein) ve % 3'ünü su oluşturmaktadır. Süt dişi minesinde ise, bu oranlar % 92-93 inorganik, % 4 organik matriks ve % 3 su şeklindedir (81). Süt dişi minesinin organik içeriğinin fazla olması, mine prizmalarının yüzeyde daha geniş açıyla sonlanması ve aprizmatik tabakanın daha kalın olmasından dolayı, asitle pürüzlendirme süresinin de daimi dişlere göre daha uzun tutulması gerektiği düşünülmüştür (82).

Süt dişi dentin kalınlığı 1.5-3 mm arasında değişmekle birlikte bu kalınlık; dentinin tipi, dişin yüzeyi ve yaşa göre farklılık göstermekte ve 5 mm'ye kadar çıkabilmektedir. Süt dişlerinde dentinin kalınlığı daimi dişlerin yarısı kadardır (83). Süt dişi dentin dokusu biyolojik ve mekanik özellikleri ile daimi diş dentin dokusuna benzerlik göstermesine rağmen, peritübüler ve intertübüler dentindeki kalsiyum ile fosfor içeriklerinin daha düşük olması nedeniyle daha az mineralizedir (84). Süt dişlerinde dentin tübül çapı ve yoğunluğunun daimi dişlere göre daha az olmasının, peritübüler dentin kalınlığının daimi dişlere göre 2-5 kat daha fazla olmasından kaynaklandığı bildirilmektedir (85,86).

Süt dişlerinin mineral içeriği, daimi dişlere göre daha düşük ve süt dişi dentininin tübül sayısı ve çapı da daha küçük olduğundan, süt dişi dentin yüzeyinde daha az dentinal sıvı birikmektedir (77,84). Daha az nemli olan dentin yüzeyi asidi seyreltemeyeceği için, süt dişi dentini asidik yüzey hazırlayıcılara karşı daha reaktiftir. Bu sayede asidik ajanlar süt dişlerinde smear tabakasını daimi dişlere göre

daha hızlı uzaklaştırmakta ve daha derin dekalsifikasyona sebep olmaktadır. Bu nedenle, süt dişi dentininde daha kısa süre asit uygulanması önerilmektedir (84).

Süt dişi dentinine adezyonda, dentinin mineralizasyonu, tübül yapısı, sayısı ve yoğunluğu büyük rol oynamaktadır. Daimi dişlerle karşılaştırıldığında, süt dişlerinde %25-30 daha kalın bir hibrit tabakası ve daha düşük bağlanma gücü rapor edilmiştir (87-89). Pulpaya doğru ilerledikçe, süt dişi dentininin sertlik, elastisite, gerilme direnci gibi fiziksel ve mikromekanik özelliklerinin zayıfladığı ve bu durumun adeziv rezinin bağlanma kuvvetini etkileyebildiği bildirilmektedir (89,90). Yapılan bazı çalışmalarda, süt dişlerinin histolojik, kimyasal ve morfolojik özelliklerinin farklı olmasından dolayı, süt dişi dentini bağlanma gücünün, daimi diş dentinine göre daha düşük olduğu rapor edilmiştir (84,91).

2.4. Polimerizasyon

Başlangıçta monomer halinde olan ve farklı yöntemlerle polimerizasyon uygulanan kompozit rezinler, bu işlem sonucu polimer haline gelirler. Polimerler; ‘poli’ (birçok) ve ‘mer’ (parça) kelimelerinin kombinasyonu olup, tekrarlayan birçok basit molekülden yapılmış makromolekülleri içeren bir grup doğal ve sentetik materyalden oluşurlar. Polimer molekülleri, farklı tip monomer karışımlarından hazırlanabilir. İki ya da daha fazla farklı kimyasal üniteden oluşan polimerlere “kopolimer”; üç farklı monomer ünitesinden oluşan polimere ise “terpolimer” denir (24,39).

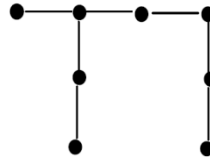
Molekül ağırlığı, polimeri oluşturan bütün monomerlerin molekül ağırlıklarının toplamıyla hesaplanır. Molekül ağırlıkları oldukça yüksek olan polimerlerin yapıları, sonsuz sayıda konfigürasyon ve konformasyona sahip olabilmektedir (92). Molekül ağırlığının yüksek olması, polimerin yumuşama, erime derecesinin yüksek ve kitlenin çok sert olması gibi fiziksel özelliklerinde önemli rol oynamaktadır. Ortalama molekül ağırlığı düşük olduğunda ise, polimerizasyon yeterli olmamakta ve bu da polimeri zayıflatan bir durum olarak karşımıza çıkmaktadır (93).

Polimer molekülünün fiziksel yapısı, onun özelliklerini etkilemesi açısından önemlidir. Polimer molekülünün 3 temel fiziksel yapısı vardır (93):

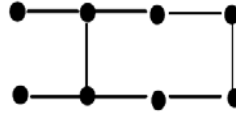
1-Çizgisel (Linear): Çizgisel polimer molekülü doğrusal yönde uzayan aynı tip monomer ya da farklı tip ünitelerden oluşur.



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



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



Çizgisel ve dallara ayrılmış polimerleri oluşturan monomerler birbirlerine zayıf fiziksel bağlarla bağlıdır. Çapraz bağlantı sonucunda ise, çizgisel moleküller arasında köprüler oluşarak, rezinin dayanıklılık, çözünürlük ve su absorpsiyonu gibi özelliklerini değiştiren üç boyutlu ağ şeklindeki yapılar meydana gelir. Genel olarak çapraz bağları fazla olan polimerler, diğerlerine göre sıvıları daha az absorbe ederler ve daha az çözünürler (93).

Polimerizasyon işlemi farklı mekanizmalarla ortaya çıkmaktadır. Sentetik polimerler, monomerlerin kondensasyon (basamaklı) ve katımalı (ilave) polimerizasyonu şeklinde iki türlü reaksiyon sonucu elde edilirler (92).

2.4.1. Kondensasyon Polimerizasyonu

Kondensasyon polimerizasyonu, birden fazla monomer türü arasında benzer bir mekanizmayla ilerleyen kimyasal reaksiyonu ifade etmektedir. İki ya da daha fazla fonksiyonel grubu bulunan moleküller, kondensasyon reaksiyonları ile bağlanarak daha büyük molekülleri oluştururlar. İki monomer molekülünün basit bir esterlenme reaksiyonu ile dimer formuna dönüşmesi, bu esnada su ve amonyak gibi küçük bir molekülü atarak birleşmesi olarak açıklanabilir. Bu polimerizasyon, yüksek molekül ağırlıklı bir polimer formuna ulaşana kadar bir seri reaksiyon şeklinde devam etmektedir (13,14).

2.4.2. Katımlı Polimerizasyon

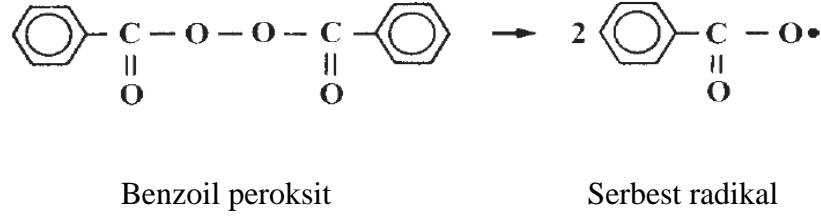
Katımlı polimerizasyonda monomerler, aktive edilerek birbirlerine doğru büyüyen bir zincir şeklinde eklenirler. Birçok kompozit rezin, monomerlerin büyüyen zincirinin sonuna katılmasıyla polimerize olmaktadır. Katımlı polimerizasyon aktif bir merkeze, bir monomerin katılmasını takiben oluşan zincir büyümesi ile başlamakta ve teorik olarak zincir büyümesi tüm monomer bitene kadar devam etmektedir.

Kondensasyon polimerizasyonu ile karşılaştırıldığı zaman, katımlı polimerizasyon sınırsız büyüklükte dev moleküller üretebilir. Makromoleküller, kompozisyonda değişiklik olmadan ufak ünitelerden ya da monomerlerden oluştuğu için, polimer ve monomer aynı ampirik formüle sahiptir. Bir başka deyişle monomerin yapısı, polimerde defalarca tekrarlanmıştır. Katımlı polimerizasyon esnasında kompozisyonda bir değişiklik olmadığı bildirilmiştir (94).

Polimerizasyon süreci aktivasyon, başlama, ilerleme, bitiş şeklinde birbirini izleyen 4 esas dönemden oluşur (14).

a- Aktivasyon Safhası: Serbest radikallerin oluşturulması işlemi aktivasyon olarak adlandırılmaktadır. Polimerizasyonu başlatmak için doymamış ve tek elektrona sahip reaktif bir molekül olan serbest radikallerin oluşması gerekmektedir. Bu moleküller başlatıcı olarak adlandırılırlar ve "R*" olarak ifade edilirler. Başlatıcılar, oldukça zayıf bir bağ içeren ve parçalandıkları zaman birer reaktif elektronlu iki grup oluşturan moleküllerdir. Diş hekimliği polimerlerinde kimyasal

olarak en sık kullanılan başlatıcı benzoil peroksittir. Uygun koşullarda benzoil peroksit iki tane serbest radikal oluşturabilir. Benzoil peroksit için aktivasyon reaksiyonu aşağıda verilen denklemlerle ortaya çıkar (Şekil 13) (14,16).



Şekil 13: Benzoil peroksit için aktivasyon reaksiyonu (14)

Başlatıcıların ısı, kimyasal bileşikler ve ışık gibi çeşitli aktivatörler vasıtasıyla parçalanmasıyla “polimerizasyon” oluşur.

Isı: Benzoil peroksit 60°C’ nin üzerinde ısıtıldığı zaman parçalanır. Bu metod akrilik protez kaide materyalinin oluşturulmasında kullanılır (16).

Kimyasal bileşikler: Benzoil peroksit, dimetil-p-toluidin gibi tersiyer aminle temas geçtiği zaman aktive olur. Bu metod protez tamiri ve geçici restorasyonlarda kullanılan soğuk akriliğin polimerizasyonunda kullanılır (16,29).

Aynı zamanda çift pat sisteminde üretilen kimyasal olarak polimerize olan kompozitlerde de aynı yöntem kullanılır. Polimerizasyon iki patın karıştırılması ile başlar. Patlardan birinde polimerizasyonu başlatan benzoil peroksit, diğerinde ise, polimerizasyonu hızlandıran tersiyer amin bulunur (4).

Kimyasal bir aktivatörün kullanılması polimerizasyonun düşük ısılarla oluşmasını sağlar (14).

Işık: Serbest radikallerin oluşmasında bir diğer yöntem de ışık ile aktive etmektir. Bu yöntemde aktivatör olarak ultraviyole ya da görünür ışık kullanılmaktadır (16). Bunlarda ışığa duyarlı başlatıcılar kullanılır.

Örneğin; benzoilperoksitler ultraviyole radyasyonuna uğrayınca serbest radikaller oluşturur. Bazı ketonlar tersiyer amin varlığında, görülebilir dalga

boyundaki ışığa tabi tutulunca aktif radikaller oluşturarak polimerizasyonu başlatabilir (14).

Dental materyallerde genellikle kullanılan ışık emici bileşik kamforokinon (CQ)'dur (24). CQ uygun dalga boyu ve şiddetteki elektromanyetik enerjiye maruz kaldığında, fonksiyonel gruplar fotonları absorbe eder, molekül aktive olur ve aminle bir araya geldiğinde elektron transferi oluşur. Böylece dış yüzeyinde tek bir elektron içeren ve başka bir bileşenle kovalent bağ yapma eğiliminde olan serbest radikali oluşturur (14).

Işıklı sertleşen kompozit rezinlerde, polimerizasyon reaksiyon hızını artırmak için genellikle karışıma amin ilave edilir (14).

b- Başlama Safhası: Polimerizasyon, aktivasyon sonucu oluşan serbest radikalin monomer ile reaksiyona girmesi ile başlamaktadır (16). Serbest radikaller çift bağ içeren monomere saldırarak tekrar reaktif gruplar oluştururlar (14).

c- İlerleme Safhası: Oluşan reaktif gruplar başka monomerlere bağlanarak yeni bir reaktif grup oluştururlar. Böylece bütün moleküller birbirlerine bağlanarak zincir büyümesine yol açarlar (95).

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 oluşturmakta ve ilave reaksiyona uğramamaktadır (14).

Polimerizasyon sonunda elde edilen polimerin, fiziksel özellikleri üzerinde, moleküler ağırlığının, çapraz bağların ve zincir dallanmasının etkisi büyüktür (14).

2.4.3. Polimerizasyon Büzülme Stresi

Rezin esaslı materyallerin polimerizasyonu esnasında yaklaşık %1.5-3 oranında hacimsel bir büzülme oluşmaktadır (4). Monomer moleküllerinin polimere dönüşmesi sırasında moleküllerin birbirine daha yakın hale gelerek hacimsel olarak azalmasına "polimerizasyon büzülmesi" adı verilmektedir (31). Bu olay, diş ve restorasyon arasında stres oluşumuna, sıklıkla restorasyonun dişe bağlanmasında

başarısızlığa ve buna bağlı olarak mikrosızıntı meydana gelmesine, post-operatif hassasiyet, renklenme ve sekonder çürük gelişimi gibi bir takım sorunlara sebep olmaktadır (96).

Rezin materyallerin polimerizasyon büzölmeleri, pre-jel ve post-jel faz olarak iki safhaya ayrılabilir. Pre-jel polimerizasyon süresince rezin, kavite içine yayılabilir ve yapı içerisindeki stres azalır. Jelasyon sonrasında hareket durur ve büzölme stresi kompanse edilemez. Kavite duvarı ile rezin arasındaki adezyon kuvvetleri post-jel polimerizasyon sonucu oluşan büzölmenin serbest olarak gelişmesini engeller ve internal streslerin oluşmasına neden olur (96-98).

Rezinin polimerizasyon sırasındaki plastik deformasyonu, akışkanlık özelliği ve higroskopik ekspansiyonu, büzölme streslerini bir ölçüde kompanse eder. Adezyon kuvvetlerinin büzölme streslerine karşı koymasıyla oluşan stres birikimi, rezinin elastik limitini aşarsa, kompozit dış bağlantısında birtakım defektlerin oluşmasına ve bağlanmadaki başarısızlığa sebep olmaktadır (4,96). Eğer dış-kompozit arasında iyi bir adezyon varsa, bu büzölme stresleri çevre yapılarda deformasyona yol açabilir ve bunun sonucunda servikal minde diş kırılmaya yatkın hale getiren mikro çatlaklar meydana gelebilir (96).

Polimerizasyon büzölmesini etkileyen faktörler; kavitenin büyüklüğü, uygulama tekniği, kavite geometrisi ve kompozit rezinin türü şeklinde sıralanabilmektedir (2,99). C-faktör olarak bilinen kaviteleredeki konfigürasyon faktörü, restorasyonun bağlandığı yüzeylerin, bağlantının olmadığı yüzeylere oranı olarak tanımlanmaktadır ve bağlantı sağlanan yüzey sayısının, serbest yüzey sayısına bölünmesi suretiyle belirlenmektedir. Bu oran ne kadar yüksek olursa materyalin akıcılığı o derece azalır ve büzölme esnasında oluşan stresler artar. Düz oklüzal dentin yüzeylerde C faktörü 1 iken, Sınıf II kavitlerde C faktörü 2 (4/2), kutu formundaki oklüzal Sınıf I ve sınıf V kavitelerin C faktörü ise 5'tir. C faktörü 5 olan bir kavitede polimerizasyon büzölme stresleri de artmaktadır. Bu nedenle, kompozit rezin restorasyonlarda kavitenin kutu formunda hazırlanmasından kaçınılması ve mümkün olduğunca C faktörünün düşürülmesi tavsiye edilmektedir (2,99).

Kompozit rezinlerdeki büzülme streslerini azaltmak amacı ile birçok yöntem denenmiştir. Bunları:

- Metakrilat bazlı kompozitlerin yapısına silanlanmamış nanodoldurucular eklemek (100),
- İlk tabaka olarak düşük vizkoziteli kompozit kullanmak (101),
- Adeziv tabakayı kalınlaştırmak (102),
- Doldurucusuz rezin kullanmak (103),
- Elastik duvar görüşünü denemek (104),
- Kimyasal kompozitleri kullanarak kompozitlerin polimerizasyon hızını azaltmak (104)
- İki aşamalı olan soft start ışık cihazları ile polimerize etmek (105),
- Düşük C-faktörlü kaviteler hazırlamak (99)
- Daha az büzülen monomerler kullanmak (48)

şeklinde sıralayabiliriz.

2.5. Görünür Işık Polimerizasyon Cihazları

Kimyasal olarak polimerize olan kompozitler, zamanla yerini ışıkla sertleşen kompozitlere bırakmıştır. Bu kompozit rezinler, uzun süreden beri restoratif diş hekimliğinde artan bir kullanım alanı bulmuştur. Restoratif materyallerin polimerizasyonunda çok yaygın olarak kullanılan ışık cihazları, günümüzde büyük ilerleme kaydetmiştir ve restorasyonların klinik başarısını büyük oranda etkilemektedir (106,107).

Işık kaynaklarının birim zamanda yaydığı toplam enerji miktarı ışık gücü mW (miliwatt), ışığın uygulandığı birim alana düşen ışık gücü ise, ışık şiddeti (mW/cm^2) olarak adlandırılır (108). Işık şiddeti, ışık kaynağının gücünün uygulama ucu alanına oranlanması ile hesaplanır. Işık şiddetini arttırmak amacı ile ya cihazın gücü arttırılır ya da uygulama ucunun çapı küçültülür (95). Resinin polimerizasyonu için gereken toplam enerji miktarı (joule), ışık şiddeti (mW/cm^2) ile uygulama süresinin (saniye) çarpımı ile hesaplanır (109).

Kompozit rezinlerin polimerizasyonlarının tam olması için, 16 joule enerjiye ihtiyaç vardır. 16 joule (J) enerji, 800 mW güçteki ışığın 20 saniye ($800 \times 20 = 16$) veya 1600 mW güçteki ışığın 10 saniye uygulanması ile elde edilir. Genel olarak

kompozit rezinlerin polimerizasyonları, 400 mW güçte ve dalga boyu 400-500 nm olan ışık kaynakları ile sağlanmaktadır (4).

Işık kaynağı ile oluşan polimerizasyonun derinliği, görünür ışık ile rezinin yansıma, emilim veya saçılım gibi etkileşime girmesi sonucu ışığın penetre olabilme yeteneği ile ölçülür. Polimerizasyon derinliği (D); ışık yoğunluğuna (I), uygulama süresine (t), rezin içinde polimerizasyonu başlatan (C1) ve engel olan maddelerin (C2) konsantrasyonuna bağlı olup $D=C1 \times \log(C2 \times I \times t)$ formülü ile açıklanır.

Işık yoğunluğundaki artış, uygulama süresinin azalmasına ve polimerizasyon derinliğinin artmasına neden olmaktadır. Farklı yoğunluktaki ışık kaynaklarının uygulama süreleri, klinik olarak kabul edilebilen polimerizasyonu gerçekleştirebilecek en az enerji miktarına (EOP-Energy for Optimization of Polymerization) göre belirlenir. Başka bir deyişle EOP, belirli derinliklerde optimum polimerizasyon için gerekli olan enerji yoğunluğudur. Eğer kompozit, ışık yoğunluğu 500 mW/cm^2 olan cihaz ile 20 saniyede polimerize ediliyorsa, ışık kaynağının EOP değeri 10 J veya 10,000 mJ' dür (4).

Son yıllarda teknolojik gelişmelere paralel olarak diş hekimliğinde kullanılan rezinlerin polimerizasyon sürelerinin kısaltılması ve daha derin bir polimerizasyon elde edilebilmesine yönelik farklı yapılarda çeşitli ışık kaynakları geliştirilmiş ve hekimlerin hizmetine sunulmuştur.

Günümüzde kullanılan ışık cihazları (2,95,107):

- Ultraviyole Işık Cihazları
 - Quartz-Tungsten-Halogen Işık Cihazları
 - Light-Emitting-Diode Işık Cihazları
 - Lazer Işık Cihazları
 - Plazma Ark Işık Cihazları
- olarak sıralanabilir.

2.5.1. Ultraviyole Işık Cihazları

1970'li yılların başlarında kullanılmaya başlanan, ilk ışık cihazlarıdır. Ultraviyole (UV) ışığın penetrasyon derinliğinin sınırlı olması ve restorasyonların alt tabakalarında tam bir polimerizasyon sağlayamaması gibi bazı dezavantajları vardır.

UV ışığın polimerizasyon derinliğinin, görünür ışık sistemlerine göre düşük olduğu bildirilmiştir. Ayrıca UV ışığın, hasta, hekim ve yardımcı personelde cilt kanserine, göz lensinin hasarına ve çeşitli mutajenik etkilere yol açabildiği belirtilmiştir. Günümüzde UV ışık cihazları, materyalin yüzey tabakasında yüksek oranda sertleşme sağlamaları ve renk değişikliğini önlemeleri gibi avantajları nedeniyle filtreli veya filtresiz olarak, diş laboratuvarlarında ve rezinlerin indirekt polimerizasyonlarında kullanılmaktadırlar (107).

2.5.2. Quartz-Tungsten-Halojen Işık Cihazları

Quartz-tungsten-halojen (QTH), dental materyallerin polimerizasyonlarında yaygın olarak kullanılan ışık cihazlarıdır (110). Bu cihazlarda ışık kaynağı olarak kullanılan halojen ampuller (111,112), küçük bir tungsten filamentin elektrik enerjisiyle yüksek derecelere kadar ısıtılması sonucu ışık vermektedir. Bu tür ışık cihazları, genellikle 400-800 mW/cm² arasındaki ışık yoğunluklarında çalışmakta ve kompozit rezin dolgu materyalinin 2 mm'lik kalınlığını 40 saniyede polimerize edebilmektedir. Üretilen ışığın spektrumu geniştir ve yüksek ısı oluşturmaktadır (113,114).

Bu cihazlar, elektrotların birleştiği tungsten bir bobin içerir. Bobinin, havayla temasının engellenmesi amacı ile silika dioksit'in kristalin bir formu olan ve çok yüksek sıcaklıklara dayanabilen kuartz bir yapı ile sarılmıştır (24).

Kuartz yapı içerisinde inert, halojen bazlı bir bileşik bulunmaktadır. Farklı lambaların değişik ısılarda yanan çeşitli inert gazlar içermesi nedeniyle, değişik seviyelerde enerji çıkışları elde edilmiş olur. Çalışma sırasında tungsten filamentlerde yüksek ısı oluşur, ışık cihazı kapatıldığında kuartz yapı tekrar soğur ve oluşan tungsten buharı kuartz yapının duvarında yoğunlaşır. Zamanla bu tortu koyu ve opak bir tungsten tabakası oluşturur. Halojen gazı bu tabakayı uzaklaştırıp tekrar filamentlere çökeltir. Böylece filamentin ömrünü artırarak filamentlerden yüksek enerji çıkışı sağlar. Bu gazın uzaklaştırılması halinde, kuartz duvar içerisinde tungstenin birikimi engellenemez ve enerji çıkışı azalır. Halojenin kaybı normal koşullarda oluşmaz kullanıcı hatası ile olabilir. Yüksek voltajlı lambalar kullanılarak yüksek ışık şiddetinde halojen cihazlar da üretilmiştir. Burada çoğunlukla kripton gibi inert gazlar kullanılmaktadır (24).

Yüksek ısıya ulaştığı zaman lambanın soğutulması sağlanmaz ise, içeriye giren havadaki oksijen nedeniyle lambanın ömrü hızla azalır. Bu yüzden soğutmaya çok önem verilmelidir. Bu amaçla halojen ışık cihazlarında fan bulunmaktadır. Sistem içerisinde fan bulunması ayrı enerji gereksinimi demektir. Ayrıca, üzerindeki havalandırma delikleri kontaminasyona olanak sağladığı için dezenfeksiyonlarını zorlaştırır (110).

Halojen ışık cihazlarından elde edilen kızılötesi enerji, rezin içerikli materyal tarafından absorbe edildiğinde moleküler vibrasyon oluşur ve moleküller çarpışarak ısı oluştururlar. Kızılötesi enerjinin dışın pulpasına ulaşmasını engellemek amacı ile halojen ışık cihazlarında ısı absorbe edici kalın filtreler mutlaka kullanılmalıdır. Filtreler, kızılötesi ışığı tutarak polimerizasyon için gereken görünür ışığın elde edilmesini sağlamaktadır (115,116).

Bu filtreler özelliklerini kaybettiklerinde dış yüzeyine daha fazla enerji ulaşmaktadır. Filtre edilemeyen bu fazla kızılötesi enerji, pulpa ve mukozada ısı oluşumuna neden olur. Bu olumsuz özellikleri elimine edebilmek için, halojen ışıkların bütün aksamaları ve ışık verimi periyodik olarak kontrol edilmelidir (115).

Halojen ışık cihazları uzun yıllardır diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmasına rağmen halojen lambaların, reflektörün, filtrenin kullanımına bağlı olarak zamanla etkinliğini kaybetmesi ve yüksek ısı oluşturması gibi dezavantajları bulunmaktadır (117).

2.5.3. Light-Emitting Diodes Işık Cihazları

Halojen ışık cihazlarına alternatif olarak geliştirilen bir diğer ışık kaynağı da Light-Emitting Diodes (LED) ışık cihazlarıdır (118,119). Bu cihazlar kuantum mekaniği etkisiyle görülebilir mavi ışık yayan kaynaklardır (118).

Yapılarında, ışık kaynağı olarak halojen ampüllerde kullanılan sıcak filamentlerin yerine; elektronların birinden diğerine geçişini sağlayan, iki ayrı yarı iletken bağlantı (proton-nötron (p-n) bağlantıları) taşır. Ortama elektrik verildiğinde, elektronlar ve boşluklar p-n bağlantısı önünde tekrar birleşmekte ve LED lambadan belirli bir dalga boyu aralığında ışık yayılmaktadır. Halojen ampüllerinin ömrü yaklaşık olarak 50-100 saat, plazma ark lambalarının 500-5000

saat ile sınırlı iken; LED ışık cihazlarının ömrü yaklaşık 10.000 saat civarındadır. (13,110,118,120).

LED ışık cihazlarının temel özelliği 400-500 nm dalga boyu aralığında, sadece görülebilir ışık üretmeleridir. Etkin spektrumları ise, 450-490 nm dalga boyudur (119,121).

LED ışık cihazları, optimum dalga boyunda ışık verdiklerinden, halojen ve plazma ark ışık cihazlarındaki gibi üretilen ışığın filtre edilmesine gerek yoktur. Bu nedenle, elde edilen enerjinin neredeyse tamamı polimerizasyon için kullanılabilir (122).

Bu cihazların spektral dağılımının tepe noktası değerinin 470 nm civarında olduğu ve bunun halojen ışık cihazına göre daha dar bir dalga boyu bandında yoğunlaştığı görülmektedir. CQ'un uyarıldığı dalga boyu tepe noktası olan 468 nm' nin, LED ışık cihazının spektral dağılımının tepe noktasına karşılık geldiği belirtilmektedir (123). Spektral çıkışları CQ absorpsiyon spektrumuna uygun düştüğü için, özellikle fotobaşlatıcı olarak CQ içeren kompozit rezinler üzerine etkili olan LED ışık cihazlarında, üretilen ışığın %95'inin polimerizasyon için yeterli olduğu belirtilmektedir. Bu yüzden bu cihazların elektrik enerjisi tüketimleri daha azdır. Özellikle son yıllarda geliştirilen LED ışık cihazlarının, CQ'un emilim spektrumuna yakın bir pik üretimi gösterdiği, ana başlatıcı olarak CQ içermeyen bazı foto-başlatıcı sistemlerin polimerizasyonunda ise, eksiklikler oluşturabildiği iddia edilmektedir (124). Bu nedenle, LED ışık cihazları kullanılacağı zaman, polimerize edilecek restoratif materyalin yapısı iyi bilinmelidir (125).

LED ışık cihazları geleneksel veya soft start gibi çeşitli polimerizasyon yöntemlerini sağlarlar, spektral dağılım ve ışık yoğunluğu açısından programlanabilir özelliktedirler (95).

Araştırmacılar polimerizasyon büzülmesini azaltabilmek amacı ile, polimerizasyonun yavaşlatılması gerektiğini ve bunun için yavaş başlayan polimerizasyon tekniklerinin (soft-start) kullanılmasını önermişlerdir (126). Soft-start yöntemi 3 farklı şekilde uygulanmaktadır (95).

a- Kademeli güç artışı gösteren ışık uygulama tekniği (Step-curing): Başlangıçta belirli bir süre düşük şiddette ışık uygulanmasının hemen ardından daha

yüksek düzeyde enerji verilir. İlk uygulama ile polimerizasyon stresleri ve polimerizasyon büzülmesi azaltılmaya çalışılır.

b- Düzenli artan güçte ışık uygulama tekniği (Ramped-curing): Başlangıç ışık yoğunluğu ayrı bir basamak değildir. Polimerizasyon işlemi ilk olarak düşük ışık şiddeti ile başlar, daha sonra süreyle orantılı olarak ışık şiddeti artarak en yüksek seviyeye ulaşır. Bu teknikle kompozit rezinin yavaş sertleşmesi sağlanır ve böylece polimerizasyon stresleri azalır.

c- Ara verilmiş kademeli ışık tekniği (Pulse-delay): Düşük ışık şiddeti kısa süreli olarak kompozit rezine uygulanır, ardından bir süre beklendikten sonra yüksek şiddette ve daha uzun süre ışık uygulanır. Polimerizasyon büzülmesi birinci uygulama boyunca meydana gelir. Duraklamadan sonraki uygulama ise, kompozit rezini polimerizasyonunun son aşamasına getirir.

Ayrıca, yukarıda da belirtildiği gibi günümüzde rutin olarak kullanılan bu 1. ve 2. jenerasyon LED ışık cihazlarının her ikisi de, kompozit rezinlerin çoğunda kullanılan tek bir foto-başlatıcı olan CQ'un absorpsiyonu için tasarlanmış mavi LED'lerden oluşmaktadır. Diğer foto-başlatıcıların dahil edilmesi 3. jenerasyon çoklu dalga boyuna sahip LED ışık cihazlarının gelişmesine yol açmış ve bunlardan ilki 2003 yılında piyasaya sürülmüştür (127). Son yıllarda daha da geliştirilen bu 3. jenerasyon LED ışık cihazlarının seçilen moda bağlı olarak maksimum 3200 mW/cm²'lik ışık şiddetine ulaştığı iddia edilmektedir (128). Bu yeni geliştirilen LED ışık cihazlarının, polimerizasyon teknolojisinin en son örnekleri olduğunu belirtebiliriz.

2.5.4. Argon Lazer Işık Cihazları

LASER kelimesi İngilizce "Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation" kelimelerinin baş harflerinden oluşmaktadır. Lazerlerde ışık kaynağı elektron demeti gibi bir enerji kaynağının saldırdığı enerjiyi soğurur, ardından bu enerjiyi elektromanyetik bir ışınla geri verir (95).

Lazer sistemi, bir tarafta yansıtıcı, diğer tarafta kısmen geçirgen ayna bulunan optik oda, içerisinde lazer aktif maddesinin bulunduğu aktif ortam ve optik odaya enerji yollayan bir pompa sisteminden meydana gelir. Pompa sisteminden gelen enerji ile lazer aktif maddesinin atomları ve molekülleri uyarılır, atomlar eski konumlarına dönerken hafif bir enerji açığa çıkarırlar. Fotonlar, optik oda içerisindeki ayna sisteminde ileri-geri yansıtılırken oluşan enerji giderek büyür. Güçlenmiş olan ışınlar belli bir konsantrasyona ulaştıklarında, aynaların kısmen geçirgen olanından geçerek iletici kol aracılığı ile istenen dokuya doğru ilerlerler (129,130).

Argon lazer ışık cihazları yaklaşık 490 nm dalga boyunda, tek dalga genişliğinde çok yüksek yoğunlukta ışık vermektedir. 400-500 nm dalga boyu aralığında ışık spektrumuna ihtiyaç duyan kompozit rezin ve adeziv materyallerin polimerizasyonunda, 488-514 nm dalga boyunda emisyon gösteren argon lazerler kullanılabilir (131). Argon lazer cihazları, standart halojen ışık cihazlarıyla karşılaştırıldığında, kompozit rezinlerin polimerizasyon derecesini arttırabilme özelliğinde oldukları gösterilmiştir. Argon lazerler ile daha kısa sürede ve 3-4 mm kalınlığındaki bölgelere ulaşan polimerizasyon derinliği sağlanabildiği rapor edilmiştir (132).

Argon lazerle polimerize edilmiş kompozit rezinlerin daha iyi fiziksel özelliklere ve daha az artık monomer salınımına sahip olduklarına dair çalışmalar mevcut olup, bu çalışmalarda CQ içerikli kompozit rezinlerde daha kalın tabaka rezin kullanılabilmesine izin verdiği, daha iyi adezyon ve kısa sürede polimerizasyon sağladığı belirtilmektedir (131).

Teknolojisinin karışık, enerji dönüşümü sırasında enerji kaybının çok ve pahalı olmaları nedeniyle klinisyenlerin çoğu tarafından lazerler restoratif materyallerin polimerizasyonları için pratik bulunmamaktadırlar (133).

2.5.5. Plazma Ark Işık Cihazları

Hastanın diş hekimi koltuğunda daha az oturması, çocuklarda uygulama süresinin kısaltılması gibi amaçlarla, ekspoz süresini azaltan plazma ark ışık cihazları (PAC) kullanıma sunulmuştur (107).

Bu ışık cihazlarında, inert gaz dolu basınçlı bir hazne içerisinde birbirinden ayrı iki elektrot bulunur. Bu elektrotlar, aralarındaki boşlukta yüksek elektrik potansiyeli oluştururlar. Elektrotlar arasında yüksek voltajlı elektrik oluştuğunda, bir kıvılcım meydana gelir ve bu kıvılcım çevresindeki zenon gazı iyonize ederek plazmayı oluşturur. Böylece çok yüksek seviyelerde enerji oluşturulur. “Plazma” kelimesi yüksek ısıda, pozitif iyonlardan ve elektronlardan oluşmuş iyonize gazı ifade etmektedir (95). Işık, iyonize molekül ve elektronların gaz fazındaki karışımından oluşan kor bir plazmada yayılır (134).

PAC üniteleri, 2000 mW/cm^2 şiddeti civarında ışık üreterek kompozit rezinin polimerizasyonunu çok kısa sürede sağlayabilirler (133). Bu ışık kaynaklarının enerji spektrumu, halojen lambalardan daha geniştir ve UV, kızılötesi ve görünür ışık içerirler. Ancak, bazı yeni modeller bu enerji spektrumunu önemli ölçüde azaltmıştır. Bu ışık kaynakları elektromanyetik enerjinin büyük miktarını üretirler. Bu nedenle, oluşan gereksiz ve zararlı dalga boylarını engellemek için, daha fazla filtrasyon gereklidir (115,133). En etkili filtre, içerisi su dolu ışık uçlarıdır. Bu uçlar sert olarak büküldüğünde kırılabilen cam fiberli uçlardan daha da dayanıklıdır (115).

Plazma arklarda akım elektrotlardan geçerken ısı üretirler, bu da restore edilen dişte pulpa içi ısı artışına sebep olur. Bu nedenle, özellikle adeziv ajanların polimerizasyonu sırasında pulpayı koruyacak kadar yeterli dentin ve kompozit rezin kalınlığı olmadığından plazma ark ışık cihazları 3 sn'den az süre ile kullanılmalıdır (133).

Plazma ark ile birkaç saniyelik yüksek radyanslı polimerizasyonun, kompozit rezin materyali optimum özelliklerine ulaştırarak polimerize edip edemediği ve gerçekleştirilen bu hızlı polimerizasyonun etkileri araştırılmıştır (106). Plazma ark ışık cihazlarının, en hızlı polimerizasyon gerçekleştiren ışık cihazları olmasına rağmen, diş ile restorasyon arasında oluşan polimerizasyon büzülme streslerini arttırma gibi dezavantajları bulunmaktadır (133). Ayrıca, işlevsel olarak halojen ışıklarla hemen hemen aynı özelliklere sahip olmaları, ışığı daha kompleks ve pahalı bir metotla üretmeleri, oluşturdukları ısının pulpa üzerindeki olumsuz etkileri gibi sebeplerle günümüzde rutin olarak kullanılmamaktadırlar (115,135).

2.6. Mikrosızıntı

Marjinal adaptasyon, diş ile restorasyonun birleşim sınırındaki bütünlüğün tam olarak elde edilmesiyle sağlanmaktadır ve restorasyonun klinik ömrünü etkileyen önemli bir faktördür (136). Rezin esaslı restoratif materyallerde, polimerizasyon esnasında meydana gelen büzülmeyle birlikte, diş ve restorasyon ara yüzünde oluşan stresler marjinal aralanmaya sebep olmaktadır (137-139). Restorasyon ile diş ara yüzünde meydana gelen bu mikro aralıktan bakteri, oral sıvılar, molekül ve iyonların klinik olarak algılanamayan geçişi “mikrosızıntı” olarak adlandırılmaktadır (24,140,141).

Mikrosızıntı sonucunda, marjinal renklenme, sekonder çürükler, postoperatif hassasiyet ve ilerleyen durumlarda pulpa yıkımları gibi negatif etkiler ortaya çıkabilmektedir. Bu durumun engellenmesi, restorasyonların uzun ömürlü olması için oldukça önemlidir (4,141,142). Restoratif materyallerin dental dokulara zayıf bağlantısı, diş ile arasındaki termal genişleme katsayısının farklılığı, bitirme ve polisaj işlemleri sonrası oluşan mikro çatlaklar ve kırıklar, zaman içerisinde restorasyon yüzeyinin aşınması, restorasyonun oklüzal kuvvetlerle elastik deformasyona uğraması mikrosızıntının oluşumunda etkili diğer faktörlerdir (24,72,140,143).

Özellikle çocuk diş hekimliğinde kullanılan materyallerden, kaviteye çabuk ve kolayca yerleştirilebilmeleri, ideal klinik şartların sağlanamadığı durumlarda bile diş yapılarına bağlanabilmeleri ve en düşük mikrosızıntı değerlerine sahip olmaları beklenmektedir (144,145).

Restorasyon başarısını olumsuz yönde etkileyen mikrosızıntının saptanabilmesi için bugüne kadar pek çok yöntem denenmiştir. Bu yöntemleri şu şekilde sıralayabiliriz (146):

2.6.1. Boyama Yöntemi

Organik boyaların mikrosızıntının belirlenmesinde kullanımı en eski yöntemlerden olup, kolay ve ucuz olması nedeniyle sıklıkla tercih edilmektedir (147). Bilimsel araştırmalarda kullanılan bu teknik; çeşitli nedenlerle çekilerek in vitro ortamda restore edilen bir dişin kök ucunun tıkanarak, restorasyon dışında kalan bütün yüzeylerinin tırnak cilası veya mum ile kaplanmasından sonra, belirli bir süre

için boya solüsyonu içinde bekletilmesi temeline dayanmaktadır. Daha sonra örneklerin kesitleri alınarak sızan boya miktarı mikroskop altında incelenir (148,149). Kullanılan boyalar solüsyon ya da değişik boyutlarda partiküller içeren süspansiyonlar şeklindedir. Araştırmalarda kullanılan çeşitli konsantrasyonlardaki boyaların, farklı bekletme süreleri bulunmaktadır (147,149). Bu tür çalışmalarda, %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, %5'lik eosin gibi çeşitli boya solüsyonları kullanılmaktadır (146,150). En çok tercih edilen boya solüsyonu ise, bazik fuksindir (151). Boyaların hazırlama yöntemi de oldukça önemlidir. Örneğin, bazik fuksinin özellikle propil glikol alkolde çözünmesi ile elde edilen solüsyonun, çürük dentine bağlanma özelliğine sahip olduğu ve böyle durumlarda dentinin boyanmasının hatalı yorumlanabileceği bildirilmiştir. Ayrıca, “anilin mavisi” gibi boyaların her ortamda kalıcı olmayabileceği, alkalen pH’ da rengini kaybedebileceği belirtilmiştir. Ucuz ve kolay temin edilebilir olması, hızlı ve direkt ölçümlere olanak tanınması, boyama yöntemini diğer yöntemlerden üstün kılmaktadır. Ancak, sızıntı tespitinin belirlenmesinde hatalı yorumlara neden olmamak için, sonuçların güvenilirliği açısından birden fazla araştırmacı tarafından değerlendirme yapılması gerektiği bildirilmiştir. Mikrosızıntı araştırmalarında, boya penetrasyonu ile kenar sızıntısının saptanmasında genellikle basamaklı olarak artan skalalar kullanılmaktadır (147).

2.6.2. Radyoizotop Yöntemi

Boyama yönteminden sonra en çok kullanılan mikrosızıntı ölçüm yöntemidir. Bu amaçla Ca^{45} , I^{131} , S^{35} , Na^{22} , Rb^{86} , C^{14} ve P^{32} izotopları kullanılmaktadır. Radyoizotop yöntemi uygulanan örneklerde, diş dokusu ile restorasyon arasından radyoizotopların geçişi çekilen radyografilerle gösterilmektedir. Bu radyografilerde; izotop seçimi, ışın kaynağı ve emülsiyon maddesi arasındaki mesafe, filmin ışınlama ve ekspoz olma süresinin uzunluğu, ışınlamadan sonra çalkalama ve yıkama gibi etkenler ayrıntıların elde edilebilmesinde önemli rol oynamaktadır (146).

Bu yöntemin avantajı; boya moleküllerinin büyüklüğü (120 μm) ile karşılaştırıldığında, izotop moleküllerinin büyüklüğünün (40 μm) daha küçük olması ve mikrosızıntı çalışmalarında radyoizotop kullanılmasının daha iyi detay vermesidir

(152). Ayrıca, örneklerden çekilen radyografilerle kalıcı kayıtların elde edilebilmesi ve saklanabilir olması da önemli bir avantajdır (146).

Kullanılacak olan izotop seçiminden başlanarak tüm aşamaların çok hassas bir çalışma gerektirmesi ve radyoaktif madde kullanılması bu yöntemin en önemli dezavantajları olarak belirtilmiştir (152).

2.6.3. Kimyasal Ajanların Kullanılması Yöntemi

Radyoaktif olmayan kimyasal ajanların sızıntı çalışmalarında kullanılabilmesi, ilk kez 1953 yılında Kornfield isimli araştırmacı tarafından rapor edilmiştir (153). Bu yöntemde çoğunlukla iki renksiz bileşik kullanılarak, bunların reaksiyona girmeleri ile opak bir görüntü elde edilmektedir. Her iki kimyasal ajanın da penetrasyon yeteneğine sahip olması gerekmektedir. Yalnızca birinin küçük moleküllü olması ve penetrasyonu ile görüntü elde edilmesi, dolayısıyla kenar sızıntısının belirlenmesi olanaksızdır (152).

Sızıntı tespitinde bir kimyasal ajan olan gümüş nitrat kullanımı sıklıkla tercih edilmektedir. Gümüş iyonu, çürük yapıcı bir bakteriyle karşılaştırıldığında, daha küçük ve penetratiftir. Dolayısıyla gümüş iyonunun sızıntısını önleyen bir teknik, bakteri sızıntısını da engeller. Bu tekniğin avantajı, objektif ölçüm sağlaması ve kantitatif veriler elde edilebilmesidir. Bu yöntemde önemli olan, sızıntı değerlendirmelerinde standartlığın sağlanmasıdır. Bu metotta kullanılan kimyasal ajanların radyoaktif olmamaları bir avantaj olarak nitelendirilirken, sonuçların subjektif olarak yorumlanması tekniğin güvenilirliğini olumsuz olarak etkilemektedir. Ayrıca, gümüş nitrat tekniğinde, cam iyonomer restorasyonların gümüşü yapısına aldığı ve kendilerinin boyandığı, amalgam restorasyonlarda ise, gümüş iyonlarının amalgam bileşenleriyle reaksiyona girerek marjinal boşluk boyunca yayılmadığı tespit edilmiştir (154).

2.6.4. Elektrokimyasal Yöntem

Bu tekniğin esası; elektrolit içine batırılmış eksternal bir güç kaynağıyla ilişkili iki metal arasında oluşacak elektrik akımının ölçülmesi prensibine dayanmaktadır (146). Elektrolitik ortam olarak fizyolojik salin solüsyonu kullanılır.

Akım uygulandıktan sonra, elektrokimyasal örnek içinden geçen alternatif akımdaki değişiklikler ölçülerek aradaki boşluk hakkında veri elde edilir (155).

Elektrokimyasal analizlerin belirli bir zaman ve periyotta tekrarlanabilir olması, nicel ölçümlerin yapılabilmesine olanak vermesi ve örneklerle zarar gelmeden ölçüm yapılabilmesi bu yöntemin avantajlarıdır (146).

Elektrokimyasal yöntem daha çok kök kanalındaki sızıntıların ölçümünde kullanılmaktadır. Dedektör elektrodun kök kanalı içinde oluşan apikal mikrosızıntı ile temas etmemesi sonucu yanlış değerler elde edilmesi ise, yöntemin önemli bir dezavantajıdır (146).

2.6.5. Bakteriyel Sızıntı Yöntemi

Belirli bir bakteri cinsi ve işaretleyici besiyeri kullanılarak, in vitro ortamda kök kanal dolgusunun sızıntısını inceleyebilecek yöntemler bulunmaktadır (154). Bakterilerin çürükle ilişkili olduğu bilindiği için, bakteri penetrasyon çalışmalarının sızıntı ile ilgili daha net klinik sonuçlar verdiği iddia edilmektedir (152). Araştırmada kullanılacak bakteriyi seçerken, oral bölgeden izole edilebilmesine ve laboratuvar ortamında çalışılmasının kolay olmasına dikkat edilmelidir. Streptokokus mutans, sanguis, epidermidis ve kromopeptit floresan pigmenti içerdiği için izlenmesi kolay olan Pseudomonas floresans gibi bakteriler sıklıkla kullanılan bakteri türleridir (152,156). Bu yöntemde; kök kanallarının doldurulmasını ve foramen apikale dışındaki yüzeylerin kapatılmasını takiben dişler, gram pozitif ve gram negatif bakteri cinslerini içeren kültürlerle konmakta ve inkübasyon döneminin sonunda besiyerinde bulunan özel işaretleyici solüsyonun renk değiştirip değiştirmemesine göre oluşan apikal sızıntı değerlendirilmektedir. Bakteri sızıntısı için, kavite duvarlarıyla restorasyon materyali arasındaki açıklığın 0.5-1 µm arasında olması gerekmektedir. Marjinal aralıkların daha küçük olduğu durumlarda ise, bu teknik kullanışlı olmamakta ve bu bölgelerde sadece bakteri toksinleri ve diğer ürünler bulunmaktadır. Kullanılan bakteriler çürükle ilişkili mikroorganizmalar olduğu için bu yöntemin kliniğe daha yakın bir teknik olduğu düşünülmektedir (157). Tüm bakteri sızıntı çalışmalarının bilinen bir dezavantajı, sonuçların kantitatif değil kalitatif olmasıdır (156).

2.6.6. İnsan Serumu Sızıntısı Yöntemi

Bu ölçüm yönteminde, kök kanal tedavisi ile apikal üçte biri doldurulan kanallara ayrı ayrı radyoaktif C insan serumu albümini enjekte edilerek, köklerin 3-4 mm'lik apikal kısımları fizyolojik insan serum albümini içerisine batırılır. Belli bir zamandan sonra kapta bulunan solüsyonun 5 ml'si geri çekilerek beta spektrometresinde oluşan sızıntının miktarı ölçülerek değerlendirilir (146).

2.6.7. Hava Basıncı Yöntemi

Sızıntı çalışmalarında eskiden beri kullanılan bu yöntem, basınçlı havanın dişe, kök kanalına ve pulpa odasına gönderilmesi ve statik sistem içerisinde kaybolan basıncın ölçülmesi ile sızıntının saptanması esasına dayanan bir yöntemdir (147,152). Diğer bir teknikte ise, restore edilmiş dişler, kökleri dışarıda kalacak şekilde su içerisine daldırılarak kök kanalları ve pulpa odasına hava basıncının uygulanması ve su içerisindeki restorasyonun kenarlarından çıkan hava kabarcıklarının gözlenmesi kenar uyumsuzluğunun belirtisi olarak değerlendirilir. Dişlerin kenar bütünlüğünü bozmaması ve tekrar edilebilirliği yöntemin avantajı olarak belirtilmesine rağmen, gerçek klinik durumu yansıtamaması da bir dezavantaj olarak karşımıza çıkmaktadır (3,152).

2.6.8. Mikroskopik İnceleme Yöntemi

Araştırmacıların çoğu restorasyon materyallerindeki sızıntıyı farklı metotlarla inceledikten sonra kavite kenarlarından elde ettikleri bulguları değerlendirmek için mikroskopik analiz yöntemini kullanmaktadırlar. Mikroskopik inceleme yöntemi; Taramalı elektron mikroskobu (SEM) ve Konfokal lazer taramalı elektron mikroskobu (CLSM) ile gerçekleştirilmektedir (147).

2.6.8.1. Taramalı Elektron Mikroskobu

Bu yöntemde, diğer sızıntı belirleme yöntemlerinden herhangi birisiyle mikrosızıntının belirlenmesinin ardından, örneklerin SEM'de analizi yapılarak, restorasyon materyaliyle kavite duvarları arasındaki kenar uyumunun incelenmesi esasına dayanmaktadır (158). Aynı zamanda, restoratif materyallerin özelliklerini de tanımlayabilmek mümkün olmaktadır. SEM incelemeleri, görüntüyü büyütme

seçeneklerinin çok fazla olması ve yüzey özelliklerini iyi yansıtması açısından oldukça yararlıdır. Ayrıca, yüzeyin mikro yapısını görüntüleyerek tanecik boyutu ve farklı kristal fazları inceleyebilme olanağı da sağlamaktadır. Mevcut verilerin doğrulanması amacıyla diğer sızıntı çalışmalarıyla birlikte kullanılabilir (152).

Direkt ve replika teknik olarak iki biçimde incelenebilmektedir.

a- Direkt Teknik; in vitro olarak restoratif materyal ile kavite duvarı arasındaki ilişkinin doğrudan incelenebilmesine olanak sağlamaktadır. Ancak, örneklerin elektron mikroskobu için hazırlanması sırasında vakum altında dehidratasyonu ve mikroskop haznesi içinde oluşan yüksek vakumun dış-restorasyon arayüzeyinde bozulmalara yol açabileceği ve mikrosızıntının değerlendirilmesinde yanılıya neden olabileceği belirtilmiştir (152).

b- Replika Teknik ise; ağız içinde hazırlanmış restorasyonlardan elde edilen replikaların mikroskop altında incelenerek kenar aralıklarında oluşabilecek farklılıkların izlenmesine olanak tanıyan bir yöntemdir. Bu şekilde elde edilen replikalar, değişik zamanlarda tekrar inceleme olanağı sağlamaktadır. Ayrıca, örneklerin hazırlanması sırasında direkt teknikte karşılaşılan bozulmalar ise gözlenmemektedir (147).

2.6.8.2. Konfokal Lazer Taramalı Elektron Mikroskobu (CLSM)

Floresan boyalar kullanılarak işaretleme yapan elektron mikroskop tekniğinde, tarayıcı lazer ışını olarak 488 nm dalga boyuna sahip argon-ion lazer kullanılmaktadır. Taramalı elektron mikroskobundan farklı olarak lazer taramalı elektron mikroskobunda, ıslak yapıdaki örneklerin incelenebilmesi de mümkündür. Mikroskobun objektif lensi ile incelenecek yüzey arasında özel bir daldırma likiti kullanılır. Bu teknik ile, 100 nm'den küçük alt yüzey düzlemleri tomografik olarak incelenebilmektedir. Konfokal lazer taramalı elektron mikroskobu yansıma ve floresan olarak iki ayrı modda inceleme yapmaktadır. Mikroskobik yapılara odaklanan ışığın tekrar yansımasıyla elektronik olarak saptanan yansıma modunda mine, dentin ve restoratif materyal gibi spesifik optik özelliklere sahip yapıların

ayrımı yapılabilir. Floresan modunda ise, boyayıcı ajanın dağılımı kaydedilerek penetrasyon yolları incelenebilmektedir (147,159).

2.6.9. Nötron Aktivasyon Analizi

Bu teknik; mikrosızıntının in vitro ve in vivo ölçülebilmesine olanak sağlar. Restore edilmiş dişlerin nonreaktif mangan tuzunun aquöz solüsyonuna konması esasına dayanır. Dişin dış yüzüne yapışan tuz toplanır ve tüm diş bir nükleer reaktörün çekirdeğine yerleştirilir. Nonreaktif Mn^{55} 'in aktive olması sağlanır. Diş tarafından absorbe edilen manganezin ölçümü ile sonuç elde edilir. Bu metodun sonuçlarının kantitatif olduğu ancak, tekniğin pahalı ve karmaşık olması gibi bazı dezavantajlarının olduğu bildirilmiştir. İşaretleyici penetrasyonunun derinliğini ve yerini belirlemek için radyasyon tehlikesi yaratabilen bir seri kesit almak gerekmektedir. Ayrıca, diş içinde manganez bulunması, sonuçların değişmesine sebep olabilir. Bu teknik, restorasyonun hangi noktada sızdığını ya da restorasyon marjini haricinde nereden manganez absorpsiyonu olduğunu göstermemektedir (3,154).

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu tez çalışması için, rutin diş tedavisi nedeniyle Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı Kliniğine başvuran hastaların, yapılan klinik ve radyografik muayeneleri sonrası, düşme zamanı gelen veya persiste olması sebebiyle çekilen 80 adet çürüksüz süt azı dişi kullanılmıştır. Çalışma planımız, Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yerel Etik Kurulunun 2013/1 protokol no'lu kararı ile uygun bulunmuştur. Araştırmamızda kullanılan süt dişlerinin kavite preparasyonları ve restorasyonları, Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı Kliniğinde gerçekleştirilmiş olup, yapılacak diğer testler ve incelemeler ise, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi'nde yapılmıştır.

3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

3.1.1. Herculite® XRV Ultra™ (Nanohibrit Kompozit Rezin)

Herculite® XRV Ultra™ (Kerr, Salerno, Italia), posterior restorasyonlar için güçlü ve dayanıklı, anterior restorasyonlar için cilalanabilir ve estetik bir dolgu materyalidir. Prepolimerize doldurucu (PPF), nano partiküller (20-50 nm) ve submikron hibrit doldurucu (0.4 µm) olmak üzere üç tip doldurucu içermektedir. Doldurucu oranı ağırlıkça %78'dir. Polimerizasyon büzülme oranı ise %2,7'dir.

Herculite® XRV Ultra™ ile birlikte adeziv ajan olarak, set içerisinde bulunan OptiBond All-In-One (Kerr, Salerno, Italia) kullanıldı (Resim 1).

3.1.2. Filtek™ Silorane (Mikrohibrit Kompozit Rezin)

Filtek™ Silorane (3M ESPE, St.Paul, U.S.A.), düşük polimerizasyon büzülmesi gösteren ve diş hekimliği alanında tamamen yeni bir bileşik sınıfı olarak kullanılmaya başlanılan bir posterior kompozit rezindir. Siloran, siloksan ve oksiran'dan meydana gelen açık halkalı katyonik bir monomer sistemidir. Filtek™ Silorane'in temelini oluşturan siloran, materyale biyouyumluluk, düşük polimerizasyon büzülmesi ve hidrofobik özellikler kazandırır. Adeziv ajan olarak, set içinde bulunan iki aşamalı Silorane Sistem Adezivi kullanılmıştır. İlk aşamada

uygulanan ve oldukça hidrofilik yapıdaki Self-Etch Primer (3M ESPE, Neuss, Germany), dişe güçlü ve dayanıklı bir şekilde adezyon sağlamaktadır. İkinci aşama olan Bond (3M ESPE, Seefeld, Germany) ise, hidrofobik olan Filtek™ Silorane posterior restoratif diş dokusuna bağlamak için, primer tabakasının üzerini hidrofobik bir adeziv tabakası ile kaplar (Resim 2).



Resim 1: Herculite® XRV Ultra™



Resim 2: Filtek™ Silorane

3.1.3. Vertise™ Flow (Kendinden Adezivli Nanohibrit Akışkan Kompozit Resin)

Vertise™ Flow (Kerr, Orange, CA, USA), adeziv ajanı yapısında bulunduran bir akışkan kompozit olduğu için, direkt restoratif işlemleri büyük ölçüde kolaylaştırır. Vertise™ Flow restoratif materyalinin mekanik gücü, ıslatma ve

parlatılabilirlik özelliği açısından doldurucu tipi, boyutu ve oranı dikkatli bir şekilde seçilerek üretilmiştir. Ortalama partikül boyutu 1 mikrondur. Prepolimerize doldurucu (PPF), 1 µ boyutunda baryum cam doldurucu, nano boyutlarda koloidal silika ve nano boyutlarda YbF₃ olmak üzere 4 tip doldurucu içermektedir (Resim 3a-b).

Vertise™ Flow'un bağlanması, yapısında bulunan GPDM monomerindeki fosfat fonksiyonel grupları ile dişteki kalsiyum iyonları arasındaki kimyasal bağlanma aracılığıyla gerçekleşir. Bir diğer bağlanma şekli ise, polimerize monomerler ve dentindeki kollajen fibriller arasında oluşan iç penetrasyon ağı sonucu mikromekanik bağlanma aracılığıyla gerçekleşmektedir.

3.1.4. Æliteflo™ (Düşük Modüllü Mikrohibrit Akışkan Kompozit Rezin)

Æliteflo™ (Bisco, Schaumburg, USA), akışkan karakterli ışıkla sertleşen bir kompozit rezin olduğu için, sınıf V, sınıf III ve küçük sınıf IV kavitelere kullanılması önerilmektedir. Diğer kullanım alanları ise; sınıf I ve II restorasyonlarda kaide materyali olarak, marjinal defektlerin tamirinde, pit ve fissür örtücü olarak, undercutların düzeltilmesinde, porselen tamiri ve porselen veneer simantasyonu şeklinde belirtilmektedir. Partiküllerin ortalama boyutu 0.7 µm'dir.

Adeziv ajan olarak, asitleme işleminden sonra One-Step® (Bisco, Schaumburg, USA) üniversal dental adeziv uygulanmıştır (Resim 4).



Resim 3a: Vertise™ Flow



Resim 3b: Vertise™ Flow



Resim 4: Aeliteflo™

3.2. Çalışmada Kullanılan Işık Cihazları

3.2.1. Monitex Blue Luxcer Işık Cihazı

Çalışmada hazırlanan standart sınıf V kavitelere uygulanan kompozit restorasyonların halojen ışık ile polimerizasyonunu sağlamak için Monitex Blue Luxcer halojen ışık cihazı (Monitex, Taipei, Taiwan) kullanılmıştır (Resim 5). 1000 mW/ cm² üzerindeki ışık çıkış gücüne sahip cihaz, ana kutuya ilave olarak bir tabanca ve ucunda 10 mm çaplı fiber optik ışık ileticiden oluşmaktadır. Otomatik ayarlanabilir fonksiyon, kalibrasyon ve lambanın değiştirilme süresini gösteren cihaza gömülü ışık ölçüm penceresi vardır. High power ve Soft-up olmak üzere iki modu bulunmaktadır.

Çalışmamızda daha önce kullanılmamış yeni bir ışık ucu ve ışık cihazından yararlanılmıştır. Işık ucu kaviteye en yakın yerden dik açı ile her bir materyal için üretici firmaların talimatlarında bildirilen sürede uygulanmıştır. Her bir örneğin polimerizasyonu öncesinde, ana kutu üzerindeki ölçüm penceresine fiber optik uç tutularak, ışık yoğunluğunun ölçülmesi ve kontrol edilmesi sağlanmıştır.



Resim 5: Monitex Blue Luxcer Işık Cihazı

3.2.2. Henry Schein HS-LED 1500 Işık Cihazı

Çalışmada hazırlanan standart sınıf V kavitelere uygulanan kompozit restorasyonların LED ışığı ile polimerizasyonunu sağlamak için Henry Schein HS-LED 1500 ışık cihazı (Henry Schein Inc., Melville, USA) kullanılmıştır (Resim 6a-b). Kullanılan ışığın dalga boyu 450~470 nm ve yoğunluğu 1500 mW/cm^2 'nin üzerinde olan cihaz, ana kutuya ilave olarak bir tabanca ve ucunda 8 mm çaplı fiber optik ışık ileticiden oluşmaktadır. Kablosuz olan cihazın üzerinde ışık şiddetini ölçen radyometre vardır. Full power, ramp ve pulse olmak üzere üç modu bulunmaktadır.

Çalışmamızda daha önce kullanılmamış yeni bir ışık ucu ve ışık cihazından yararlanılmıştır. Işık ucu kaviteye en yakın yerden dik açı ile her bir materyal için üretici firmaların talimatlarında bildirilen sürede uygulanmıştır. Her bir örneğin polimerizasyonu öncesinde, ana kutu üzerindeki ölçüm penceresine fiber optik uç tutularak, ışık yoğunluğunun ölçülmesi ve kontrol edilmesi sağlanmıştır.



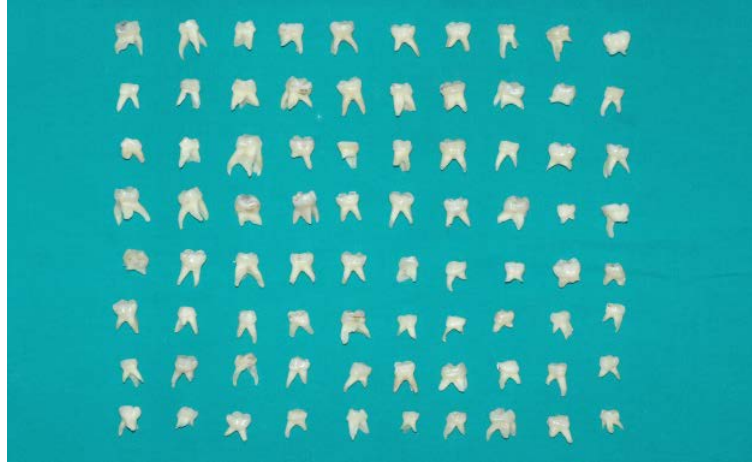
Resim 6a: Henry Schein HS-LED 1500



Resim 6b: Henry Schein HS-LED 1500

3.3. Yöntem

Çalışmamızda çeşitli sebeplerle (düşme zamanının gelmesi veya persiste olması nedeniyle) çekilmiş 80 adet insan süt azı dişi kullanılmıştır (Resim 7). Çekilen dişlerin köklerinin üzerindeki yumuşak doku ve artıklar bir kretuar yardımıyla uzaklaştırılıp dişler pomza ve politür fırçası yardımıyla temizlendikten sonra, oda sıcaklığında distile su içerisinde bekletildi.



Resim 7: 80 adet insan süt azı dişi

Tüm dişlerin bukkal yüzeylerine su soğutması altında silindirik ve tersine konik elmas frezlerle (Diatech, Coltène/Whaledent AG, Switzerland) oklüzal kenarı minede, gingival kenarı mine-sement sınırının 1,5 mm koronalinde, mesio-distal genişliği 3 mm, oklüzo-gingival genişliği 2 mm ve derinliği 2 mm olan standart sınıf V kavite hazırlandı (Resim 8,9). Belirttiğimiz standartlarda açılan her 5 kaviteden sonra frezler değiştirilerek toplam 80 kutu kavite açıldı.



Resim 8: Elmas frezler



Resim 9: Standart sınıf V kavite

Daha sonra dişler her grupta 20 adet olacak şekilde rastgele 4 ana gruba ayrıldı. Bunlar da kendi içlerinde rastgele 2 alt gruba ayrıldı.

Çalışma dizaynı tablo 1’de gösterilmiştir.

Grup adı	Kompozit Resin adı	Örnek sayısı (n)	Alt grup	Örnek sayısı (n)	Işık cihazı
Grup 1	Herculite® XRV Ultra™	20	A	10	Halojen
			B	10	LED
Grup 2	Filtek™ Silorane	20	A	10	Halojen
			B	10	LED
Grup 3	Vertise™ Flow	20	A	10	Halojen
			B	10	LED
Grup 4	Ælitedflo™	20	A	10	Halojen
			B	10	LED

Tablo 1: Çalışma dizaynı

Grup 1A: Hazırlanan standart sınıf V kavitelere üretici firmanın tavsiyeleri doğrultusunda OptiBond All-In-One, tek kullanımlık uygulama fırçası ile 20 saniye (sn) boyunca hafif ovalayarak uygulandı. 20 sn’lik fırça hareketiyle ikinci bir OptiBond All-In-One uygulaması gerçekleştirildi. Ardından 10 cm uzaktan 5 sn hafif hava uygulandı ve 10 sn halojen ışık cihazı ile polimerize edildi. Daha sonra tabakalama tekniği kullanılarak Herculite® XRV Ultra™ restorasyonu tamamlandı. Her tabakaya halojen ışık cihazı ile 20 sn ışık uygulandı.

Grup 1B: 1A grubundaki teknik, malzeme ve kompozit rezin kullanıldı. Sadece, hazırlanan standart sınıf V kavitelere, üretici firmanın tavsiyeleri doğrultusunda uygulanan restorasyonlar aynı süre ile LED ışık cihazı kullanılarak polimerize edildi.

Grup 2A: Hazırlanan standart sınıf V kavitelere üretici firmanın tavsiyeleri doğrultusunda Silorane Sistem Adezivi uygulandı. İlk aşama olan self-etch primer kavitenin bütün duvarlarına 15 sn kadar masaj yapılarak sürüldü. 20 sn beklenildikten sonra, 10 cm uzaktan 10 sn hafif hava uygulaması gerçekleştirildi ve 10 sn boyunca halojen ışık cihazı ile polimerize edildi. Ardından ikinci aşama olan hidrofobik adeziv ajan bütün yüzeylere uygulandı ve 10 sn halojen ışık cihazı ile polimerize edildi. Daha sonra tabakalama tekniği kullanılarak Filtek™ Silorane restorasyonu tamamlandı. Her tabakaya halojen ışık cihazı ile 40 sn ışık uygulandı.

Grup 2B: 2A grubundaki teknik, malzeme ve kompozit rezin kullanıldı. Sadece, hazırlanan standart sınıf V kavitelere, üretici firmanın tavsiyeleri doğrultusunda uygulanan restorasyonlar aynı süre ile LED ışık cihazı kullanılarak polimerize edildi.

Grup 3A: Hazırlanan standart sınıf V kavitelere üretici firmanın tavsiyeleri doğrultusunda Vertise™ Flow uygulandı. İlk tabaka yerleştirilerek hafif basınçla 15-20 sn fırçalandı ve 20 sn halojen ışık cihazı ile polimerize edildi. Daha sonra Vertise™ Flow kullanılarak restorasyon tamamlandı. Her tabakaya halojen ışık cihazı ile 20 sn ışık uygulandı.

Grup 3B: 3A grubundaki teknik, malzeme ve kompozit rezin kullanıldı. Sadece, hazırlanan standart sınıf V kavitelere, üretici firmanın tavsiyeleri doğrultusunda uygulanan restorasyonlar aynı süre ile LED ışık cihazı kullanılarak polimerize edildi.

Grup 4A: Hazırlanan standart sınıf V kavitelere üretici firmanın tavsiyeleri doğrultusunda asitleme işlemini takiben, adeziv ajan olarak One-Step® universal dental adeziv bir fırça yardımıyla en az 2 kat olacak şekilde uygulandı. Çözücünün buharlaşması için hafif bir şekilde hava ile kurulandı. Ardından halojen ışık cihazı ile 10 sn ışık tutularak polimerize edildi. Daha sonra Æliteflo™ materyali kullanılarak restorasyon tamamlandı. Her tabakaya halojen ışık cihazı ile 20 sn ışık uygulandı.

Grup 4B: 4A grubundaki teknik, malzeme ve kompozit rezin kullanıldı. Sadece, hazırlanan standart sınıf V kavitelere, üretici firmanın tavsiyeleri doğrultusunda uygulanan restorasyonlar aynı süre ile LED ışık cihazı kullanılarak polimerize edildi.

Kompozit restorasyonlar yapıldıktan sonra, bitirme ve polisaj işlemi bitim ve cila diskleri (Bisco Finishing Discs, U.S.A.) ile su soğutması altında üretici firmanın tavsiyeleri doğrultusunda sırası ile kullanılarak tamamlandı. Her diş için abraziv diskler değiştirildi.

Bitirme ve cila işlemlerinden sonra tüm örnekler 37°C' de etüvde 24 saat bekletildi. Bütün örnekler, 5°C ile 55°C ($\pm 2^\circ\text{C}$)'lik çeşme suyu kullanılan ısı banyolarında 30 sn bekleyecek şekilde 1.000 kez termal siklus (NOVA, Konya, Türkiye) işlemi uygulandı (Resim 10).



Resim 10: Termal siklus cihazı

Termal siklus uygulamasından sonra, örneklerin kök uçları, furkasyon noktaları, rezorbsiyona uğramış alanları ve mikrosızıntı testini olumsuz yönde etkileyebilecek olan her nokta akıcı bir kompozit rezin (Filtek Supreme XT Flow, 3M ESPE) ile kapatıldı. Böylece mikrosızıntı tespitinde kullanılacak boya solüsyonunun foramen apikaleden ve yan kanallardan pulpa boşluğuna girmesi engellendi.

Çalışmada kullanılan dişlere, kavite sınırlarının 1mm dışından geçecek şekilde 2 kat tırnak cilası (Flormar, Kocaeli, Türkiye) sürülüp sertleşmesi beklenildi (Resim 11). Bu işlemin ardından örnekler, %0,5'lik bazik fuksin çözeltisinde 24 saat

süreyle bekletildi (Resim 12). Daha sonra dişler, akan suyun altında yıkanarak artık boya uzaklaştırıldı ve oda ısısında kurutuldu. Dişler, kesit alma cihazı (Isomet Buehler, Illinois, ABD) ile su soğutması altında bukko-lingual yönde restorasyonları ortalayacak şekilde kesildi (Resim 13). Örneklerin mikroskopta incelenecek yüzeyleri su zımparası ile zımparalandı. Elde edilen kesit yüzeylerindeki sızıntı değerleri X20 büyütmede stereomikroskopta (SZ-PT Olympus, Japonya) incelendi (Resim 14).



Resim 11: Tırnak cilası sürülen dişler



Resim 12: %0,5'lik Bazik fuksin



Resim 13: Kesit alma cihazı



Resim 14: Stereomikroskop

Elde edilen kesit yüzeylerindeki sızıntı değerleri incelenerek bağımsız 2 araştırmacı tarafından aşağıdaki skorlamaya göre yapıldı (160).

- 0: Hiç sızıntı yok;
- 1: Kavite duvarının 1/3' ünün içinde olan boya penetrasyonu;
- 2: Kavite duvarının 2/3' ünün içinde olan boya penetrasyonu;
- 3: Aksiyal duvara ulaşmayan kavite duvarının son 1/3' lük kısmında olan boya penetrasyonu;
- 4: Aksiyal duvar boyunca yayılan boya penetrasyonu.

Diş kesitlerinin SEM cihazı ile değerlendirilmesi Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi' nde gerçekleştirildi. Her gruptan rastgele birer diş seçildi. Bu dişler altın ile (Cressington sputter coater 108auto, Cressington MTM-20, England) kaplandı (Resim 15). Daha sonra örneklerin diş dokusu ve restorasyon arasındaki bölgesinin morfolojisi SEM (ZEISS Evo LS-10, England) (Resim 16) ile incelendi.



Resim 15: Altın kaplama cihazı



Resim 16: SEM cihazı

3.4. İstatistiksel Değerlendirme

Araştırmanın istatistiksel olarak değerlendirilmesi, Dicle Üniversitesi Teknik Bilimler Meslek Yüksekokulu Bilgisayar Teknolojileri Bölümün'de yapıldı. Elde edilen mikrosızıntı skorları, gruplar arası karşılaştırmalarda Kruskal-Wallis, ikili karşılaştırmalarda ise Mann-Whitney U non parametrik istatistik testleri kullanılarak değerlendirilmiştir. İstatistikler ve analizler SPSS 22.0 for Windows XP bilgisayar paket programı kullanılarak yapılmış olup, $p < 0,05$ için sonuçlar anlamlı olarak kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

Elde edilen kesit yüzeylerindeki sızıntı değerleri X20 büyütmede stereomikroskopta incelenerek skorlama yapıldı (Resim 17-24) . Her gruptan rastgele birer diş seçildi ve örneklerin diş dokusu ve restorasyon arasındaki bölgesinin morfolojisi SEM ile incelendi (Resim 25-40).

Dört farklı restoratif materyalin, halojen ve LED ışık cihazları ile polimerize edildiği ve daha sonra boya penetrasyon yöntemi ile mikrosızıntılarının incelendiği bu çalışmada, elde edilen değerler Kruskal-Wallis ve Mann-Whitney U testleri kullanılarak değerlendirildi.

4.1. Test Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Çalışmada kullanılan toplam 80 adet örneğin mikrosızıntı skorları kullanılarak elde edilen oklüzal ve gingival kenarlardaki sızıntı değerleri tablo 2 ve tablo 3'te gösterilmiştir.

Gruplar	Işık Cihazı	Örnek Sayısı (n)	Oklüzal Kenardaki Mikrosızıntı Skorları				
			0	1	2	3	4
Grup 1 Herculite® XRV Ultra™ (Nanohibrit kondanse olabilen kompozit rezin)	Halojen	10	5	5	0	0	0
	LED	10	4	5	1	0	0
Grup 2 Filtek™ Silorane (Mikrohibrit kondanse olabilen kompozit rezin)	Halojen	10	9	1	0	0	0
	LED	10	5	5	0	0	0
Grup 3 Vertise™ Flow (Nanohibrit akışkan kompozit rezin)	Halojen	10	0	5	5	0	0
	LED	10	1	8	1	0	0
Grup 4 Æliteflo™ (Mikrohibrit akışkan kompozit rezin)	Halojen	10	6	2	2	0	0
	LED	10	3	4	2	1	0

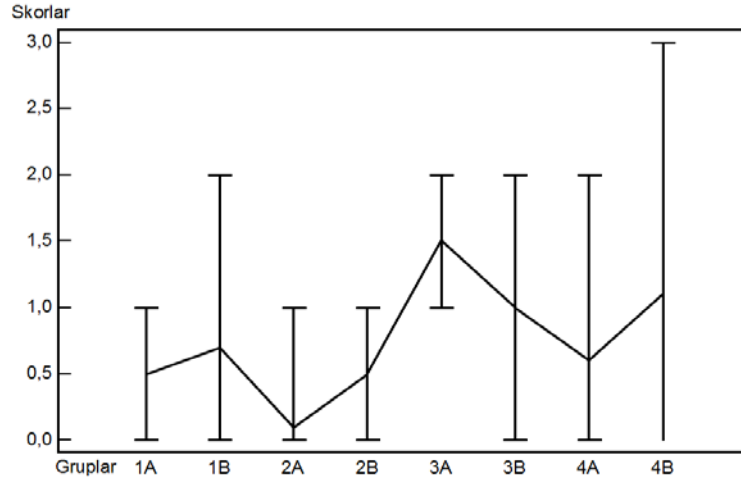
Tablo 2: Oklüzal kenardaki mikrosızıntı skorları

Gruplar	Işık Cihazı	Örnek Sayısı (n)	Gingival Kenardaki Mikrosızıntı Skorları				
			0	1	2	3	4
Grup 1 Herculite® XRV Ultra™ (Nanohibrit kondanse olabilen kompozit rezin)	Halojen	10	6	4	0	0	0
	LED	10	6	4	0	0	0
Grup 2 Filtek™ Silorane (Mikrohibrit kondanse olabilen kompozit rezin)	Halojen	10	9	1	0	0	0
	LED	10	8	2	0	0	0
Grup 3 Vertise™ Flow (Nanohibrit akışkan kompozit rezin)	Halojen	10	0	0	3	5	2
	LED	10	0	4	0	3	3
Grup 4 Æliteflo™ (Mikrohibrit akışkan kompozit rezin)	Halojen	10	1	0	0	1	8
	LED	10	1	0	0	3	6

Tablo 3: Gingival kenardaki mikrosızıntı skorları

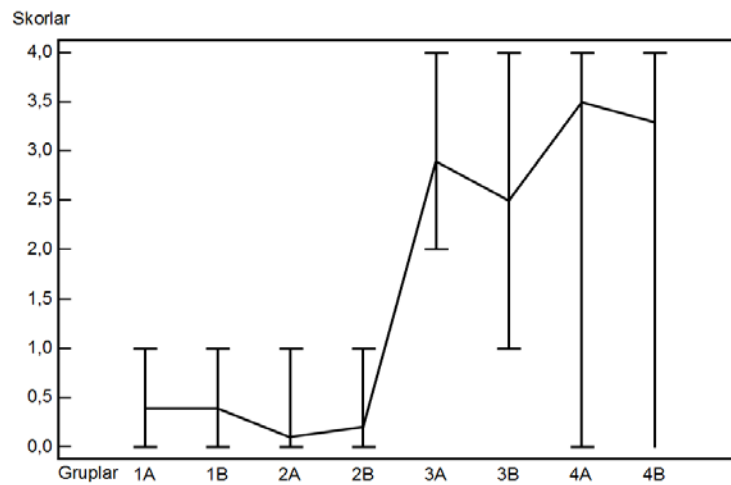
Çalışmada kullanılan 8 grubun tümü için yapılan Kruskal-Wallis testi değerlendirmesinde, oklüzal ve gingival kenarlardaki sızıntı değerleri istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermektedir ($p<0,05$) (Grafik 1, 2).

Bu testin uygulanması sonucunda yapılan oklüzal kenar değerlendirmesinde; Filtek™ Silorane'ın halojen ışık cihazı ile polimerize edildiği 2A grubundaki mikrosızıntı değerlerinin, grup 1B-3A-3B ve 4B'ye göre istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde daha az olduğu tespit edilmiştir ($p<0,05$). Bununla birlikte, grup 1A- 2B ve 4A'ya göre ise, istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Oklüzal kenardaki mikrosızıntı değerinin Vertise™ Flow' un halojen ışık cihazı ile polimerize edildiği 3A grubunda en fazla görüldüğü ve grup 1A-1B-2A-2B ve 4A'ya göre istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde fark olduğu tespit edilmiştir ($p<0,05$). Bunun yanında, grup 3B ve 4B'ye göre ise, istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$).



Grafik 1: Çalışmada kullanılan restoratif materyallerin oklüzal kenarlarındaki mikrosızıntı değerlerinin değişim grafiği

Gingival kenarda ise; Filtek™ Silorane' ın halojen ışık cihazı ile polimerize edildiği 2A grubundaki mikrosızıntı değerlerinin, grup 3A-3B-4A ve 4B'ye göre, istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde daha az olduğu tespit edilmiştir ($p < 0,05$). Bununla birlikte, grup 1A-1B ve 2B'ye göre tespit edilen fark ise, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p > 0,05$). Gingival kenardaki mikrosızıntı değerinin Ælitedflo™' nun halojen ışık cihazı ile polimerize edildiği 4A grubunda en fazla olduğu ve grup 1A-1B-2A ve 2B'ye göre istatistiksel olarak anlamlı bir fark görüldüğü tespit edilmiştir ($p < 0,05$). Bunun yanında, grup 3A-3B ve 4B'ye göre ise, istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0,05$).



Grafik 2: Çalışmada kullanılan restoratif materyallerin gingival kenarlarındaki mikrosızıntı değerlerinin değişim grafiği

Kullanılan bütün materyaller göz önüne alınarak, oklüzal ve gingival kenarlara ait mikrosızıntı değerleri karşılaştırıldığında, gingival kenarda meydana gelen mikrosızıntının oklüzal kenara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla olduğu saptandı ($p<0,05$) (Tablo 4).

Oklüzal Kenar Sıra Ortalaması (n=80)	Gingival Kenar Sıra Ortalaması (n=80)	p değeri
70,96	90,04	0,006*

*Oklüzal ve gingival kenarlar arasındaki sızıntı farkı istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$).

Tablo 4: Kullanılan tüm kompozit rezin materyallerinin oklüzal ve gingival kenarlarındaki sızıntı skorlarının karşılaştırılması

Her bir grubun oklüzal ve gingival kenarlarına ait mikrosızıntı değerlerinin Mann-Whitney U testi kullanılarak karşılaştırılması tablo 5'te gösterilmiştir. Bu karşılaştırma sonucunda, grup 1A-1B ve 2B'de gingival kenarda oklüzal kenara göre daha az mikrosızıntı değerleri gözlenirken, bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$). Bununla birlikte, grup 3A-3B-4A ve 4B'de mikrosızıntı değerleri, oklüzal kenarda gingival kenara göre daha az bulunmuş ve bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu tespit edilmiştir ($p<0,05$).

Gruplar	Oklüzal Kenar Sıra Ortalaması (n=10)	Gingival Kenar Sıra Ortalaması (n=10)	p değeri
1A	11,00	10,00	0,661
1B	11,70	9,30	0,306
2A	10,50	10,50	1,000
2B	12,00	9,00	0,170
3A	6,25	14,75	0,001*
3B	7,50	13,50	0,010*
4A	6,20	14,80	0,001*
4B	6,50	14,50	0,002*

*Grupların kendi içinde oklüzal ve gingival kenar sızıntısı arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$).

Tablo 5: Kompozit rezin gruplarının oklüzal ve gingival kenar sızıntı skorlarının karşılaştırılması

Kompozit rezin gruplarının oklüzal ve gingival kenarlardaki sızıntı değerlerinin, farklı ışık cihazlarına göre aynı grup içinde, Mann-Whitney U testi kullanılarak ikili karşılaştırılması ile elde edilen sonuçlar, tablo 6 ve 7’de gösterilmiştir.

Oklüzal kenarda aynı gruptaki mikrosızıntı sonuçları değerlendirildiğinde, grup 3’ te LED ışık cihazı daha az mikrosızıntı değeri göstermiş ve halojen ile LED ışık cihazları arasındaki sızıntı farkı istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0,042$). Grup 1-2 ve 4’ te ise, halojen ışık cihazı kullanılması ile daha az mikrosızıntı değerleri elde edilmesine rağmen, halojen ve LED ışık cihazları arasındaki sızıntı farkı istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Gruplar	Halojen Sıra Ortalaması (n=10)	LED Sıra Ortalaması (n=10)	p değeri
Grup 1	9,75	11,25	0,522
Grup 2	8,50	12,50	0,057
Grup 3	12,75	8,25	0,042*
Grup 4	9,00	12,00	0,226

* Oklüzal kenar sızıntı skorları bakımından halojen ve LED ışık cihazları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$).

Tablo 6: Farklı ışık cihazlarının kompozit rezinlerin oklüzal kenar sızıntı skorlarına etkisinin değerlendirilmesi

Gingival kenarda aynı gruptaki mikrosızıntı sonuçları değerlendirildiğinde, grup 3 ve 4’ te LED ışık cihazında, grup 2’ de ise halojen ışık cihazında, daha az mikrosızıntı değerleri elde edilmesine rağmen, halojen ile LED ışık cihazları arasındaki sızıntı farkı istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$). Grup 1’de iki ışık cihazının mikrosızıntı değerleri ise, eşit olarak tespit edilmiştir.

Gruplar	Halojen Sıra Ortalaması n=10	LED Sıra Ortalaması n=10	p değeri
Grup 1	10,50	10,50	1
Grup 2	10,00	11,00	0,542
Grup 3	11,15	9,85	0,607
Grup 4	11,40	9,60	0,399

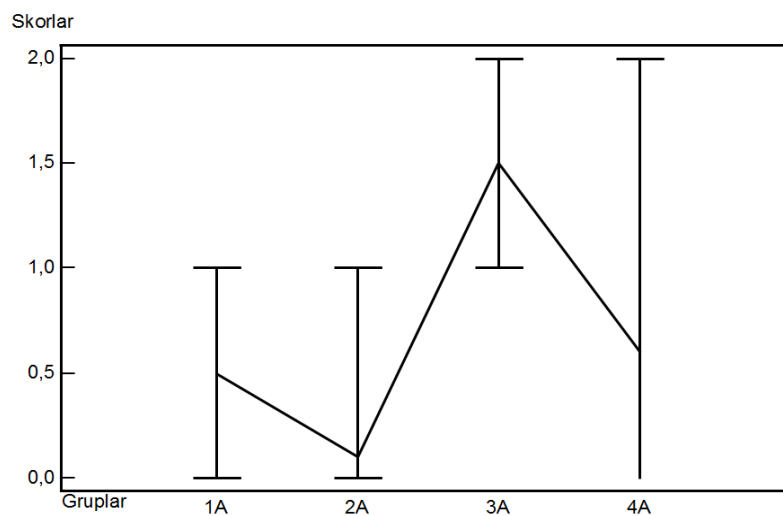
Tablo 7: Farklı ışık cihazlarının kompozit rezinlerin gingival kenar sızıntı skorlarına etkisinin değerlendirilmesi

Çalışmada kullanılan kompozit rezin gruplarının farklı ışık cihazlarına göre, gruplar arasında, oklüzal ve gingival kenarlardaki sızıntı değerleri, Kruskal-Wallis testi kullanılarak karşılaştırılmıştır.

Halojen ışık cihazı ile polimerize edilen kompozit rezin grupları arasında, oklüzal kenarda en düşük sızıntı değerleri sırasıyla; Filtek™ Silorane, Herculite® XRV Ultra™ ve Ælitedflo™ şeklinde gözlenmiş ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir ($p>0,05$). Oklüzal kenardaki en yüksek sızıntı değeri ise, Vertise™ Flow'da gerçekleşmiş ve diğer kompozit rezinler ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,05$) (Tablo 8, Grafik 3).

Gruplar	Kompozit Rezine	Sıra Ortalaması (n=10)	Gruplar Arası Farklılık Gösterenler ($p<0,05$)
Grup 1	Herculite® XRV Ultra™	18,75	(3)
Grup 2	Filtek™ Silorane	12,15	(3)
Grup 3	Vertise™ Flow	32,00	(1)(2)(4)
Grup 4	Ælitedflo™	19,10	(3)

Tablo 8: Halojen ışık cihazı ile polimerize edilen kompozit rezin gruplarının birbirleriyle oklüzal kenar sızıntı skorları açısından karşılaştırılması

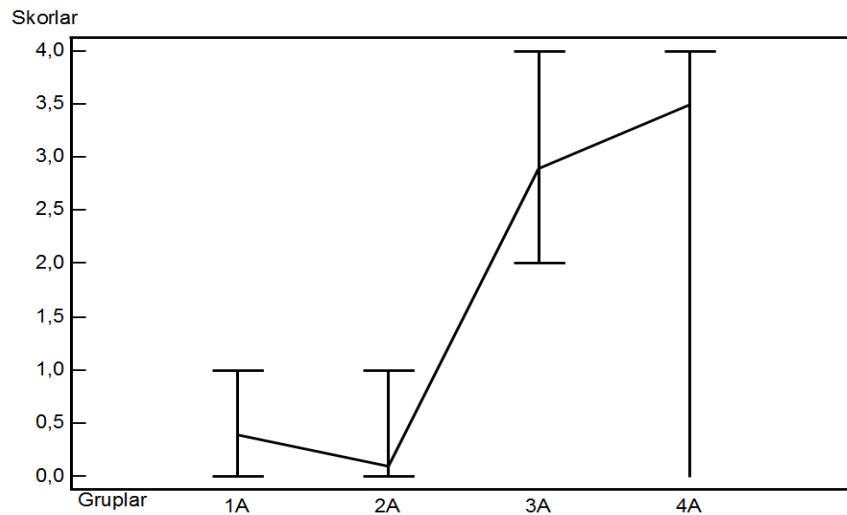


Grafik 3: Halojen ışık cihazı ile polimerize edilen kompozit rezin gruplarının birbirleriyle oklüzal kenar sızıntı skorları açısından karşılaştırılması

Halojen ışık cihazı ile polimerize edilen kompozit rezin grupları arasında, gingival kenarda en düşük sızıntı değerleri sırasıyla; Filtek™ Silorane ve Herculite® XRV Ultra™, da gözlenmiş ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir ($p>0,05$). Gingival kenardaki en yüksek sızıntı değerleri ise, sırasıyla; Æliteflo™ ve Vertise™ Flow' da gözlenmiş ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Ancak, en düşük sızıntı değeri gösteren Filtek™ Silorane ve Herculite® XRV Ultra™ ile en yüksek sızıntı değerleri gösteren Æliteflo™ ve Vertise™ Flow arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmiştir ($p<0,05$) (Tablo 9, Grafik 4).

Gruplar	Kompozit Rezın	Sıra Ortalaması (n=10)	Gruplar Arası Farklılık Gösterenler ($p<0,05$)
Grup 1	Herculite® XRV Ultra™	12,70	(3)(4)
Grup 2	Filtek™ Silorane	9,55	(3)(4)
Grup 3	Vertise™ Flow	27,75	(1)(2)
Grup 4	Æliteflo™	32,00	(1)(2)

Tablo 9: Halojen ışık cihazı ile polimerize edilen kompozit rezin gruplarının birbirleriyle gingival kenar sızıntı skorları açısından karşılaştırılması

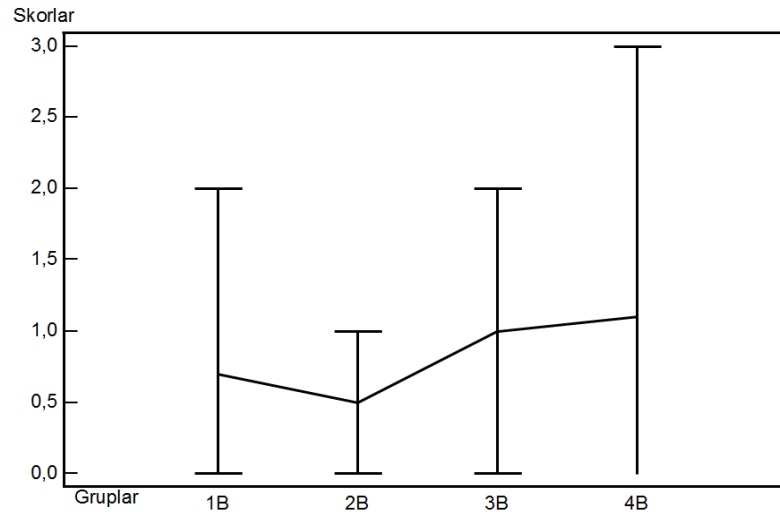


Grafik 4: Halojen ışık cihazı ile polimerize edilen kompozit rezin gruplarının birbirleriyle gingival kenar sızıntı skorları açısından karşılaştırılması

LED ışık cihazı ile polimerize edilen kompozit rezin grupları arasında, oklüzal kenardaki sızıntı değerleri en düşükten en yükseğe doğru sırasıyla; Filtek™ Silorane, Herculite® XRV Ultra™, Æliteflo™ ve Vertise™ Flow şeklinde gerçekleşmiş ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 10, Grafik 5).

Gruplar	Kompozit Rezın	Sıra Ortalaması n=10	Gruplar Arası Farklılık Gösterenler ($p<0.05$)
Grup 1	Herculite® XRV Ultra™	18,80	-
Grup 2	Filtek™ Silorane	15,75	-
Grup 3	Vertise™ Flow	24,05	-
Grup 4	Æliteflo™	23,40	-

Tablo 10: LED ışık cihazı ile polimerize edilen kompozit rezin gruplarının birbirleriyle oklüzal kenar sızıntı skorları açısından karşılaştırılması

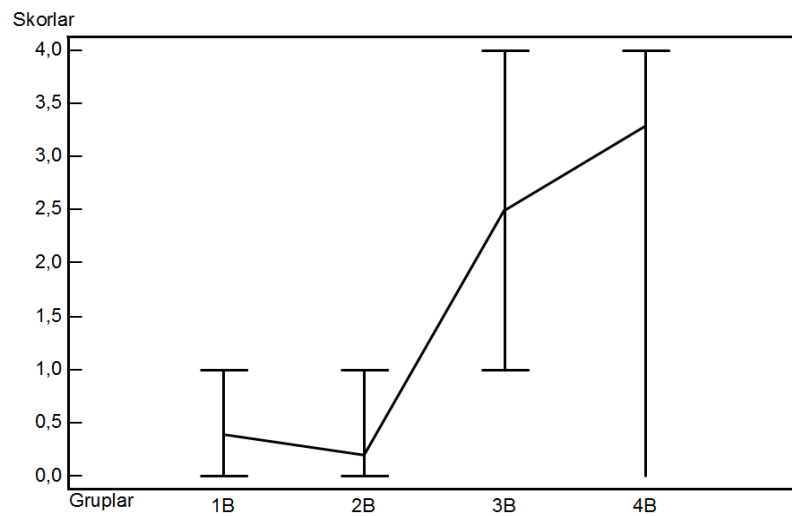


Grafik 5: LED ışık cihazı ile polimerize edilen kompozit rezin gruplarının birbirleriyle oklüzal kenar sızıntı skorları açısından karşılaştırılması

LED ışık cihazı ile polimerize edilen kompozit rezin grupları arasında, gingival kenarda en düşük sızıntı değerleri sırasıyla; Filtek™ Silorane ve Herculite® XRV Ultra™, da gözlenmiş ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir ($p>0,05$). Gingival kenardaki en yüksek sızıntı değerleri ise, sırasıyla; Æliteflo™ ve Vertise™ Flow' da gözlenmiş ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Ancak, en düşük sızıntı değeri gösteren Filtek™ Silorane ve Herculite® XRV Ultra™ ile en yüksek sızıntı değerleri gösteren Æliteflo™ ve Vertise™ Flow arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmiştir ($p<0,05$) (Tablo 11, Grafik 6).

Gruplar	Kompozit Rezine	Sıra Ortalaması (n=10)	Gruplar Arası Farklılık Gösterenler ($p<0,05$)
Grup 1	Herculite® XRV Ultra™	13,00	(3)(4)
Grup 2	Filtek™ Silorane	10,50	(3)(4)
Grup 3	Vertise™ Flow	27,55	(1)(2)
Grup 4	Æliteflo™	30,95	(1)(2)

Tablo 11: LED ışık cihazı ile polimerize edilen kompozit rezin gruplarının birbirleriyle gingival kenar sızıntı skorları açısından karşılaştırılması



Grafik 6: LED ışık cihazı ile polimerize edilen kompozit rezin gruplarının birbirleriyle gingival kenar sızıntı skorları açısından karşılaştırılması

Çalışmamızda kullandığımız 4 farklı kompozit rezinden Filtek™ Silorane ve Herculite® XRV Ultra™ kondanse olabilen özellikte, Æliteflo™ ve Vertise™ Flow ise akışkan özellikte restoratif materyallerdir.

Kompozit rezinlerin viskozitelerine ve kullanılan ışık cihazlarına göre, oklüzal ve gingival kenarlarına ait mikrosızıntı değerlerinin Mann-Whitney U testi kullanılarak karşılaştırılması tablo 12’de gösterilmiştir.

Bu karşılaştırma sonucunda, her iki ışık cihazı ile yapılan polimerizasyonda, kondanse olabilen kompozit rezinlerde akışkanlara göre, daha az mikrosızıntı değerleri gözlenmiştir ($p<0,05$). Bu fark oklüzal kenarda halojen ışık cihazı ile yapılan polimerizasyonda istatistiksel olarak anlamlıyken ($p<0,05$), LED ışık cihazı ile yapılan polimerizasyonda ise, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$). Gingival kenarda, her iki ışık cihazında da anlamlı bir fark tespit edilmiştir ($p<0,05$) (Tablo 12).

	Işık Cihazı	Kondanse Olabilen Kompozit Rezinerler Sıra Ortalaması (n=20)	Akışkan Kompozit Rezinerler Sıra Ortalaması (n=20)	p değeri
Oklüzal Kenar	Halojen	15,45	25,55	0,003*
	LED	17,28	23,73	0,051
Gingival Kenar	Halojen	11,13	29,88	0,000*
	LED	11,75	29,25	0,000*

*Viskozitelerine göre karşılaştırılan kompozit rezinler arasındaki sızıntı farkı istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$).

Tablo 12: Kondanse olabilen ve akışkan kompozit rezinlerin birbirleriyle sızıntı skorları açısından karşılaştırılması

Çalışmamızda kullandığımız 4 farklı restoratif materyalden Herculite® XRV Ultra™ ve Vertise™ Flow nano içerikli, Filtek™ Silorane ve Æliteflo™ ise, mikro içerikli kompozit rezinlerdir.

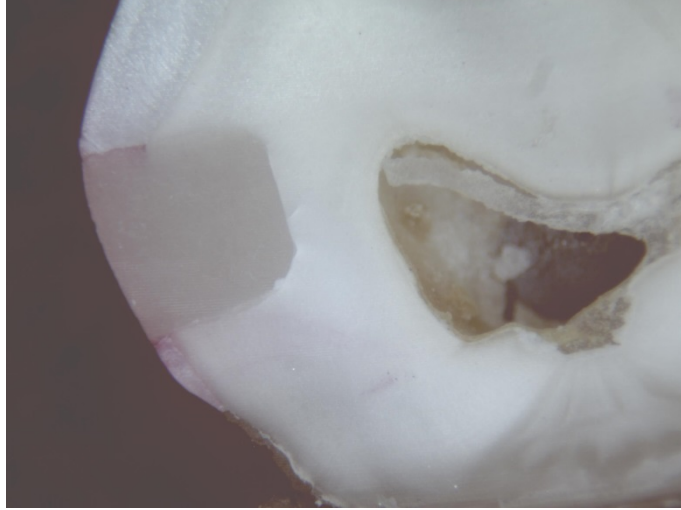
Kompozit rezinlerin inorganik doldurucu partikül büyüklüğüne ve kullanılan ışık cihazlarına göre oklüzal ve gingival kenarlarına ait mikrosızıntı değerlerinin Mann-Whitney U testi kullanılarak karşılaştırılması tablo 13’te gösterilmiştir.

Bu karşılaştırma sonucunda, oklüzal kenarda her iki ışık cihazı ile yapılan polimerizasyonda mikro içerikli kompozitlerde, nano içerikli kompozit rezinlere göre, daha az mikrosızıntı değerleri gözlenmiştir. Bu fark halojen ışık cihazı ile yapılan polimerizasyonda istatistiksel olarak anlamlıyken ($p=0,004$), LED ışık cihazı ile yapılan polimerizasyonda ise, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$). Gingival kenarda her iki ışık cihazı ile yapılan polimerizasyona göre, nano içerikli kompozitlerde mikro içerikli kompozit rezinlere göre daha az mikrosızıntı gözlenmiştir. Aralarındaki bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 13).

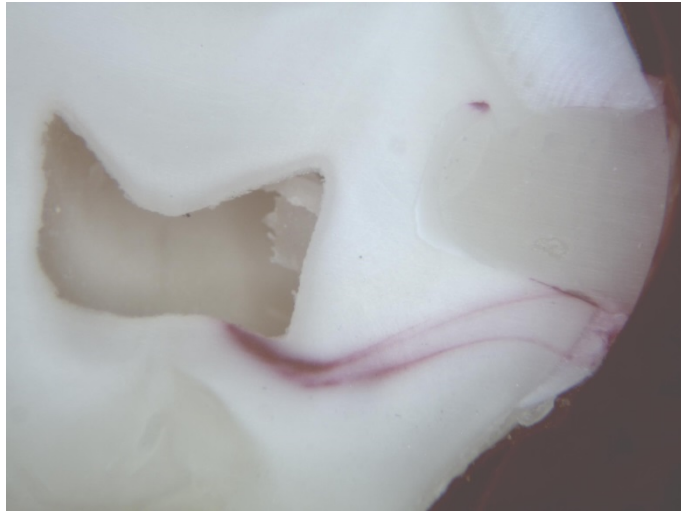
	Işık Cihazı	Nanohibrit kompozit Resin Sıra Ortalaması (n=20)	Mikrohibrit Kompozit Resin Sıra Ortalaması (n=20)	p değeri
Oklüzal Kenar	Halojen	25,38	15,63	0,004*
	LED	21,43	19,58	0,576
Gingival Kenar	Halojen	20,23	20,78	0,876
	LED	20,28	20,73	0,899

*Nanohibrit ve Mikrohibrit kompozit rezinler arasındaki sızıntı farkı istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$).

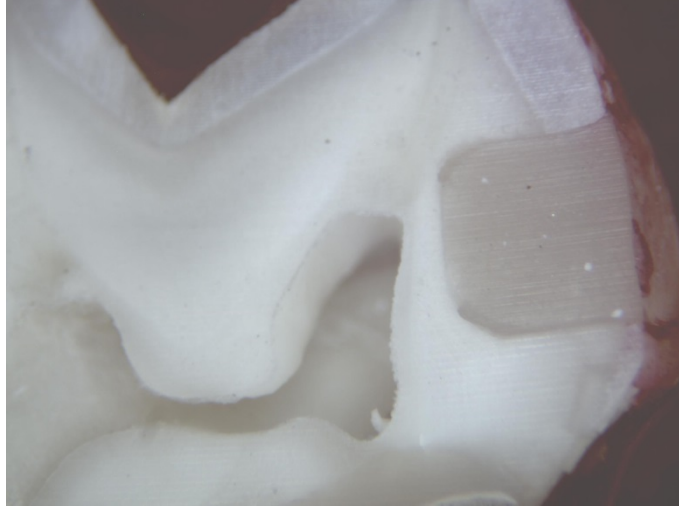
Tablo 13: Nano ve mikro içerikli kompozit rezinlerin birbirleriyle sızıntı skorları açısından karşılaştırılması



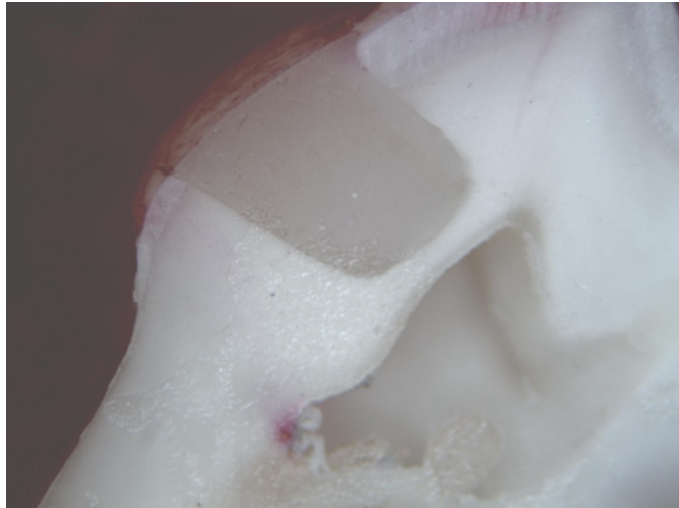
Resim 17: Herculite® XRV Ultra™'nın halojen ışık cihazı ile polimerize edildiği grupta oklüzal kenarda gözlenen mikrosızıntı (Skor 2)



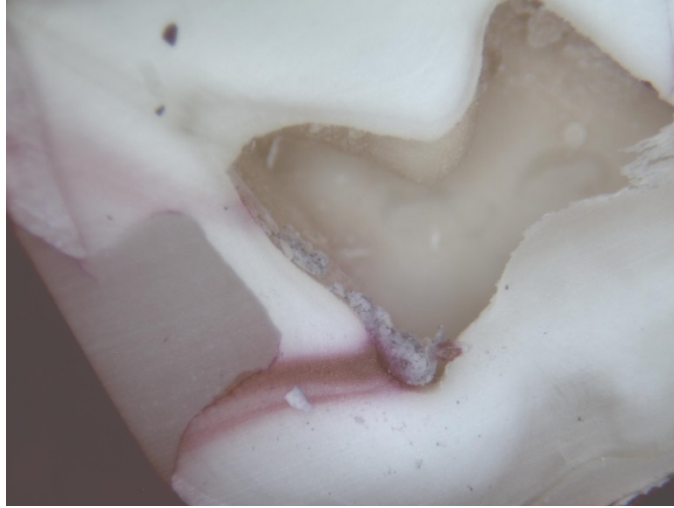
Resim 18: Herculite® XRV Ultra™'nın LED ışık cihazı ile polimerize edildiği grupta gingival kenarda gözlenen mikrosızıntı (Skor 2)



Resim 19: Filtek™ Silorane'ın halojen ışık cihazı ile polimerize edildiği grupta oklüzal ve gingival kenarlarda gözlenen mikrosızıntı (Skor 0)



Resim 20: Filtek™ Silorane'ın LED ışık cihazı ile polimerize edildiği grupta oklüzal kenarda gözlenen mikrosızıntı (Skor 1)



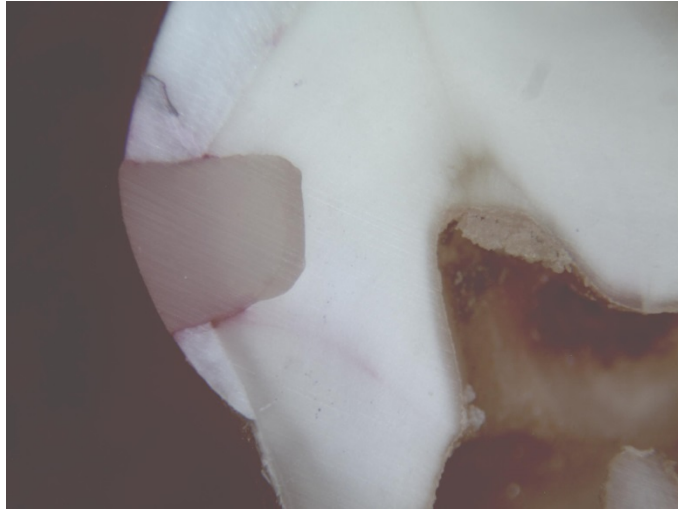
Resim 21: Vertise™ Flow'un halojen ışık cihazı ile polimerize edildiği grupta gingival kenarda gözlenen mikrosızıntı (Skor 3)



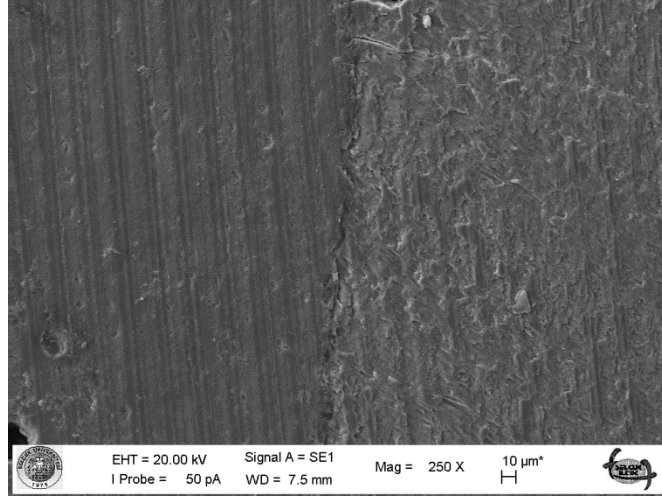
Resim 22: Vertise™ Flow'un LED ışık cihazı ile polimerize edildiği grupta gingival kenarda gözlenen mikrosızıntı (Skor 4)



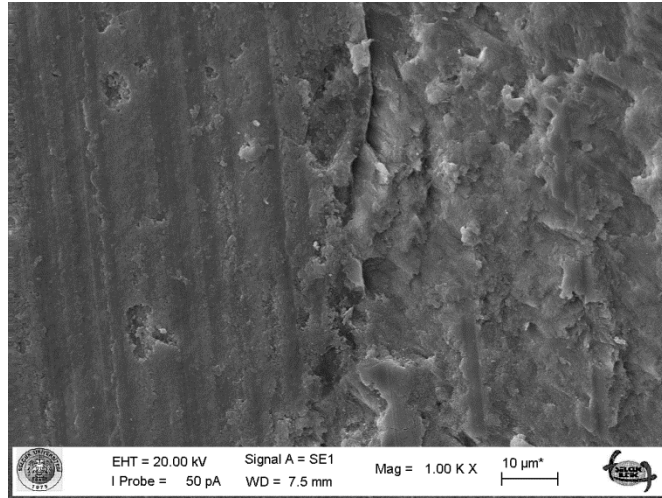
Resim 23: Æliteflo™'nun halojen ışık cihazı ile polimerize edildiği grupta gingival kenarda gözlenen mikrosızıntı (Skor 4)



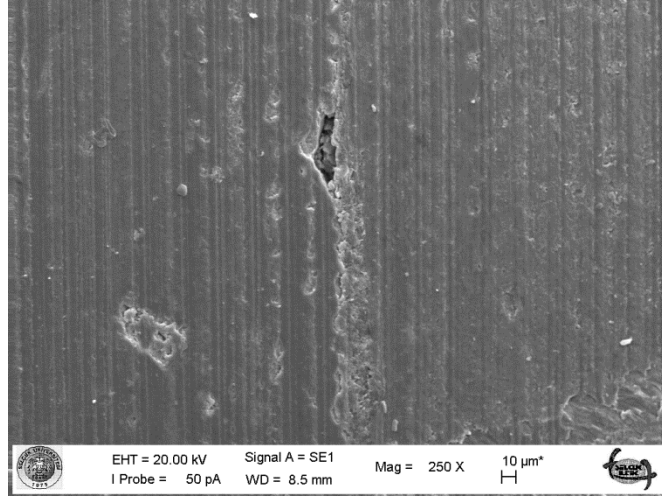
Resim 24: Æliteflo™'nun LED ışık cihazı ile polimerize edildiği grupta oklüzal ve gingival kenarlarda gözlenen mikrosızıntı (Skor 2)



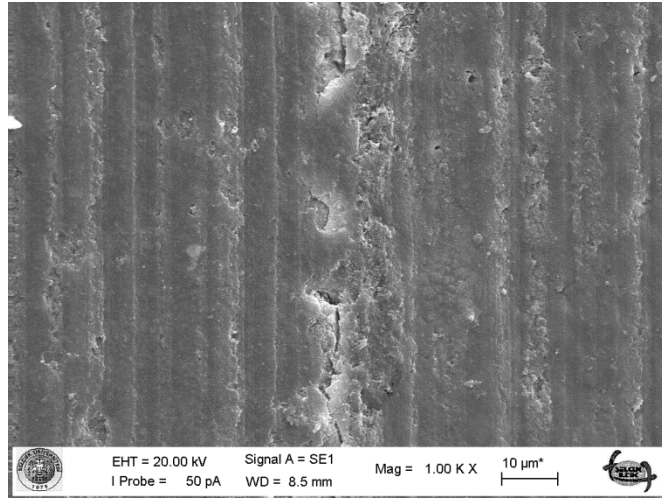
Resim 25: Herculite® XRV Ultra™'nin halojen ışık cihazı ile polimerize edildiği grubun SEM görüntüsü (X250)



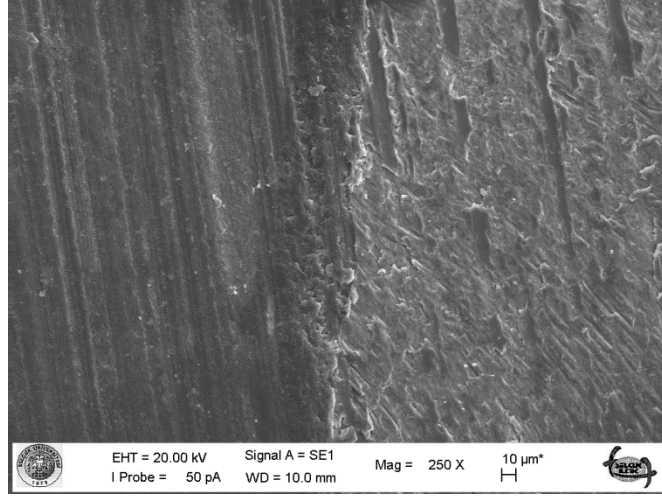
Resim 26: Herculite® XRV Ultra™'nin halojen ışık cihazı ile polimerize edildiği grubun SEM görüntüsü (X1000)



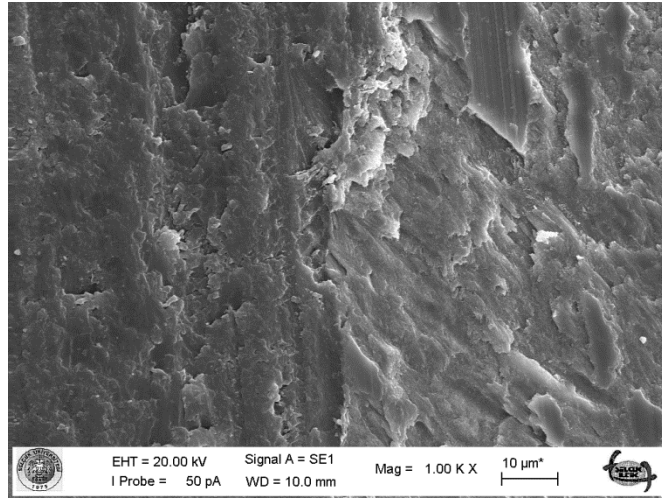
Resim 27: Herculite® XRV Ultra™'nın LED ışık cihazı ile polimerize edildiği grubun SEM görüntüsü (X250)



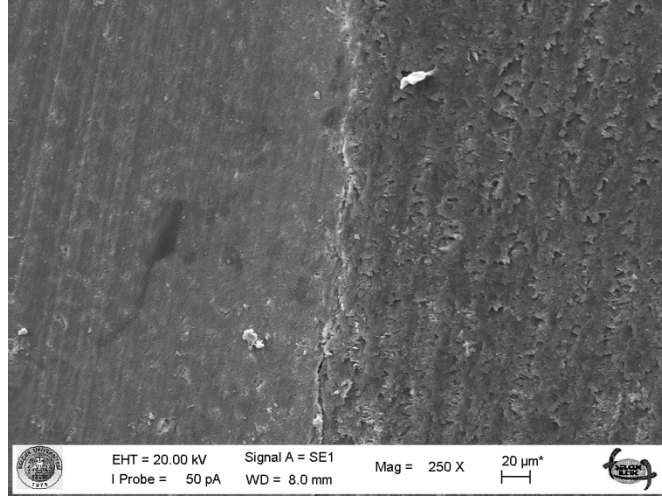
Resim 28: Herculite® XRV Ultra™'nın LED ışık cihazı ile polimerize edildiği grubun SEM görüntüsü (X1000)



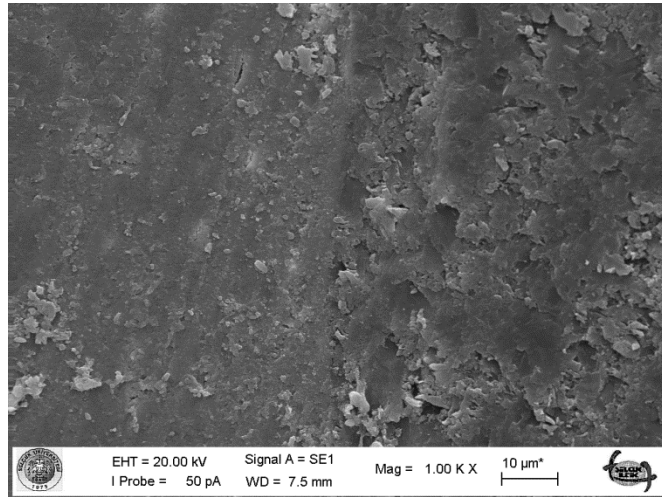
Resim 29: Filtek™ Silorane'ın halojen ışık cihazı ile polimerize edildiği grubun SEM görüntüsü (X250)



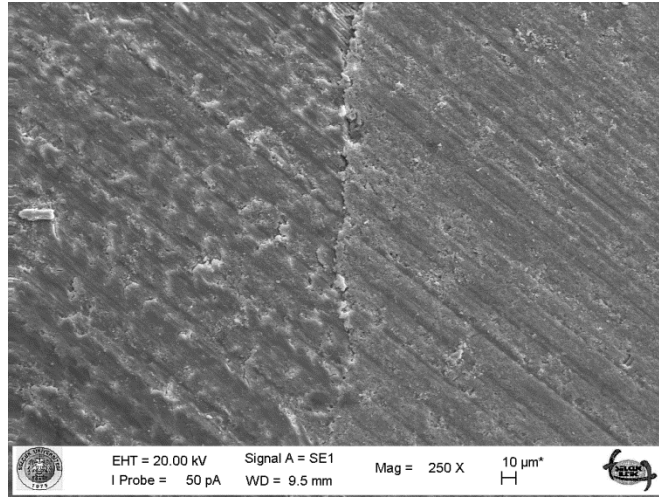
Resim 30: Filtek™ Silorane'ın halojen ışık cihazı ile polimerize edildiği grubun SEM görüntüsü (X1000)



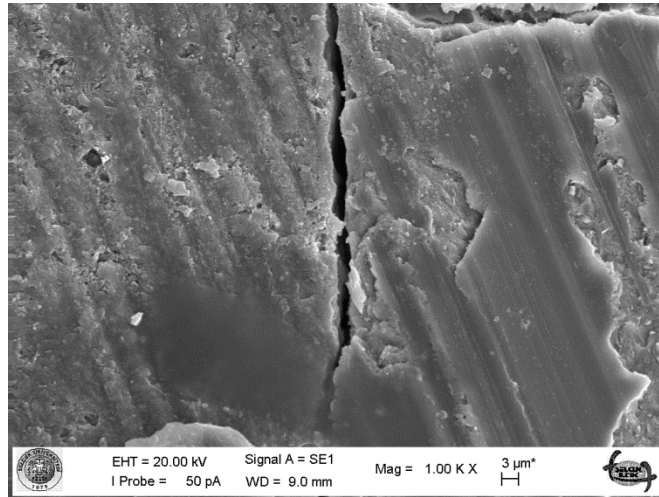
Resim 31: Filtek™ Silorane'ın LED ışık cihazı ile polimerize edildiği grubun SEM görüntüsü (X250)



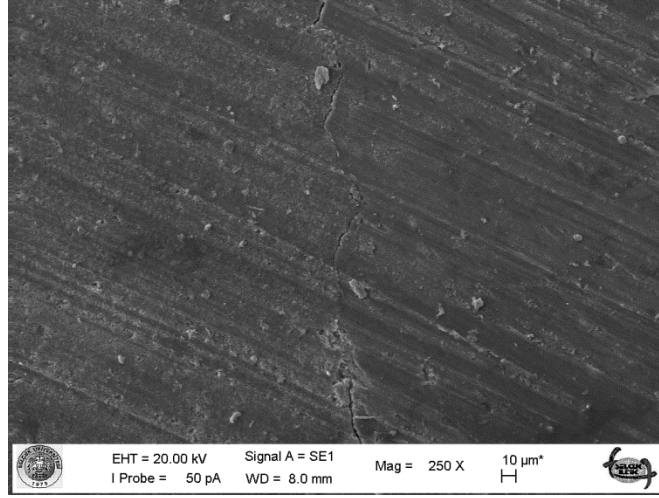
Resim 32: Filtek™ Silorane'ın LED ışık cihazı ile polimerize edildiği grubun SEM görüntüsü (X1000)



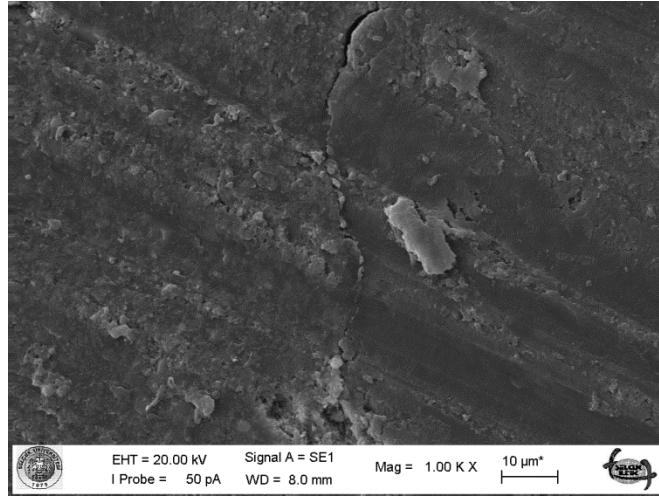
Resim 33: Vertise™ Flow'un halojen ışık cihazı ile polimerize edildiği grubun SEM görüntüsü (X250)



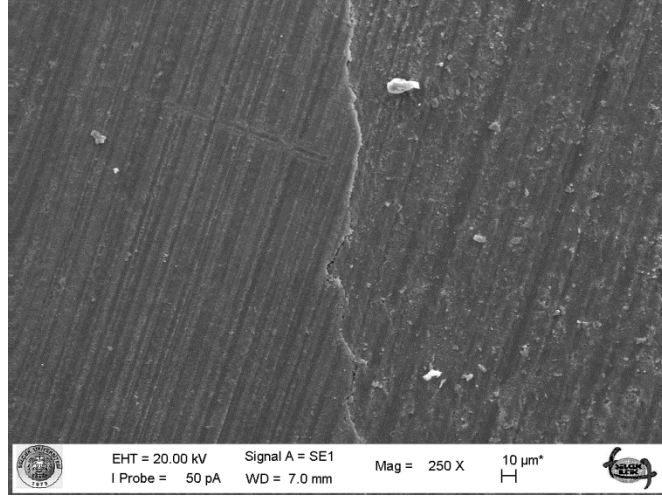
Resim 34: Vertise™ Flow'un halojen ışık cihazı ile polimerize edildiği grubun SEM görüntüsü (X1000)



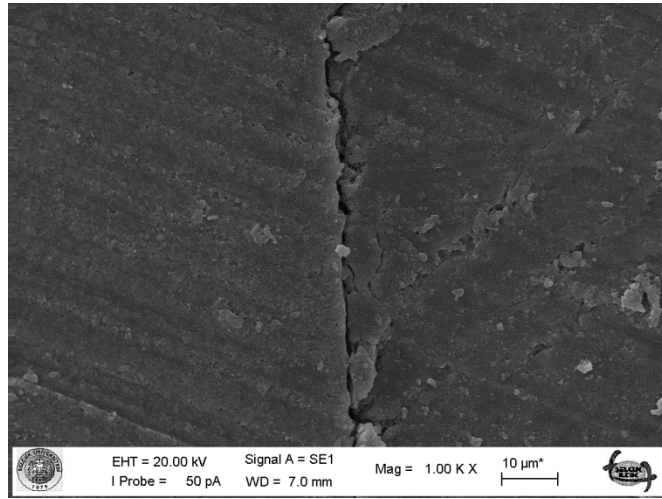
Resim 35: Vertise™ Flow'un LED ışık cihazı ile polimerize edildiği grubun SEM görüntüsü (X250)



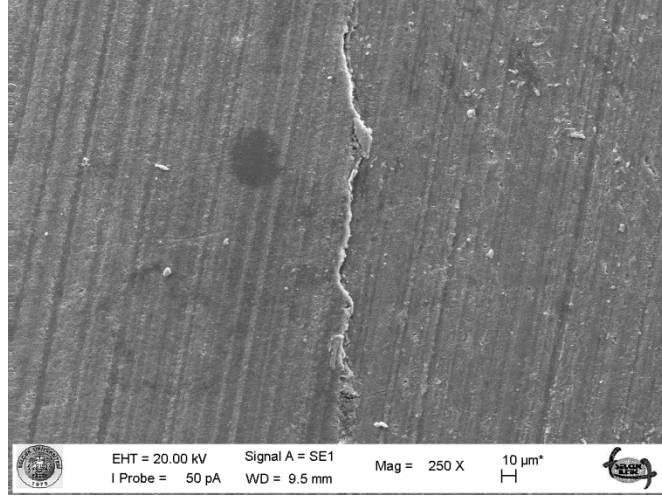
Resim 36: Vertise™ Flow'un LED ışık cihazı ile polimerize edildiği grubun SEM görüntüsü (X1000)



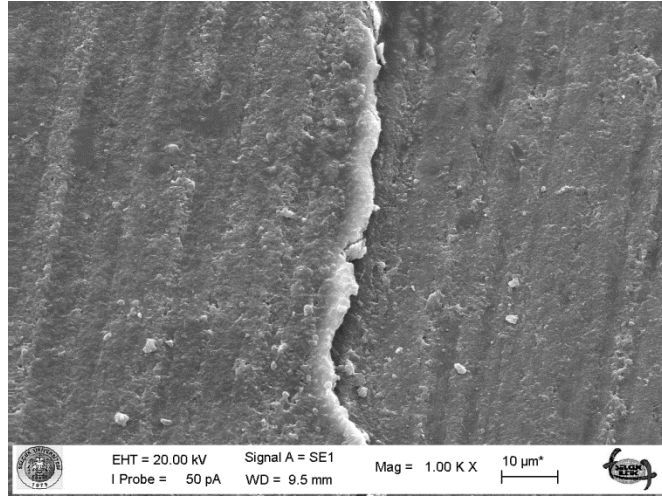
Resim 37: Æliteflo™'nun halojen ışık cihazı ile polimerize edildiği grubun SEM görüntüsü (X250)



Resim 38: Æliteflo™'nun halojen ışık cihazı ile polimerize edildiği grubun SEM görüntüsü (X1000)



Resim 39: Æliteflo™'nun LED ışık cihazı ile polimerize edildiği grubun SEM görüntüsü (X250)



Resim 40: Æliteflo™'nun LED ışık cihazı ile polimerize edildiği grubun SEM görüntüsü (X1000)

5. TARTIŞMA

Diş çürükleri, oluşumunda birçok etkenin rol oynadığı, günümüzde görülen en yaygın kronik ve bulaşıcı hastalıklar arasındadır. Tüm dünyada diş çürüklerinin önlenmesine yönelik koruyucu dişhekimliği uygulamaları giderek yaygınlaşmasına rağmen, hala pek çok süt dişi ve daimi diş çürük nedeniyle erken dönemde kaybedilmektedir (161). Gelişen teknoloji sayesinde diş çürüklerinin tedavisi için üretilen yeni restoratif materyallerin uzun yıllar boyunca sağlıklı bir şekilde ağızda kalmaları hedeflenmektedir. Bu restorasyonların klinik ömrünü uzatmak için yapılan yoğun çalışmalara rağmen, restoratif materyallerin ve uygulama tekniklerinin en önemli problemlerinden biri olan polimerizasyon büzülmesi ile oluşan mikrosızıntı sonucunda kavite duvarlarında renkleşme, sekonder çürük, postoperatif ağrı ve pulpa iltihabı gibi komplikasyonların oluşması engellenememektedir.

Günümüzde; kompozit rezin restorasyonlardaki mikrosızıntının elimine edilebilmesi için yeni geliştirilen materyaller ve ışık cihazları ile birlikte farklı uygulama tekniklerinin kullanılması yapılan birçok araştırmaya konu olmaktadır.

Süt dişlerinde yaptığımız bu tez çalışması ile diş hekimliğinde yeni geliştirilmiş olan materyallerin çocuk diş hekimliği açısından güvenilirliklerinin test edilmesi ve farklı ışık cihazları kullanılarak polimerize edilen restoratif materyallerde oluşabilecek mikrosızıntı ile ilgili verilerin elde edilmesi hedeflenmiştir. Bu hedef doğrultusunda, kullandığımız 4 farklı güncel restoratif materyalin mikrosızıntı açısından SEM ile değerlendirilmesi, içlerinden çocuk diş hekimliğinde kullanılması en uygun olan materyalin önerilebilmesi ve bu sayede mikrosızıntıya bağlı oluşabilecek olumsuzlukların önlenmesi amacıyla bu in vitro çalışma planlanmıştır.

Bu çalışmada, standart olarak hazırladığımız sınıf V kutu kavitelere, halojen ve LED ışık cihazları kullanılarak polimerize edilmiş nanodoldurucu ve mikrodoldurucu kompozit rezinler ile farklı bir kimyasal yapıya sahip olan siloran esaslı bir kompozit rezinin yerleştirilmesi sonucunda oklüzal ve gingival kenarlarda görülen mikrosızıntı incelenmiştir.

Bir restoratif materyalin klinik etkinliğinin değerlendirilmesinde en önemli koşul, kontrollü yapılan klinik araştırmalardır. Ancak, bu klinik çalışmaların yürütülmesinde; yüksek maliyet, dental materyallerin uzun dönem başarısı kanıtlanana

kadar çok hızlı bir şekilde gelişmesi ve değişmesi, hastaların araştırma süresi bitmeden çalışmadan ayrılması, özellikle ağız ve diş sağlığının ikinci planda olduğu ülkemiz şartlarında hastaların değerlendirmelere gelmesi için ikna edilmesinin oldukça güç olması gibi sorunlarla karşılaşılabilir. Ayrıca, klinik çalışmalarda birçok değişkenin sonuçlar üzerinde etkili olmasından dolayı, başarısızlığın gerçek nedeni tam olarak anlaşılamamaktadır. Laboratuvar çalışmalarında ise, tek bir değişken değerlendirilirken, diğer değişkenlerin sabit tutulabildiği, çalışmanın genellikle kolay ve hızlı bir şekilde yapılabildiği ve maliyetin de düşük olduğu görülmektedir. Tüm bu nedenlerle, materyallerin restorasyon başarısı üzerine etkilerini değerlendirmek ve klinik kullanımlarını desteklemek için in vivo şartları taklit edebilen in vitro metodolojiler geliştirilmiştir (62,151,162,163). Nitekim, materyallerin klinik performanslarını tahmin etmek amacıyla üretici firmaların da günümüzde hala yaygın olarak laboratuvar çalışmalarını tercih ettikleri görülmektedir (62,164).

Diş hekimliğinde yapılan in vitro çalışmalarda insan dişinin yanısıra kedi, köpek, sıçan ve sığır dişleri de kullanılmaktadır (165-168). Ancak, sığır dişlerinin mine yüzeyinin insan dişlerinden farklı olduğu, bu nedenle çalışmaların insan dişlerinde gerçekleştirilmesi gerektiği ve en çok tercih edilen dişlerin ise insan dişleri olduğu belirtilmektedir (151,169). Bununla birlikte, çalışmalarda standardizasyonun sağlanabilmesi için insan dişleri kullanıldığında, dentinin çürükten etkilenmesi ve çürüğe karşı tamir dentini oluşturarak sonuçları etkileyebilmesi, aynı zamanda çürük dentinde oluşan hibrit tabakanın normal dentinde bulunandan daha kalın olması ve bunun restoratif materyallerin dentine olan bağlanmasını değerlendirirken zorluk çıkartabilmesi gibi nedenlerle dişlerin çürüksüz ve daha önce herhangi bir restorasyon yapılmamış olması gerektiği birçok araştırmacı tarafından rapor edilmiştir (170-173).

İn vitro koşullarda yaptığımız bu çalışmada, çürüksüz ve daha önce restore edilmemiş insan süt dişleri kullanılmıştır.

Süt dişleri, çiğneme ve beslenmeyi sağlayarak çocuğun normal ve orantılı bir büyüme-gelişim sürdürebilmesi ve daimi dişlenmeye geçişte rehberlik sağlaması açısından önemli bir yere sahiptir. Süt dişlenmede meydana gelen sorunlar, büyüme ve gelişimin olumsuz etkilenmesine sebep olmaktadır. Süt dişleri çene kemiğinin büyümesini stimüle etmekte ve daha sonra onların yerlerine sürecektir olan daimi

dişlerin yerlerini korumaktadır. Süt dişleri aynı zamanda konuşma açısından son derece önem taşımaktadır. Özellikle ön dişlerin eksikliğinde birçok ses tam olarak söylenememektedir. Ayrıca ön dişlerin eksikliği, çocuklarda ciddi bir estetik kaygı oluşturabilmekte, beraberinde birçok psikolojik soruna neden olabilmektedir (174). Süt dişlerinin travma, çürük, ektopik erupsiyon ya da diğer sebeplere bağlı erken kayıpları aynı zamanda ark boyunda kayıplara neden olan istenmeyen süt ve daimi diş hareketlerine sebep olabilmektedir. Ark boyunda meydana gelen eksiklik ciddi ortodontik bozuklukların ortaya çıkmasına neden olabilmektedir (175,176). Bu yüzden, süt dişlerinin fizyolojik düşme zamanlarına kadar ağızda tutulmaları oldukça önemlidir.

Süt dişlerinin daimi dişlere göre histomorfolojik özelliklerinde bir takım farklılıklar bulunmaktadır. Pulpaya yaklaştıkça dentin kanalları daha geniş, peritübüler dentin daimi dişlere oranla daha kalın (2-5 kat) ve intertübüler dentin miktarı ise, daha azdır (177). Bu farklılıklar, polimerizasyon büzülmesi gibi önemli bir dezavantaja sahip kompozit restorasyonlarda, mine ve dentine bağlanmayı güçleştirirken, aynı zamanda diş ile restorasyon arasında boşluk oluşumu ve mikrosızıntı riskini de arttırmaktadır (140). Tüm bu nedenlerle çocuk hastalarda çürük süt dişlerinin düşme zamanına kadar ağızda korunması amacıyla, endikasyona göre açılan kaviteye yerleştirilecek olan restoratif materyallerin uygulama hızı, kolaylığı ve bağlanma özellikleri restorasyonun uzun dönem başarısı için büyük bir öneme sahiptir.

Yapılan çalışmalarda, çeşitli nedenlerle çekilen dişlerin saklama süresinin in vitro çalışmalar üzerindeki etkisine ilişkin, farklı görüşler bulunmaktadır. Bu sürenin, çalışmanın sonuçlarını önemli derecede etkilemediğini belirten araştırmacılar olduğu gibi (178,179), saklama süresi uzadığı takdirde dentin geçirgenliğinin artacağını, dolayısı ile dişlerin çekildikten sonra en kısa sürede kullanılmasının daha doğru olacağını belirten (180-182) ve bu sürenin çekimden sonraki bir ay ile sınırlandırılmasını öneren araştırmacılar da vardır (183,184).

Çalışmalarda kullanılan dişlerin dehidratasyonunu engellemek amacıyla, çekildikten sonra laboratuvar aşamalarına geçilinceye kadar ve tüm bu aşamalar arasında saklama solüsyonunda tutulması gerekir (185,186). Dişlerin sıklıkla oda sıcaklığında veya +4°C'de, distile su veya serum fizyolojik içerisinde saklandığı

görülmektedir (185,187,188). Saklama ortamında mikroorganizmaların üremesini engellemek amacıyla etanol, formol, timol, sodyum hipoklorit, glutraldehit gibi antimikrobiyal kimyasal maddeler ilave edilebilmektedir. Bu maddelerin ilavesi ile ilgili yapılan çalışmalarda, dişlerin saklandığı solüsyona eklenecek herhangi bir kimyasal maddenin, dişin yapısına girerek değişikliğe neden olabileceği ve bunun da yapılan ölçümlerde hatalara yol açabileceği belirtilmiştir (189).

Bu görüşler doğrultusunda, çalışma kapsamına aldığımız dişler en fazla 30 gün oda sıcaklığında distile su içerisinde bekletildi.

Süt dişleri yapısal farklılıklarından dolayı, özellikle servikal bölgede daha fazla adeziv başarısızlık göstermektedir (140). Servikal bölgede, mine ve dentin arasındaki mekanik kilitleme, mine-dentin birleşiminin diğer bölgelerinden daha zayıf olduğu için bu bölgede çatlak oluşumunun görülebileceği belirtilmiştir. Ayrıca lateral hareketlere bağlı olarak gelişen makaslama ve gerilme kuvvetleri ile servikal bölgede mine ve dentin arasındaki bağlantının etkilendiği bildirilmektedir (61). Bu streslerin, minede çatlaklara, mine ve dentinde kayıplara yol açarak hidroksiapatit kristalleri boyunca bağlanmada bozulmaya neden olduğu savunulmaktadır (190). Özellikle ağız hijyeni kötü olan çocuklarda plak birikimine bağlı olarak sık rastlanan kole bölgesi çürüklerinde, servikal bölgedeki mine kalınlığının yetersiz, mine prizmalarının sayısı ve doğrultularının farklı olması gibi histomorfolojik özelliklere bağlı olarak adeziv materyallerin zayıf bağlanma göstermeleri, diğer bölgelerdeki kavite tiplerine oranla mikrosızıntıdan daha çok etkilenmesine neden olmaktadır (24,140). Servikal bölgede dentin kanallarının seyrinden dolayı bağlanmanın azalması, ağızdaki termal değişiklikler nedeniyle de restoratif maddenin dişle aynı oranda genişip büzülememesi sonucu, diş-restorasyon arasında mikro boşlukların oluşması ve polimerizasyon büzülmesi bu bölgede karşılaşılan diğer önemli sorunlardır (191). Bu faktörler, servikal lezyonlarda restoratif materyal seçimini ve uzun dönemde klinik başarı elde etmeyi zorlaştırmaktadır.

Servikal bölgedeki restorasyonların sınırları genellikle mine, dentin ve sement dokularını kapsamaktadır. Bu üç dokuya da aynı derecede güçlü bağlanabilecek restoratif materyal eksikliği, servikal bölgede yapılacak tedavileri oldukça güçleştirmektedir. Servikal restorasyonlar, dişeti dokusuna yakınlıklarının nem kontrolünü güçleştirmesi ve yoğun abfraksiyon kuvvetlerine maruz kalmaları

nedeniyle uzun vadede yüksek klinik başarı elde edilmesi zor vakalar olarak değerlendirilir (192). Bu nedenle günümüz çalışmalarının en önemli amacı, servikal lezyonların mikrosızıntısını en aza indirecek şekilde restore edilmesi olmuştur (193).

Yapılan bazı araştırmalarda, süt dişlerinde açılan sınıf V kavitelemin mine sınırları içerisinde hazırlanması tercih edilmektedir (194,195). Yapılan bir çalışmada, restorasyon kenarlarında mine dokusunun korunmasının, dentin-kompozit rezin arayüzündeki bozulmaların engellenmesinde önemli rol oynadığı, dentin yüzeyinin mine tarafından korunduğu servikal bölge kaviteleminde ise, dentin-kompozit rezin arayüzünün ağız ortamındaki kimyasal ataklara daha iyi karşı koyabildiği rapor edilmiştir (196). Ayrıca, servikal lezyonlarda mikromekanik retansiyon alanını arttırmak için mine dokusuna bizotaj işlemi yapılması önerilmektedir (4,24).

Bu nedenlerle süt dişlerinde yaptığımız bu çalışmada, sınırları minede olacak şekilde ve bizotaj yapılarak standart sınıf V kavitelemler hazırlandı.

Mikrosızıntının ve kenar adaptasyonunun değerlendirilmesi için birbirinden farklı boyutlarda kavitelemler hazırlanmış bir çok çalışma bulunmaktadır (160,197-199). Yapılan çalışmalarda, örnekler arasındaki varyasyonları elimine etmek ve standardizasyonu sağlamak için, benzer büyüklükte dişlerin seçilmesi ve kavitelemler mümkün olduğu kadar eşit boyutlarda hazırlanması önerilmiştir. Bu durum, kompozit rezinlerin polimerizasyonu sırasında meydana gelen polimerizasyon büzülmesi gibi materyalin hacmine bağlı özellikler için büyük önem taşımaktadır. (200-202). Poureslami ve arkadaşları ile Oba ve arkadaşlarının süt dişleri üzerinde yaptıkları çalışmalarında, standardizasyonu sağlamak amacıyla mesio-distal genişliği 3 mm, oklüzo-gingival genişliği 2 mm ve derinliği 2 mm olacak şekilde sınıf V kavitelemler hazırlanmıştır (177,203).

Yaptığımız bu tez çalışması için seçmiş olduğumuz benzer büyüklükteki süt azı dişlere, Poureslami ve arkadaşları ile Oba ve arkadaşlarının yaptıklarıyla aynı şekilde standart sınıf V kavitelemler hazırlandı.

Yapılan çalışmalarda, kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerinin sadece içeriğine değil, aynı zamanda birlikte kullanıldığı adeziv ajanın özelliklerine de bağlı olduğu bildirilmektedir. Kompozit rezinler ve adeziv ajanlar birlikte kullanılan bir sistem olarak kabul edildiği için, bu materyallerin içerikleri ile uyumlu bağlanma morfolojisi ve bağlanma kuvveti gösteren kendi adeziv ajanlarıyla beraber

kullanılması gerektiği rapor edilmiştir (191,204). Kompozit rezin ile adeziv sistemlerin farklı üretici firmaların ürünlerinden seçilmesi durumunda, adeziv ajanların dentine bağlanma kuvvetinin olumsuz yönde etkilenebileceği belirtilerek (205), klinik performansın artırılması bakımından kullanılan restoratif rezinle adeziv ajanın aynı üretici firmadan temin edilmesi gerektiğine dikkat çekilmiştir (206). Ayrıca, adeziv ajanları üreten firmalar bu sistemleri çok dikkatli araştırarak değerlendirmekte ve klinik uygulamaların sistemden beklenen en üst performansı sağlayacak şekilde yapılabilmesi için gerekli kuralları belirlemektedirler. Bu nedenle araştırmacılar, rezin restorasyonların firmaların önerileri doğrultusunda kullanıldığı takdirde, tutuculuğunun artacağını ve kenar uyumunun sağlanacağını, mikrosızıntı ve hassasiyetin azalacağını, uygulama hatalarının ise, adezivin klinik başarısını ciddi şekilde azalttığını belirtmektedirler (207,208).

Bu bilgiler ışığında biz de çalışmamızda, her grupta kullandığımız kompozit rezin ve adeziv ajanın aynı üretici firmanın ürünü olmasına özen gösterdik.

Yapılan çalışmalarda, kompozit rezin materyallerin polimerizasyonunun 24 saatte tamamlandığı ve doğru ölçüm yapabilmek için örneklerin 37 °C'de 24 saat bekletilmesi gerektiği bildirilmiştir (188,209,210).

Bu çalışmalara paralel olarak, restore edilen süt dişleri 37 °C'de 24 saat distile su içerisinde bekletildikten sonra yaşlandırma işlemine tabi tutuldu.

Laboratuvar ortamında klinik koşulları taklit ederek yapılan çalışmalarda, ağız içinde karşılaşılan koşulları yansıtmak amacıyla restoratif materyaller, çeşitli yaşlandırma işlemlerine tabi tutulmaktadırlar (62,69). Termal siklus, mekanik yükleme ve suda bekletme yapay yaşlandırma yöntemlerindedir. Yapılan bir çalışmada mikrosızıntı testinde suda bekletme yöntemi etkisinin minimum olduğu bildirilmiştir (69). İn vitro çalışmalarda çiğnemeyi simüle etmek amacıyla, oklüzal veya mekanik yükleme kullanılmaktadır (69,211) Termal siklus yöntemi ise, en sık kullanılan yaşlandırma yöntemlerinden biridir (212). Termal siklus uygulanmasının amacı, ağızda meydana gelebilecek ısı değişimlerini in vitro olarak taklit etmek ve diş sert dokusu ile restorasyon arasında oluşabilecek ısısal genişleme farklılıklarını yansıtmaktır. Termal siklus, ISO TR 11450 standartlarına göre 5°C ile 55°C arasında 500 döngü olarak uygulanmaktadır (65,212,213). Gale ve Darwell ile Nikaido ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmalarda, belirlenen bu standarttan daha az sayıda

termal siklus uygulanmasının, yaşlanma etkisinin elde edilmesi için yeterli olmayabileceğini iddia etmişlerdir (214,215). Restoratif materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerin karşılaştırıldığı bir derlemede, termal siklus uygulamasının çok büyük oranda 5°-55°C sıcaklıkları arasında (%98.7), çeşme suyu kullanılarak gerçekleştirildiği (%96,6); en sık tercih edilen siklus sayısının 250-500 arasında olduğu, ısı banyosunda kalma süresinin ise 30 saniye olduğu (%82.7) bildirilmiştir (151).

Tez çalışmamızdaki tüm örneklerle, 5°C ile 55°C' lik çeşme suyu kullanılan ısı banyolarında 30 sn bekleyecek şekilde, 1.000 kez termal siklus işlemi uygulandı.

Yapılan literatür incelemeleri sonucunda, restorasyon materyallerinde meydana gelen mikrosızıntı değerlerinin tayininde boyama, radyoizotop, kimyasal ajanların kullanılması, elektrokimyasal analiz, bakteriyel sızıntı, insan serumu sızıntısı, hava basıncı, mikroskopik inceleme ve nötron aktivasyon analizi yöntemleri gibi farklı tekniklerin kullanıldığı tespit edilmiştir (146,147,154). Bununla birlikte, mikrosızıntının belirlenmesinde en eski tekniklerden olan organik boyaların kullanılmasının, ucuz ve uygulaması kolay olması nedeniyle en sık tercih edilen yöntem olduğu belirtilmektedir (152). Türkün ve Ergücü adlı araştırmacılar, mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan boyaları inceledikleri derlemelerinde, araştırmaların %86,8' inde dişlerin yaşlandırma işleminden sonra boya çözeltilerinde bekletildiğini bildirmişlerdir (151). En sık tercih edilen boya çözeltilerinin ise, %40,8 bazik fuksin, %26,5 gümüş nitrat, %20 metilen mavisi şeklinde ve boyada bekletme süresi olarak da bazik fuksin için 24 veya 48 saat, gümüş nitrat için 2 saat, metilen mavisi için ise, 4 saat olduğunu belirtmişlerdir (151).

Tez çalışmamızda, mikrosızıntı belirleme yöntemlerinden en sık tercih edilen "boyama yöntemi" kullanıldı. Tırnak cilası uygulanan dişler, boya çözeltisi olarak %0,5'lik bazik fuksinde 24 saat süreyle bekletildi ve her gruptan birer örnek ayrıca SEM' de incelendi.

Mikrosızıntının tespiti amacıyla kullanılan bakteriyel sızıntı, boyama, radyoizotop, hava basıncı, elektrokimyasal analiz, mikroskopik inceleme çalışmalarının genellikle kalitatif ya da yarı kantitatif yöntemler olduğu, üç boyutlu olarak meydana gelen sızıntı değerlendirmelerinin çoğunlukla kesit üzerinde gözle yapılan iki boyutlu ölçümlere dayandığı belirtilmektedir (152). Bununla birlikte,

mikrosızıntının her zaman restorasyon kenarları boyunca aynı şekilde ve derinlikte izlenmediği ve üç boyutlu değerlendirme yapılabildiğinde daha doğru sonuçlar elde edildiği ifade edilmektedir. Ancak, daha zor, zaman alıcı, pahalı ve uygulayan kişinin deneyimine bağlı olması gibi çeşitli dezavantajları nedeniyle üç boyutlu değerlendirme çok fazla kullanılmamaktadır (151,216). Konuyla ilgili yapılan bir derlemede, dişlerden kesit alınarak yapılan iki boyutlu değerlendirme yönteminin, üç boyutlu değerlendirmede görülen dezavantajları taşımaması ve daha az laboratuvar aşaması gerektirmesi nedeniyle çoğu araştırmacı tarafından en çok tercih edilen yöntem olduğu belirtilmektedir (151).

Bizim çalışmamızda da, stereomikroskopta X20 büyütmede, iki boyutlu kalitatif skorlama yöntemi kullanılarak değerlendirme yapıldı.

Servikal lezyonların restorasyonu ile ilgili yapılan çalışmalarda, elastisite modüllerinin düşük olması nedeniyle dişe gelen kuvvetler karşısında esneyebilme özellikleri yüksek, enjekte edilebilir özellikte olmasıyla uygulamaları kolay ve dişe adaptasyonları iyi olan akışkan kompozit materyallerin kullanılması önerilmektedir (216). Bununla birlikte, inorganik doldurucu partikül miktarı ve aşınma dirençlerinin düşük, çiğneme kuvvetlerinin oluşturduğu oklüzal basınçlara karşı dayanıklılıklarının az ve polimerizasyon büzülmelerinin fazla olması gibi dezavantajları bulunmaktadır (4,24,29,33).

Akışkan kompozitlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini değerlendirmek amacıyla çok sayıda çalışma bulunmasına rağmen (32,217-219), bu materyallerin süt dişlerinde mikrosızıntı değerlerini inceleyen daha az sayıda bilimsel makaleye rastlanmaktadır (220,221).

Özellikle in vivo olarak çocuk hastalarda uygulama kolaylığı ve mikrosızıntı üzerine süt dişlerinde akışkan kompozitlerle ilgili daha az çalışma bulunması nedeniyle, tez çalışmamızdaki 2 grupta akışkan kompozit rezin kullanıldı.

Adeziv diş hekimliğindeki en son gelişme, ayrı bir adeziv uygulamasına olan ihtiyacı ortadan kaldırarak, all-in-one adeziv sistemler ile akışkan kompozitlerin kombine edildiği “kendinden adezivli akışkan kompozit rezin” lerdir (60,222). Akışkan kompozit içine adeziv ajan ilave edilmesi, özellikle çocuk hastaların diş hekimi koltuğunda geçirdikleri zamanı azaltması ve kullanım hatalarını en aza indirmesi açısından büyük öneme sahiptir (60). Kendinden adezivli akışkan

kompozit rezinin, sadece düşük mikrosızıntı değerleri göstermediği, aynı zamanda dentine de güçlü bir şekilde bağlandığı iddia edilmiştir (58). Çalışmamızda kullandığımız kendinden adezivli akışkan kompozit rezin Vertise™ Flow, bu amaçla üretilen ilk materyal olmuştur (222). 2009 yılında piyasaya sürülen bu yeni ürün ile ilgili süt dişleri üzerinde yapılan az sayıda çalışma bulunmaktadır.

Yaptığımız bu tez çalışmasında, yeni bir materyal olması ve özellikle çocuk diş hekimliğinde hiçbir ön işlem gerektirmeden direkt uygulama kolaylığı gibi avantajları olduğu belirtilen kendinden adezivli akışkan kompozit rezin materyali mikrosızıntı açısından değerlendirilebilmesi amacıyla kullanıldı.

Son zamanlarda araştırmacılar, rezinin doğasını değiştirerek polimerizasyon büzülmesini azaltmak için birçok girişimde bulunmuşlardır (48). Bu girişimlerden birinde, yeni açık halkalı katyonik bir monomer sistemi geliştirilmiş ve bu kompozit rezinler 2007 yılında kullanıma sunulmuştur (23,48). Siloran esaslı olan bu kompozit rezinler, siloksan ve oksiran moleküllerinin reaksiyona girmesinden meydana gelmiştir (54). Geleneksel metakrilat esaslı kompozit rezinlerle kıyaslandığında daha az polimerizasyon büzülmesi gösterdiği iddia edilmektedir. Katyonik halkaların açılması ile polimerize olan siloran esaslı kompozit rezinlerin %1' den daha az polimerizasyon büzülmesi gösterdiği ve mekanik özelliklerinin klinik başarısı kanıtlanmış klasik metakrilat esaslı kompozit rezinler kadar iyi olduğu bildirilmiştir (48,223,224). 2007 yılında piyasaya sürülen bu yeni ürün ile ilgili mikrosızıntı açısından süt dişleri üzerinde yapılan az sayıda çalışma bulunmaktadır.

Bu nedenle yaptığımız bu tez çalışmasında, yeni çıkan ve %1' den daha az polimerizasyon büzülmesi gösterdiği iddia edilen Filtek™ Silorane materyali çocuk diş hekimliğinde mikrosızıntı açısından değerlendirebilmek amacıyla kullanıldı.

Restorasyonların başarısı için kullanılan adeziv ve kompozit türleri kadar önemli olan bir diğer konu da kullanılan ışık cihazlarıdır. Günümüzde kullanılan ışık cihazları; ultraviyole, quartz-tungsten-halojen, light-emitting-diode, lazer ve plazma ark ışık cihazlarıdır (2,95,107,133,225). Ultraviyole ışık cihazları; polimerizasyon derinliğinin düşük, hasta ve hekim için UV ışığın zararlı olması gibi sebeplerle günümüzde sadece diş laboratuvarlarında indirekt restorasyonların polimerizasyonunda kullanılmaktadır (107,226). Bunlardan plazma ark ışık cihazları ve lazer ışık cihazları, teknolojilerinin kompleks ve pahalı olmaları nedeniyle

günümüzde rutin olarak kullanılmamaktadır (133,135). Ayrıca, siloran restoratif sisteminin polimerizasyonu sırasında dişte ısı artışına neden olan plazma ark ve lazer gibi yüksek yoğunluğa sahip ışık cihazları, yeterince uzun polimerizasyon süresine izin vermemektedir (23). Bununla birlikte, cihazların hangi modda kullanılacağı da ayrı bir tartışma konusudur. Soft-start polimerizasyon yöntemleri ile restoratif materyalin polimerizasyonu sırasında akıcılık özelliğinin artırılarak sertleşme süresinin uzatılması ve böylece polimerizasyon stresinin düşürülerek mikro aralık oluşumu ve mikrosızıntının azaltılması hedeflenmektedir (227-229).

Yaptığımız tez çalışmasında, plazma ark ve lazer ışık cihazları, Filtek™ Silorane materyalinin üretici firması tarafından önerilmediği için dahil edilmemiştir. Çalışmamızda, günümüz diş hekimliği restoratif materyallerinin polimerizasyonu için yaygın olarak kullanılan halojen ve LED ışık cihazları, standardizasyonun sağlanabilmesi için devamlı modda uygulanıldı.

Yaptığımız bu tez çalışmasının bulgularını değerlendirdiğimizde; 8 grubun tümü için hem oklüzal kenarda hem de gingival kenarda en düşük sızıntı değerleri Filtek™ Silorane ile elde edilmiştir. Ayrıca, Filtek™ Silorane, halojen ve LED ışık cihazları ile polimerize edildiğinde gruplar arasında yine en düşük sızıntı değerini göstermiştir (grup 2A ve 2B). Weinmann ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada, 4 farklı metakrilat esaslı kompozitle Filtek™ Silorane materyalini kıyaslamışlardır (48). Filtek™ Silorane kullanılan grup, diğer tüm gruplardan daha az polimerizasyon büzülmesi göstermiştir. Siloran kompozitin metakrilat esaslı kompozitlerden daha az sızıntı oluşturması, Kusgoz ve arkadaşları ile Krifka ve arkadaşlarının çalışmalarıyla da benzerlik göstermektedir (230,231). Poureslami ve arkadaşlarının süt dişlerinde Filtek™ Silorane ile 3 tip kompozit rezini karşılaştırdıkları çalışmalarında, mikrosızıntı açısından en iyi grubun asitleme ile beraber uygulanan siloran olduğu belirtilmiştir (203). Çalışmamızla benzer şekilde, Santos ve arkadaşları, Joseph ve arkadaşları, Soldo ve arkadaşları, Hooshmand ve arkadaşları, Yilmaz ve arkadaşları ile Karaman ve Ozgunaltay'ın yaptıkları araştırmalarda, Filtek™ Silorane'in metakrilat esaslı kompozitlerden daha az sızıntı gösterdiği rapor edilmiştir (232-237).

Çalışmamızda kullandığımız yeni geliştirilen kendinden adezivli akışkan kompozit olan Vertise™ Flow, 8 grubun tümü için oklüzal kenarda en fazla sızıntı değeri göstermiştir. Ayrıca, Vertise™ Flow, halojen ve LED ışık cihazları ile

polimerize edildiğinde oklüzal kenarda gruplar arasında yine en fazla sızıntı değeri göstermiştir (grup 3A ve 3B). LED ışık cihazı ile polimerize edildiğinde bu fark istatistiksel olarak anlamlı değilken ($p>0,05$), halojen ışık ile polimerize edildiğinde anlamlı bir fark tespit edilmiştir ($p<0,05$). Rengo ve arkadaşları, fosforik asitle pürüzlendirme işleminin self-etch adezivler ve kendinden adezivli kompozitlerin mikrosızıntısı üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında; dentinde öncesinde asit uygulanan Vertise™ Flow' un kullanıldığı grupta en fazla sızıntı gözlemlenmiştir (238). Boutsiouki ve arkadaşlarının pit ve fissür örtücülerde uyguladıkları akışkan kıvamdaki kompozitlerin mikrosızıntılarını değerlendirdikleri çalışmalarında, Vertise™ Flow en fazla mikrosızıntı gözlenen grup olarak belirtilmiştir (239). Aynı şekilde Eliades ve arkadaşlarının akışkan restoratif materyallerin pit ve fissür örtücü olarak değerlendirildiği çalışmalarında, en fazla mikrosızıntı değeri kendinden adezivli akışkan kompozitlerde gözlenmiştir (240). Bizim bulgumuza paralellik gösteren bir diğer çalışma da, Yazıcı ve arkadaşlarının lazer ile preparasyonun kendinden adezivli akışkan kompozit üzerindeki etkisini inceledikleri ve Vertise™ Flow uygulanan grubun daha az bağlanma dayanıklılığı göstermiş olduğu araştırmadır (241).

Gingival kenarda ise Vertise™ Flow; her iki ışık cihazında da Filtek™ Silorane ve Herculite® XRV Ultra™ kullanılan gruplardan daha fazla sızıntı değeri gösterirken, kendi gibi akışkan kıvamda olan Ælitedflo™, dan ise daha az sızıntı değeri göstermiş ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Bu bulgumuzla benzer şekilde, Bektas ve arkadaşlarının kendinden adezivli akışkan kompozitin mikrosızıntısını inceledikleri çalışmalarında; Vertise™ Flow kullanılan grup ile Optibond ve Revolution Formula 2 Flow kullanılan grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (58). Bununla birlikte, Vichi ve arkadaşlarının kendinden adezivli akışkan kompozit rezini diğer akışkan kompozitlerle mikrosızıntı açısından değerlendirdikleri çalışmalarında, Vertise™ Flow en az sızıntı gösteren grup olmuştur (60). Yine Kamal El- Din ve arkadaşlarının 3 farklı pit ve fissür örtücüyü inceledikleri çalışmalarında en az sızıntı Vertise™ Flow kullanılan grupta tespit edilmiştir (242).

Vichi ve arkadaşları ile Kamal El- Din ve arkadaşlarının Vertise™ Flow ile ilgili olarak yaptıkları mikrosızıntı çalışmalarında (60,242); seçilen diğer restoratif

materyaller, değişik güce sahip ışık cihazlarının kullanılması, açılan kavitelelerin şekli ve yeri, kullanılan diş tipi (süt-daimi) veya sızıntı tespit yöntemleri gibi metod farklılıkları nedeniyle bizim bulgularımızla arasında bu uyumsuzluğun gerçekleştiğini düşünmekteyiz.

Çalışmamızda kullandığımız bir diğer materyal olan Herculite® XRV Ultra™; 8 grubun tümü için oklüzal kenarda en fazla sızıntı değeri elde edilen Vertise™ Flow'dan daha az sızıntı gösterirken; en az sızıntı değeri elde edilen Filtek™ Silorane'dan ise, daha fazla sızıntı göstermiştir. Herculite® XRV Ultra™; 8 grubun tümü için gingival kenarda, Ælitedflo™ ve Vertise™ Flow'dan istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde daha az sızıntı değerine sahipken ($p<0,05$), Filtek™ Silorane materyaline göre ise, daha fazla sızıntı değeri göstermiştir ($p>0,05$). Ayrıca, Herculite® XRV Ultra™, halojen ve LED ışık cihazları ile polimerize edildiğinde, hem oklüzal hem de gingival kenarlarda, gruplar arasında Filtek™ Silorane kullanılan gruplardan daha fazla mikrosızıntı göstermesine rağmen, bu durum istatistiksel olarak anlam ifade etmemektedir ($p>0,05$).

Çalışmamızla benzer şekilde Sadeghi ve arkadaşlarının sınıf V kavitelelerde mikrosızıntı değerlerini inceledikleri araştırmalarında, Herculite® XRV Ultra™ ile kullanılan diğer materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (243).

Çalışmada kullandığımız Ælitedflo™ ise, 8 grubun tümü için oklüzal kenarda en fazla sızıntı değeri elde edilen Vertise™ Flow'dan daha az sızıntı gösterirken; en az sızıntı değeri elde edilen Filtek™ Silorane'dan daha fazla sızıntı göstermiştir. Ælitedflo™, 8 grubun tümü için gingival kenarda, en fazla sızıntı değeri gösteren grup olarak tespit edilmiştir. Ayrıca, Ælitedflo™, halojen ve LED ışık cihazları ile polimerize edildiğinde, oklüzal kenarda gruplar arasında Vertise™ Flow kullanılan gruplardan daha az sızıntı değeri göstermiştir. Bu fark, halojen ışık cihazı ile polimerize edildiğinde istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p<0,05$), LED ışık cihazı ile yapılan polimerizasyonda ise istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0,05$). Gingival kenarda ise, halojen ve LED ışık cihazları ile polimerize edildiğinde gruplar arasında, en fazla sızıntı gösteren materyal Ælitedflo™ olarak tespit edilmiştir.

Sınıf V kavitelelerde, kompozit restoratif materyallerin kullanıldığı mikrosızıntı çalışmalarında, gingival kenarlarda oklüzal kenarlara oranla daha fazla mikrosızıntı

değerleri izlendiği bildirilmiştir (49,193,298,231,244-256). Bu sonuçların, gingival kenardaki mine tabakasının ince olmasının kenar sızıntısı üzerindeki olumsuz etkisinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Gingival bölgede, mine prizmalarının dizilimi düzensiz ve anahtar deliği görüntüsünden farklıdır. Minenin diğer bölgelere göre kısmen ince olduğu bu bölgede, dentin daha kırılımandır ve peritübüler dentin miktarı fazla olup, tübül yoğunluğu azalmıştır (194).

Çalışmamızın oklüzal ve gingival kenar sızıntılarının karşılaştırılması sonucunda bulunan değerler, Poggio ve arkadaşları, Bağlar ve arkadaşları, Ülker ve arkadaşları, Khier ve Hassan, Baghalian ve arkadaşları, Chandra ve arkadaşları, Krifka ve Federlin ile benzer sonuçları göstermektedir ve gingival kenarda izlenen sızıntı miktarları oklüzal kenara oranla istatistiksel olarak anlamlı şekilde fazla bulunmuştur ($p=0,006$).

Polimerizasyon derinliğini inceleyen çalışmalarda, yüksek enerji yoğunluğunun daha derin polimerizasyon sağladığı belirtilmektedir (247,248). Çalışmamızda kullandığımız halojen ışık cihazının yoğunluğu $800-1200 \text{ mW/cm}^2$, LED ışık cihazının yoğunluğu ise, 1500 mW/cm^2 ' dir. Araştırmamızda, aynı materyalin polimerizasyonu için halojen ve LED ışık cihazlarının kullanılması mikrosızıntı skorlarında farklılıklara neden olmuştur. Halojen ve LED ışık cihazları için grup 1 (Herculite® XRV Ultra™- nanodolduruculu), grup 2 (Filtek™ Silorane-mikrodolduruculu) ve grup 4 (Æliteflo™-mikrodolduruculu)' te istatistiksel olarak hem oklüzal hem de gingival kenarlarda bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$). Bu sonuçlarımız, halojen ve LED ışık cihazları arasında mikrosızıntı bakımından fark bulamayan; Guo ve arkadaşları, Sensi ve arkadaşları, Attar ve Korkmaz, Cavalcante ve arkadaşları, Nalçacı ve arkadaşları, Çehrelî ve arkadaşları, Queiroz ve arkadaşları, Sadeghi ve Lynch, Sadeghi ile Duangthip ve arkadaşları' nın sonuçlarıyla paralellik göstermektedir (9,249-258). Çalışmamızda oklüzal kenarda LED ışık cihazı ile polimerize edilen sadece grup 3 (Vertise™ Flow)' te daha az sızıntı gözlenmiştir, halojen ve LED ışık cihazları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p=0,042$). Oberholzer ve arkadaşlarının halojen ve LED ışık cihazlarıyla polimerize edilen restoratif materyallerin sınıf V kavitelere sızıntı değerlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, oklüzal kenardaki sızıntı derecelerinin farklı ışık kaynaklarından etkilenmediği, gingival kenardaki sızıntının ise LED ışık

cihazı ile polimerize edilen örneklerde daha az olduğu bildirilmiştir (259). Bodrumlu ve arkadaşları, ışıkla sertleşen geçici restorasyon materyallerini karşılaştırdıkları çalışmalarında halojen ve LED ışık cihazlarını kullanmışlardır (260). Sızıntı miktarları LED ile polimerize olanlarda halojenle polimerize olanlara kıyasla daha az gözlenmiştir. Yılmaz ve arkadaşları, farklı ışık cihazlarını ve farklı monomer yapılarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, halojen ve 2 farklı LED ışık cihazı kullanmışlar, halojen ışık cihazının mikrosızıntı değerlerini anlamlı derecede yüksek bulmuşlardır (236).

Tez çalışmamızda, LED ışık cihazında grup 3 (Vertise™ Flow)'te daha az mikrosızıntı değerlerinin elde edildiği, Oberholzer ve arkadaşları, Bodrumlu ve arkadaşları ile Yılmaz ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmalarla (236,259,260) benzerlik göstermektedir.

Akışkan kompozitlerin restoratif materyal olarak kullanıldığı ve bu materyallerin süt dişlerinde mikrosızıntı değerlerini inceleyen az sayıda çalışma bulunmaktadır. Baratieri ve arkadaşlarının, sınıf V kavitelere rezin viskozitesinin klinik performansını 3 yıl boyunca değerlendirdikleri çalışmalarında, kompozit rezinin viskozitesinin sınıf V kaviteleredeki klinik performansı önemli derecede etkilemediği belirtilmiştir (261). Yazıcı ve arkadaşlarının, sınıf V kavitelere mikrosızıntıyı inceledikleri çalışmalarında, akışkan kompozitlerin kondanse edilebilir kıvamdaki kompozite benzer şekilde, mikrosızıntıya direnç gösterdiğini bildirmişlerdir (262). Yine aynı çalışmada, kondanse edilebilir kıvamdaki kompozit rezin altına kaide olarak akışkan kompozitlerin yerleştirildiği ve ayrı ayrı polimerize edildiği grubun mikrosızıntıya en fazla direnç gösterdiğini de belirtmişlerdir. Bücher ve arkadaşları, erken çocukluk çağı çürükleri gözlenen hastalarda akışkan ve kondanse olabilen kompozit rezinlerin ağızda kalma sürelerini kıyasladıkları retrospektif çalışmalarında, akışkan kompozit rezinin kondanse olabilen kompozit rezine oranla daha fazla başarısızlık (postoperatif hassasiyet, tekrarlayan çürük vb.) gösterdiğini rapor etmiştir. Ancak 12 ay sonra, kondanse olabilen kompozit rezin, akışkan kompozit rezine oranla daha düşük ağızda kalma oranı göstermiş ve materyallerin viskozitesinin istatistiksel olarak restorasyonun ömrünü etkilemediğini belirtmişlerdir (263). Scotti ve arkadaşları, akışkan kompozit rezinlerin mikrosızıntısını inceledikleri çalışmalarında, mine kenarlarında yüksek viskoziteli

nanohibrit kompozit rezinin akışkan kompozit rezinlere oranla daha düşük sızıntı değerine sahip olduğunu, bunun aksine dentin kenarlarında ise, akışkan kompozit rezinlerin mikrosızıntı açısından daha iyi sonuçlar verdiğini ifade etmişlerdir (264).

Çalışmamızda standart sınıf V kavite kenarları mine dokusuyla sınırlı olduğu için, kullandığımız akışkan ve kondanse olabilen kompozit rezinlerin mikrosızıntı değerleri karşılaştırıldığında, akışkan kompozitlerde kondanse olabilen kompozitlere kıyasla oldukça yüksek değerler tespit edilmiş ve istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı farklar bulunmuştur ($p < 0,0001$). Bu sonuçlar Scotti ve arkadaşlarının mine kenarındaki mikrosızıntı bulgularıyla paralellik göstermektedir.

Çalışma amaçlarımızdan biri de nanodoldurucu içeren kompozit rezinler (Herculite® XRV Ultra™, Vertise™ Flow) ile mikrodoldurucu içeren kompozit rezinlerin (Filtek™ Silorane, Æliteflo™) mikrosızıntı üzerine etkilerinin incelenmesidir. Oklüzal kenarda, her iki ışık cihazı ile yapılan polimerizasyonda mikrodolduruculu kompozit rezinlerde nanodolduruculu kompozit rezinlere göre daha az mikrosızıntı değeri gözlenmiştir. Sadece halojen ışık cihazında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmiştir ($p = 0,004$). Sharma ve arkadaşları, farklı ışık cihazlarında nanodolduruculu ve mikrodolduruculu kompozit rezinlerin marjinal adaptasyonunu karşılaştırdıkları araştırmalarında, mikrodolduruculu kompozit rezinlerin halojen ışık cihazı ile polimerizasyonlarında nanodolduruculu kompozit rezinlerden daha az mikrosızıntı değeri gösterdiğini rapor etmişlerdir (265). Hooshmand ve arkadaşlarının 5 farklı kompozit rezini karşılaştırdıkları çalışmalarında ise, mikrohibrit kompozit rezinler nanohibrit kompozit rezinlerden daha az mikrosızıntı değeri göstermişlerdir (235).

Çalışmamızda oklüzal kenar bulgularımız, Sharma ve arkadaşları ile Hooshmand ve arkadaşlarıyla paralel sonuçlar göstermektedir.

Gingival kenarda ise, her iki ışık cihazında da mikrosızıntı değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir ($p > 0,05$). Hardan ve arkadaşlarının, farklı kompozit rezinlerin halojen ışık cihazlarıyla polimerizasyonu sonucunda oluşan mikrosızıntı değerlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında; nanodolduruculu ve mikrodolduruculu kompozitler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit etmemişlerdir (266). Sadeghi isimli bir araştırmacı farklı akışkan kompozit rezinlerin mikrosızıntılarını karşılaştırdığı

çalışmasında, mikrodoldurucu içeren akışkan kompozit rezin ile nanodoldurucu içeren akışkan kompozit rezin arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır (164).

Bizim gingival kenardaki çalışma bulgularımız, Hardan ve arkadaşları ile Sadeghi'nin sonuçlarıyla benzerlik göstermektedir.

Kompozit rezin yapıya nano boyuttaki doldurucuların ilavesinin mikrosızıntı açısından etkisini genel olarak değerlendirdiğimizde, oklüzal kenarda halojen ışık cihazı ile yapılan polimerizasyonda anlamlı şekilde daha fazla sızıntı değeri gözlenirken ($p < 0.05$), gingival kenarda ise, iki ışık cihazı arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0.05$). Bu durum sonuçları çelişkili gösterse de, test ettiğimiz parametreler doğrultusunda, son yıllarda üzerinde yoğun şekilde çalışılan ve bu nedenle çalışmamızda kullandığımız nanodolduruculu kompozit rezinlerin, bulgularımıza dayanarak mikrosızıntı görülmesini engelleyemediğini söyleyebiliriz.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Süt dişlerinde kullandığımız 4 farklı güncel restoratif materyalin LED ve halojen ışık cihazları ile polimerizasyonu sonucu mikrosızıntı açısından SEM ile değerlendirildiği bu in vitro çalışmada aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

-Oklüzal ve gingival kenarlarda halojen ve LED ışık cihazları ile yapılan polimerizasyonlarda kullandığımız tüm materyaller içinde Filtek™ Silorane en az sızıntı gözlenen restoratif materyal olarak tespit edilmiştir.

-Oklüzal ve gingival kenarlarda halojen ve LED ışık cihazları ile yapılan polimerizasyonlarda kullandığımız materyaller içinde Herculite® XRV Ultra™, istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmaksızın ($p>0.05$), mikrosızıntı açısından en iyi sonuç veren Filtek™ Silorane materyaline yakın değerler göstermiştir.

-Oklüzal kenarda halojen ve LED ışık cihazları ile yapılan polimerizasyonlarda kullandığımız materyaller içinde Vertise™ Flow en fazla sızıntı gözlenen restoratif materyal olarak tespit edilmiştir.

-Gingival kenarda halojen ve LED ışık cihazları ile yapılan polimerizasyonlarda kullandığımız materyaller içinde Æliteflo™ en fazla sızıntı gözlenen restoratif materyal olarak tespit edilmiştir.

-Oklüzal ve gingival kenarlardaki sızıntı değerlerini kıyasladığımızda oklüzal kenarda istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha az sızıntı gözlenmiştir ($p<0.05$).

-Aynı materyalin halojen ve LED ışık cihazları ile yapılan polimerizasyonlarında, grupların çoğunda her iki ışık cihazı arasında anlamlı bir fark gözlenmezken ($p>0.05$), oklüzal kenarda LED ışık cihazı ile yapılan polimerizasyonda sadece Vertise™ Flow kullanılan grupta anlamlı bir şekilde daha az sızıntı tespit edilmiştir ($p=0.042$).

-Oklüzal kenarda halojen ve LED ışık cihazları ile yapılan polimerizasyonda, mikrosızıntı skorları açısından en düşük değerden yükseğe doğru olan sıralama; Filtek™ Silorane < Herculite® XRV Ultra™ < Æliteflo™ < Vertise™ Flow şeklindedir. Bu sıralamaya göre; Filtek™ Silorane en az sızıntı değeri gösterirken, Vertise™ Flow da ise, en fazla sızıntı değeri gözlenmiştir.

-Gingival kenarda halojen ve LED ışık cihazları ile yapılan polimerizasyonda, mikrosızıntı skorları açısından en düşük değerden yükseğe doğru olan sıralama; Filtek™ Silorane < Herculite® XRV Ultra™ < Vertise™ Flow < Ælitedflo™ şeklindedir. Bu sıralamaya göre; Filtek™ Silorane en az sızıntı değeri gösterirken, Ælitedflo™ da ise, en fazla sızıntı değeri gözlenmiştir.

-Kondanse olabilen kompozit rezinler, hem oklüzal hem de gingival kenarda her iki ışık cihazı ile yapılan polimerizasyonda akışkan kompozit rezinlere göre daha az mikrosızıntı değerleri göstermiştir.

-Oklüzal kenarda halojen ışık cihazı ile yapılan polimerizasyonda, mikro içerikli kompozit rezinler nano içerikli kompozit rezinlere göre anlamlı şekilde daha az sızıntı değeri gösterirken (p=0.004), oklüzal kenarda LED ışık cihazı ve gingival kenarda her iki ışık cihazı ile yapılan polimerizasyonda inorganik doldurucu partikül büyüklüğüne göre anlamlı bir fark bulunmamıştır (p>0.05). Yaptığımız tez çalışmasında test ettiğimiz parametreler doğrultusunda elde ettiğimiz bulgulara göre; kullandığımız nanodolduruculu kompozit rezinlerin mikrosızıntının görülmesini engelleyemediğini belirtebiliriz.

Bu çalışmanın sonuçlarına göre aşağıdaki önerilerde bulunabiliriz:

-Herculite® XRV Ultra™, mikrosızıntı açısından en iyi sonuç veren Filtek™ Silorane materyaline yakın değerler göstermesi nedeniyle başarılı bulundu. Süt azı dişlerin sınıf V restorasyonlarında her iki restoratif materyalin de tercih edilebileceği düşüncesindeyiz.

-Kendinden adezivli akışkan kompozit rezin olan Vertise™ Flow'un uygulama kolaylıkları bakımından çocuk diş hekimliğinde avantaj sağlayabileceği, ancak yaptığımız çalışma bulgularına dayanılarak mikrosızıntı açısından değerlendirildiğinde materyalin istenilen düzeyde bir başarı gösteremediğini belirtebiliriz. Bununla birlikte, tez çalışmamızda mikrosızıntı açısından benzer bulgular tespit etmemiz nedeniyle, Ælitedflo™ gibi akışkan kompozit rezin olarak kullanılan materyallerin endike olduğu durumlarda Vertise™ Flow'un ideal bir alternatif olarak tercih edilebileceği görüşündeyiz.

-Teknolojideki hızlı gelişmeler sonucu üretilen yeni restoratif materyaller ve ışık cihazlarıyla daha fazla in vivo ve in vitro mikrosızıntı çalışmalarına ihtiyaç olduğunu düşünmekteyiz.

7. KAYNAKLAR

1. Buonocore MG. A simple method of increasing adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.*1955;34(6):849-853.
2. Uluakay M, İnan H, Yamanel K, Arhun N. Kompozit rezinler ve polimerizasyon bütülmesi. *ADO Klinik Bilimler Dergisi* 2011;5(2):895-902.
3. Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Operative Dentistry* 1997;22(4):173-85.
4. Dayangaç GB. Kompozit Restorasyonlar, 2. Basım, İstanbul, 2011, Quintessence Yayıncılık, 1-82.
5. Ozturk AN, Usumez A, Ozturk B, Usumez S. Influence of different light sources on microleakage of class V composite resin restorations. *J Oral Rehabil* 2004;31:500-504.
6. Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dental Materials* 2005;21:1150-1157.
7. Silveira de Araújo C, Incerti da Silva T, Ogliari FA, et al. Microleakage of seven adhesive systems in enamel and dentin. *The Journal of Contemporary Dental Practice* 2006;7(5):26-33.
8. Özok AR, De Gee AJ, Wu MK, Wesselink PR. The influence of resin composite and bonded amalgam restorations on dentine permeability in class II cavities in vitro. *Dental Materials* 2001;17:477-484.
9. Cavalcante LM, Peris AR, Ambrosano GM, Ritter AV, Pimenta LA. Effect of photoactivation systems and resin composites on the microleakage of esthetic restorations. *The Journal of Contemporary Dental Practice* 2007;8(2):70-79.
10. Dos Santos RA, Lima AF, Soares GP, et al. Effect of preheating resin composite and light-curing units on the microleakage of class II restorations submitted to thermocycling. *Operative Dentistry* 2011;36(1):60-65.
11. Altun C. Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi* 2005;47(1):77-82.
12. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New direct restorative materials. *Int Dent J* 1998;48:3-16.
13. Craig RG, Powers JM. *Restorative Dental Materials*, 11th ed, USA, 2002, Mosby Inc, 184-257.
14. McCabe JF, Walls AWG. *Applied Dental Materials*, 9th ed, Oxford, 2008, Blackwell Publishing, 104-202.
15. Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2009;120:972-979.
16. Gladwin M, Bagby M. *Clinical Aspects of Dental Materials. Theory, Practice, and Cases.* 3rd ed, Baltimore, 2009, Lippincott Williams &Wilkins, 33-72.

17. Chen MH. Update on dental nanocomposites. *J Dent Res* 2010;89(6):549-560.
18. Gonçalves F, Pfeifer CS, Ferracane JL, Braga RR. Contraction stress determinants in dimethacrylate composites. *J Dent Res* 2008;87(4):367-371.
19. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties experimental resin composites. *Dental Materials* 1998;14:51-56.
20. Sideriou ID, Achilias DS. Elution study of unreacted Bis-GMA, TEGDMA; UDMA, and Bis-EMA from light-cured dental resins and resin composites using HPLC. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater* 2005;74(B):617-626.
21. Ravi RK, Alla RK, Shammam M, Devarhubli A. Dental composites-a versatile restorative material: an overview. *Indian Journal of Dental Sciences* 2013;5(5):111-115.
22. Lavigne C, Zhu XX. Recent advances in the development of dental composite resins. *RSC Advances* 2012;2:59-63.
23. Filtek™ Silorane Low Shrink Posterior Restorative System Product Profile. Erişim:[http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=SSSSSufSevTsZxtUnY_el82UevUqevTSevTSevTSevTSeSSSSSS/&fn=Filtek_Silorane_TPP_EBU.pdf](http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=SSSSSufSevTsZxtUnY_el82UevUqevTSevTSevTSeSSSSSS/&fn=Filtek_Silorane_TPP_EBU.pdf) Erişim tarihi: 29.04.2013
24. Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*, 5th ed, USA, 2006, Mosby Elsevier, 140-258.
25. Kim KH, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *The Journal Of Prosthetic Dentistry* 2002;87(6):642-649.
26. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc* 2003;134:1382-1390.
27. Ilie N, Hickel R. Investigations on mechanical behavior of dental composites. *Clin Oral Invest* 2009;13:427-438.
28. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Philips' Science of Dental Materials*, 12th ed, USA, 2013, Elsevier, 277-282.
29. Albers HF. *Tooth-Colored Restoratives: Principles and Techniques*, 9th ed, London, 2002, BC Decker Inc, 81-123.
30. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Composite resins in the 21st century. *Quintessence International* 1993;24(9):641-657.
31. Freedman G. *Contemporary Esthetic Dentistry*, USA, 2012, Mosby Elsevier, 36-40.
32. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dental Materials* 1999;15:128-137.
33. Unterbring GL, Liebenberg WH. Flowable resin composites"filled adhesives": Literature review and clinical recommendations. *Quintessence International* 1999;30(4):249-257.
34. Yazici AR, Ozgunaltay G, Dayangac B. The effect of different types of flowable restorative resins on microleakage of class V cavities. *Operative Dentistry* 2003;28:773-778.

35. Olmez A, Oztas N, Bodur H. The effect of flowable resin composite on microleakage and internal voids in class II composite restorations. *Operative Dentistry* 2004;29:713-719.
36. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dental Materials* 2000;16:33-40.
37. Kirk RE, Othmer DF, Kroschwitz J, Howe-grant M. *Encyclopedia of Chemical Technology*, 4th ed, New York, 1991, Wiley, 199-216.
38. Ure D, Harris J. Nanotechnology in dentistry: reduction to practice. *Dental Update* 2002;30(1):10-15.
39. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials*, 13th ed, United States, 2012, Elsevier, 140-169.
40. Schottner G. Hybrid sol-gel derived polymers: application of multifunctional materials. *Chemistry of Materials* 2001;13(10):3422-3435.
41. Condon JR, Ferracane JL. Reduced polymerization stress through nonbonded nanofiller particles. *Biomaterials* 2002;23:3807-3815.
42. Nihei T, Dabanoglu A, Toshio T, et al. Three-body-wear resistance of the experimental composites containing filler treated with hydrophobic silane coupling agents. *Dental Materials* 2008;24:760-764.
43. Koeneman BA, Zhang Y, Westerhoff P, et al. Toxicity and cellular responses of intestinal cells exposed to titanium dioxide. *Cell Biol Toxicol* 2010;26:225-238.
44. Xu X, Burgess JO. Compressive strength, fluoride release and recharge of fluoride-releasing materials. *Biomaterials* 2003;24:2451-2461.
45. Xu X, Ling L, Rubin W, Burgess JO. Formulation and characterization of a novel fluoride-releasing dental composite. *Dental Materials* 2006;22:1014-1023.
46. Glasspole EA, Erickson RL, Davidson CL. A fluoride-releasing composite for dental applications. *Dental Materials* 2001;17:127-133.
47. Yoshida K, Tanagawa M, Atsuta M. Characterization and inhibitory effect of antibacterial dental resin composites incorporating silver-supported materials. *J Biomed Mater Res* 1999;47:516-522.
48. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dental Materials* 2005;21:68-74.
49. Ülker M, Arslan S, Pala K, Buğra S, Ülker HE. Siloran esashlı bir restoratif sistemin dentine bağlanma dayanımı ve marjinal sızıntısı. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci* 2010;16(2):105-112.
50. Catelan A, Giorgi MCC, Soares GP, et al. Effect of different monomer-based composites and acid etching pre-treatment of enamel on the microleakage using self-etch adhesives systems. *Acta Odontol Scand* 2014;Early online:1-5.
51. Palin WM, Fleming GJ, Burke FJ, Marquis PM, Randall RC. Monomer conversion versus flexure strength of a novel dental composite. *J Dent* 2003;31(5):341-351.

52. Ernst CP, Meyer GR, Klocker K, Willershausen B. Determination of polymerization shrinkage stress by means of a photoelastic investigation. *Dental Materials* 2004;20:313-321.
53. Thalacker C, Heumann A, Weinmann W, et al. Marginal integrity of class V silorane and methacrylate composite restorations. *J Dent Res* 2004;83:A1364.
54. Palin WM, Fleming GJP, Nathwani h, Burke FJT, Randall RC. In vitro cuspal deflection and microleakage of maxillary premolars restored with novel low-shrink dental composites. *Dental Materials* 2005;21:324-335.
55. Thalacker C, Heumann A, Hampe R, et al. Marginal integrity of silorane and methacrylate restorations after load cycling. *J Dent Res* 2005. Abstr. No. 0277. Available from: http://iadr.confex.com/iadr/2005Balt/techprogram/abstract_62667.htm.
56. Mine A, De Munck J, Van Ende A, et al. TEM characterization of a silorane composite bonded to enamel/dentin. *Dental Materials* 2010;26:524-532.
57. Harrison L. How effective are self-adhesive composites? [online] 2010. Available from: URL:http://www.drbcuspids.com/index.aspx?sec=sup_n&sub=rst&pag=dis&ItemID=304221.
58. Ozel Bektas O, Eren D, Akin EG, Akin H. Evaluation of a self-adhering flowable composite in terms of micro-shear bond strength and microleakage. *Acta Odontol Scand* 2013;71(3-4):541-546.
59. Technical bulletin/vertise flow self adhering flowable composite. Kerr Sybron Dental Specialties; Orange, CA, USA, 2010.
60. Vichi A, Margvelashvili M, Goracci C, Papacchini F, Ferrari M. Bonding and sealing ability of a new self-adhering flowable composite resin in class I restorations. *Clinical Oral Investigations* 2013;17:1497-1506.
61. Summit JB, Robbins JW, Hilton TJ. *Fundamentals of Operative Dentistry*, 3rd ed, USA, 2006, Quintessence Publishing Co, Inc, 183-260
62. Van Meerbeek B, Munck JD, Yoshida Y, et al. Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. *Operative Dentistry* 2003;28:215-235.
63. Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dental Materials* 2001;17(4):296-308.
64. Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent* 1998;26(1):1-20.
65. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials* 2010;26(2):100-121.
66. Bouillaguet S, Gysi P, Wataha JC, et al. Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems. *J Dent* 2001; 29(1): 55-61.
67. Opdam NJ, Roeters FJ, Feilzer AJ, Verdonschot EH. Marginal integrity and postoperative sensitivity in class 2 resin composite restorations in vivo. *J Dent* 1998;26(7):555-562.

68. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin. *Dental Materials* 1998;14(2):120-128.
69. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005;84(2):118-132.
70. Eren D, Özel Bektaş Ö. *Dental Adezivler*. Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg 2006;9(1):63-67.
71. Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent* 1997;25(5):355-372.
72. Hubbezoğlu İ, Hürmüzlü F, Bolayır G. Yeni nesil self-etching adeziv sistemlerin rezin-dentin ara yüzeyindeki mikrosızıntılarının karşılaştırılması. *Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg* 2006; 9(1):26-31.
73. Baygın Ö, Korkmaz FM, Arslan İ. Effects of different types of adhesive systems on the microleakage of compomer restorations in class V cavities prepared by Er, Cr: YSGG laser in primary teeth. *Dental Materials Journal* 2012;31(2):206-214.
74. Nör JE, Feigal RJ, Dennison JB, Edwards CA. Dentin bonding: SEM comparison of the resin dentin interface in primary and permanent teeth. *J Dent Res* 1996;75:1396-1403.
75. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida, Y, et al. State of the art of self-etch adhesives. *Dental Materials* 2011;27(1):17-28.
76. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, et al. Clinical effectiveness contemporary adhesives: A systematic review of current clinical trials. *Dental Materials* 2005;21:864-881.
77. Agostini FG, Kaaden C, Powers JM. Bond strength of self-etching primers to enamel and dentin of primary teeth. *Pediatr Dent* 2001;23(6):481-486.
78. Stalin A, Varma B, Jayanthi. Comparative evaluation of tensile-bond strength, fracture mode and microleakage of fifth, and sixth generation adhesive systems in primary dentition. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry* 2005;23(2): 83-88.
79. Tosun G, Yıldız E, Elbay Ü. Total etch ve self etch bonding sistemlerin süt dişi dentinine bağlanma dayanımlarının mikro gerilme test metodu ile incelenmesi. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences* 2009;15(3):178-185.
80. Eliades G, Watts DC, Eliades T. *Dental Hard Tissues and Bonding*, Germany, 2005, Springer, 35-36.
81. Featherstone JD. Prevention and reversal of dental caries: role of low level fluoride. *Community Dent Oral Epidemiol* 1999;27(1):31-40
82. Simonsen RJ. Pit and fissure sealant: review of the literature. *Pediatr Dent* 2002;24(5):393-414.
83. Rontani RMP, Ducatti CH, Garcia-Godoy F, De Goes MF. Effect of etching agent on dentinal adhesive interface in primary teeth. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry* 2000;24(3):205-209.

84. Nör JE, Feigal RJ, Dennison JB, Edwards CA. Dentin bonding: SEM comparison of the dentin surface in primary and permanent teeth. *Pediatric Dentistry* 1997;19(4):246-252.
85. Sardella TN, de Castro FL, Sanabe ME, Hebling J. Shortening of primary dentin etching time and its implication on bond strength. *J Dent* 2005;33:355-62.
86. Küçükeşmen Ç, Yıldırım E. Süt ve daimi dişlerde bağlayıcı ajanların etkinliği, biyouyumluluğu ve sitotoksitesisi. *S.D.Ü. Tıp Fak Derg* 2009;16(1):48-55.
87. Burrow MF, Nopnakepong U, Phrukkanon S. A comparison of microtensile bond strengths of several dentin bonding systems to primary and permanent dentin. *Dental Materials* 2002;18:239-245.
88. Kaaden C, Schmalz G, Powers JM. Morphological characterization of the resin-dentin interface in primary teeth. *Clinical Oral Investigations* 2003;7:235-240.
89. Hosoya Y, Kawada E, Ushigome T, Oda Y, Garcia-Godoy F. Micro-tensile bond strength of sound and caries-affected primary tooth dentin measured with original designed jig. *J Biomed Mater Res Part B* 2006;77:241-248.
90. Angker L, Swain MV, Kilpatrick N. Micro-mechanical characterisation of the properties of primary tooth dentine. *J Dent* 2003;31:261-267.
91. Hosoya Y, Kawashita Y, Marshall GW, Goto G. Influence of carisolv™ for resin adhesion to sound human primary dentin and young permanent dentin. *J Dent* 2001;29:163-171.
92. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*, 3rd ed, Canada, 2002, Quintessence Publishing Co, Inc, 74-132.
93. Danesh G, Davids H, Reinhardt KJ, Ott K, Schafer E. Polymerisation characteristics of resin composites polymerised with different curing units. *J Dent* 2004;32:479-488.
94. Rawls KJ. *Chemistry of Polymerization in: Phillips' Science of Dental Materials* 11th ed. St. Louis, 2003, W.B. Saunders, 154-162.
95. Bektaş ÖÖ, Siso ŞH, Eren D. Işık kaynakları, polimerizasyon ve klinik uygulamalar. *EÜ Diş Hek Fak Derg* 2006;27:117-124.
96. Yap AU, NG SC, Siow KS. Soft-start polymerization: influence on effectiveness of cure and post-gel shrinkage. *Operative Dentistry* 2001;26(3):260-266.
97. Sakaguchi RL, Ferracane JL. Stress transfer from polymerization shrinkage of a chemical-cured composite bonded to a pre-cast composite substrate. *Dental Materials* 1998;14:106-111.
98. Dennison JB, Yaman P, Seir R, Hamilton JM. Effect of variable light intensity on composite shrinkage. *J Prosthet Dent* 2000;84:499-505.
99. Ölmez A, Tuna D. Polimerizasyon büzülmesine etki eden faktörler. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2002;5(1):52-57.
100. Chen HY, Manhart J, Hickel R, Kunzelmann KH. Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. *Dental Materials* 2001;17:253-259.

101. Leevailoj C, Cochran MA, Matis BA, Moore BK, Platt JA. Microleakage of posterior packable resin composites with and without flowable liners. *Operative Dentistry* 2000;26(3):302-307.
102. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations—a 3D finite element analysis. *Dental Materials* 2002;18:295-303.
103. Choi KK, Condon JR, Ferracane JL. The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite J Dent Res 2000;79:812-817.
104. Feilzer AJ, Kakaboura AI, de gee AJ, Davidson CL. The influence of water sorption on the development of setting shrinkage stress in traditional and resin-modified glass ionomer cements. *Dental Materials* 1995;11:186-190.
105. Watts DC, Al Hindi A. Intrinsic 'soft-start' polymerization shrinkage-kinetics in an acrylate-based resin-composite. *Dental Materials* 1999;15:39-45.
106. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dental Materials* 2000;16:330-336.
107. Küçükeşmen Ç. Farklı ışık kaynakları ve yeni polimerizasyon teknikleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2006;9(2):127-137.
108. Price RB, Felix CA, Andreou P. Effects of resin composite composition and irradiation distance on the performance of curing lights. *Biomaterials* 2004; 25: 4465-4477.
109. Asmussen E, Peutzfeldt A. Polymerization contraction of resin composite vs. energy and power density of light-cure. *Eur J Oral Sci* 2005;113:417-421.
110. Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *Eur J Oral Sci* 2002;110(6):471-479.
111. Park SH, Noh BD, Cho YS, Kim SS. The linear shrinkage and microhardness of packable composites polymerized by QTH or PAC unit. *Operative Dentistry* 2006;31:3-10.
112. Bagis B, Bagis Y, Ertas E, Ustaomer S. Comparison of the heat generation of light curing units. *The Journal of Contemporary Dental Practice* 2008;9:65-72.
113. Dunn WJ, Taloumis LJ. Polymerization of orthodontic resin cement with light-emitting diode curing units. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;122:236-241.
114. Üşümez S, Büyükyılmaz T, Karaman Aİ. Effect of light-emitting diode on bond strenght of orthodontic brackets. *Angle Orthod* 2004;74:259-263.
115. Rueggeberg F. Contemporary issues in photocuring. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* 1999;25:4-15.
116. Soh MS, Yap AU, Siow KS. The effectiveness of cure of LED and halogen curing lights at varying cavity depths. *Operative Dentistry* 2003;28(6):707-715.
117. Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials* 2000;21(13):1379-1385.

118. Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue emitting diodes (LEDs). *Dental Materials* 2000;16:41-47.
119. Kurachi C, Tuboy AM, Magalhaes DV, Bagnato VS. Hardness evolution of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dental Materials* 2001;17:309-315.
120. Teshima W, Nomura Y, Tanaka N, et al. ESR study of camphorquinone/amine photoinitiator systems using blue emitting diodes (LEDs). *Biomaterials* 2003;24:2097-2103.
121. Mills RW, Uhl A, Jandt KD. High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. *Biomaterials* 2002;23:2955-2963.
122. Mills RW, Uhl A, Jandt KD. Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *British Dental Journal* 2002;193(8):459-463.
123. Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *J Oral Rehabil* 2002;29:1165-1173.
124. Asmussen E, Peultzfeldt A. Light-emitted diode curing: Influence on selected properties of resin composites. *Quintessence International* 2002;34:71-75.
125. Vandewalle KS, Ferracane JL, Hilton TJ, Erickson RL, Sakaguchi RL. Effect of energy density on properties and marginal integrity of posterior resin composite restorations. *Dental Materials* 2004;20:96-106.
126. Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without 'softstart-polymerization'. *J Dent* 1997;25(3-4):321-330.
127. Jandt KD, Mills RW. A brief history of LED photopolymerization. *Dental Materials* 2013;29:605-617.
128. Flury S, Lussi A, Hickel R, Ilie N. Light curing through glass ceramics with a second-and a third-generation LED curing unit: effect of curing mode on the degree of conversion of dual-curing resin cements. *Clinical oral investigations* 2013;17:2127-2137.
129. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dent Clin North Am* 2004;48:751-770.
130. Parker S. Laser-tissue interaction. *British Dental Journal* 2007;202(2):73-81.
131. Fleming MG, Maillet WA. Photopolymerization of composite resin using the argon laser. *J Can Dent Assoc* 1999;65:447-452.
132. Tarle Z, Meniga A, Ristic M. The effect of the photopolymerization method on the quality of composite resin samples. *J Oral Rehabil* 1998;25:436-442.
133. Caughman WF, Rueggeberg FA. Shedding new light on composite polymerization. *Operative Dentistry* 2002;27:636-638.

134. Millar BJ, Nicholson JW. Effect of with a plasma light on the properties of polymerizable dental restorative materials. *J Oral Rehabil* 2001;28:549-552.
135. Sharkey S, Ray N, Burke F, Ziada H, Hannigan A. Surface hardness of light activated resin composites cured by two different visible light sources: an in vitro study. *Quintessence International* 2001;32:401-405.
136. Çelik Ç, Özgünaltay G, Attar N. Çürüksüz servikal lezyonlara uygulanan akışkan restoratif materyallerin kenar uyumu ve yüzey özelliklerinin SEM ile değerlendirilmesi. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg* 2007;31(1):79-88.
137. Grobler SR, Oberholzer TG, Rossouw RJ, Grobler-Rabie A, Van Wyk Kotze TJ. Shear bond strength, microleakage, and confocal studies of 4 amalgam alloy bonding agents. *Quintessence International* 2000;31:501-508.
138. Bek G, Eligüzeloğlu E, Arısu HD, et al. Akışkan kompozit rezinlerin dentine mikrogerilim bağlanma dayanımı üzerine etkileri. *GÜ Diş Hek Fak Derg* 2008;25(2):1-6.
139. Karaarslan EŞ, Usumez A, Ozturk B, Cebe MA. Effect of cavity preparation techniques and different preheating procedures on microleakage of class V resin restorations. *European Journal of Dentistry* 2012;6:87-94.
140. Altun C. Restoratif dişhekimliğinde mikrosızıntı. *Gülhane Tıp Dergisi* 2004;46(3):264-269.
141. Owens BM, Johnson WW. Effect of new generation surface sealants on the marginal permeability of Class V resin composite restorations. *Operative Dentistry* 2006; 31(4):481-488.
142. Gjorgjevska E, Nicholson JW, Iljovska S, Slipper IJ. Marginal adaptation and performance of bioactive dental restorative materials in deciduous and young permanent teeth. *Journal of Applied Oral Science* 2008;16(1):1-6.
143. Dos Santos PH, Pavan S, Assunção WG, et al. Influence of surface sealants on microleakage of composite resin restorations. *J Dent Child* 2008;75(1):24-28.
144. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, et al. The microtensile bond test: a review. *Journal of Adhesive Dentistry* 1999;1(4):299-309.
145. Coutinho E, Cardoso MV, De Munck J, et al. Bonding effectiveness and interfacial characterization of a nano-filled resin-modified glass-ionomer. *Dental Materials* 2009;25(11): 1347-1357.
146. Ayyıldız S, Uyar HA, Yüzügüllü B. Diş hekimliğinde mikrosızıntı ve inceleme yöntemleri. *Atatürk Üniv Dis Hek Fak Derg* 2009;9(3):219-226.
147. Erdemir U, Yaman BC. Diş hekimliğinde mikrosızıntı ve mikrosızıntı araştırma yöntemleri. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2011;45(1):25-35.
148. 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* 2007;9:77-106.

149. Erdilek D, Dörter C, Koray F, et al. Effect of thermo-mechanical load cycling on microleakage in class II ormocer restorations. *European Journal of Dentistry* 2009;3:200-205.
150. Piva E, Meinhardt L, Demarco FF, Powers JM. Dyes for caries detection: influence on composite and compomer microleakage. *Clinical Oral Investigations* 2002;6:244-248.
151. Türkün LŞ, Ergücü Z. Estetik restoratif materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerin karşılaştırılması. *GÜ Diş Hek Fak Derg* 2004;21(2):143-151.
152. Taylor MJ, Lynch E. Microleakage. *J Dent* 1992;20:3-10.
153. Komfield B. Study of clinical behaviour of resins in operative dentistry. *J Dent Res* 1953;32:714-715.
154. Karadağ S. Mikrosızıntı araştırma teknikleri ve mikrosızıntıyı etkileyen faktörler. *Atatürk ÜnivDiş Hek Fak Derg* 2005;15(2):80-87.
155. Pradelle-Plassse N, Wenger F, Picard B, Colon P. Evaluation of microleakge of composite resin restorations by an electrochemical technique: the impedance methodology. *Dental Materials* 2004;20(5):425-434.
156. Zivkovic S, Bojovic S, Pavlica D. Bacterial penetration of restored cavities. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2001;91:353-358.
157. Matharu S, Spratt DA, Pratten J, et al. A new in vitro model for the study of microbial microleakage around dental restorations: apreliminary qualitative evaluation. *International Endodontic Journal* 2001;34(7):547-553.
158. Ciucchi B, Bouillaguet S, Hola J. Proximal adaptation and marginal seal of posterior composite resin restorations placed with direct and indirect techniques. *Quintessence International* 1990;21:663-669.
159. Watson TF. Applications of high-speed confocal imaging techniques in operative dentistry. *Scanning* 1994;16:168-173.
160. Bektas OO, Eren D, Akın GG, Sağ BU, Ozcan M. Microleakage effect on class V composite restorations with two adhesive systems using different bleaching methods. *Acta Odontol Scand* 2013;71(3-4):1-8.
161. Selwitz RH, Ismail AI, Pitts NB. Dental caries. *The Lancet* 2007;369:51-59.
162. Osorio R, Toledano M, Osorio E, Aguilera FS, Tay FR. Effect of load cycling and in vitro degradation on resin-dentin bonds using a self-etching primer. *J Biomed Mater Res* 2005;72A:399-408.
163. Heintze SD, Blunck U, Göhring TN, Rousson V. Marginal adaptation in vitro and clinical outcome of class V restorations. *Dental Materials* 2009;25(5):605-620.
164. Sadeghi M. An in vitro microleakage study of class V cavities restored with a new self-adhesive flowable composite resin versus different flowable materials. *Dental Research Journal* 2012;9(4):460-465.
165. Vongsavan N, Matthews B. The permeability of cat dentine in vivo and in vitro. *Arch Oral Biol* 1991;36:641-646.

166. Schmalz G, Hiller KA, Nunez LJ, Stoll J, Weis K. Permeability characteristics of bovine and human dentin under different pretreatment conditions. *Journal of Endodontics* 2001;27:23-30.
167. Duran I, Sengun A, Yıldırım T, Ozturk B. In vitro dentine permeability evaluation of HEMA-based (desensitizing) products using split-chamber model following in vivo application in the dog. *J Oral Rehabil* 2005;32:34-38.
168. Scarparo RK, Dondoni L, Böttcher DE, et al. Response to Intracanal Medication in Immature Teeth with Pulp Necrosis: An Experimental Model in Rat Molars. *Journal of Endodontics* 2011;37(8):1069-73.
169. Paradella TC, Marcelo F. Bond strength of adhesive systems to human tooth enamel. *Brazilian Oral Research* 2007;21(1):4-9.
170. Nakajima M, Ogata M, Okuda M, et al. Bonding to caries-affected dentin using self-etching primers. *American Journal of Dentistry* 1999;12:309-314.
171. Nakajima M, Sano H, Zheng L, Tagami J, Pashley DH. Effect of moist vs dry bonding to normal vs caries-affected dentin with scotchbond multipurpose plus. *J Dent Res* 1999;78:1298-1303.
172. Kaaden C, Powers JM, Friedl KH, Schmalz G. Bond strength of self-etching adhesives to dental hard tissues. *Clinical Oral Investigations* 2002;6:155-160.
173. Pereira PNR, Nunes MF, Miguez PA, Swift EJ. Bond strengths of a 1-step self-etching system to caries-affected and normal dentin. *Operative Dentistry* 2006;31:677- 681.
174. Akgün ÖM, Görgülü S, Altun C. Süt dişlerinin önemi ve erken çocukluk çağı çürükleri. *Smyrna Tıp Dergisi* 2011;1(1):49-52.
175. Lin YT, Lin WH, Lin YT. Twelve-month space changes after premature loss of a primary maxillary first molar. *International Journal of Paediatric Dentistry* 2011;21:161-166.
176. Ahamed SSS, Reddy VN, Krishnakumar R, et al. Prevalence of early loss of primary teeth in 5–10-year-old school children in Chidambaram town. *Contemporary Clinical Dentistry* 2012;3(1): 27-30.
177. Oba AA, Aras Ş. Fuji II LC ve F2000'in mikrosızını özelliklerinin süt dişinde in vitro koşullarda karşılaştırılması. *GÜ Dişhek Fak Derg* 2003;20(3):23-28.
178. Williams VD, Svare CW. The effect of five-year storage prior to bonding on enamel/composite bond strength. *J Dent Res* 1985; 64:151-154.
179. Crim GA. Effect of substrate age on microleakage of dentine adhesive agents. *J Oral Reh* 1989;16:555-557.
180. Beech DR, Tyas MJ, Solomon A. Bond strength of restorative materials to human dentin: influence of post-extraction time. *Dental Materials* 1991;7(1):15-17.
181. Goodis HE, Marshall Jr GW, White JM. The effects of storage after extraction of the teeth on human dentine permeability in vitro. *Arch Oral Biol* 1991;36(8):561-566.
182. Özok AR, Wu MK, Wesselink PR. The effects of post-extraction time on the hydraulic conductance of human dentine in vitro. *Arch Oral Biol* 2002;47(1):41-46.

183. Magni E, Zhang L, Hickel R, et al. SEM and microleakage evaluation of the marginal integrity of two types of class V restorations with or without the use of a light-curable coating material and of polishing. *J Dent* 2008;36(11):885-891.
184. Yaman BC, Efes BG, Dörter C, et al. Microleakage of repaired class V silorane and nano-hybrid composite restorations after preparation with erbium: yttrium–aluminum–garnet laser and diamond bur. *Lasers in Medical Science* 2011;26(2):163-170.
185. Tielemans M, Compere P, Geerts SO, et al. Comparison of microleakages of photo-cured composites using three different light sources: halogen lamp, LED and argon laser: an in vitro study. *Lasers in Medical Science* 2009;24(1):1-5.
186. Salz U, Thorsten B. Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue-a review. *Journal of Adhesive Dentistry* 2010;12(5):343-371.
187. Shahabi S, Ebrahimpour L, Walsh LJ. Microleakage of composite resin restorations in cervical cavities prepared by Er, Cr: YSGG laser radiation. *Aust Dent J* 2008;53(2):172-175.
188. Ayala AS, Neto AF, Vilanova LSR, Gomes JC, Gomes OMM. Marginal microleakage of class V resin-based composite restorations bonded with six one-step self-etch systems. *Brazilian Oral Research* 2013;27(3):225-230.
189. Tosun G, Şener Y, Şengün A. Kompozit rezinin mineye bağlanma dayanımı üzerine farklı saklama solüsyonlarının etkisi. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg* 2005;29(3):2-6.
190. Manhart J, Chen HY, Mehl A, Weber K, Hickel R. Marginal quality and microleakage of adhesive class V restorations. *J Dent* 2001;29(2):123-130.
191. Dallı M, Ercan E, İnce B. et al. Termal siklusun mikrosızıntıya etkisinin sınıf V kaviterlerde kompozit restorasyonlarda in vitro incelenmesi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2010;20(2):105-113.
192. Uzer E, Türkün Ş. Poliasit modifiye kompozit rezin ile nano dolduruculu bir kompozit rezinin kenar sızıntılarının karşılaştırılması. *AÜ Diş Hek Fak Derg* 2005; 32:181-190.
193. Bağlar S, Dallı M, Çolak H, Ercan E, Hamidi M. İki farklı restoratif materyalin sınıf V kaviterlerdeki mikrosızıntıya etkisi. *Cumhuriyet Dental Journal* 2011;13(1):9-14.
194. Altun C, Güven G, Başak F, Akbulut E. Süt dişi sınıf V kaviterlerde akışkan kompomer uygulamasının mikrosızıntı üzerine etkileri. *Dicle Diş Hek Derg* 2008;9(2):13-23.
195. Lopescoutinho TC, Almeidaatostes M. Comparison of microleakage of different margin types around Class V resin restorations in primary teeth. *European Journal of Paediatric Dentistry* 2013;14(3):246-251.
196. Bortolotto T, Doudou W, Kunzelmann KH, Krejci I. The competition between enamel and dentin adhesion within a cavity: an in vitro evaluation of class V restorations. *Clinical Oral Investigations* 2012;16:1125-1135.
197. Yalcin F, Korkmaz Y, Baseren M. The effect of two different polishing techniques on microleakage of new composites in class V restorations. *The Journal of Contemporary Dental Practice* 2006;7(5):18-25.

198. Poggio C, Chiesa M, Dagna A, Colombo M, Scribante A. Microleakage in class V gingiva-shaded composite resin restorations. *Annali Di Stomatologia* 2012;3(1):19-23.
199. Shafiei F, Sahar A. The effect of LED curing mode on microleakage of class V cavity restored by silorane-based composite. *Acta Odontol Scand* 2013;71(5):1162-1167.
200. Wahab FK, Shaini FJ, Morgano SM. The effect of thermocycling on microleakage of several commercially available composite class V restorations in vitro. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2003;90(2):168-174.
201. Awliya WY, El-Sahn AM. Leakage pathway of class V cavities restored with different flowable resin composite restorations. *Operative Dentistry* 2008;33(1):31-36.
202. Hegde MN, Pallavi V, Shishir S. A comparative evaluation of microleakage of three different newer direct composite resins using a self etching primer in class V cavities: An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry* 2009;12(4):160-163.
203. Poureslami HR, Sajadi F, Sharifi M, Ebrahimi SF. Marginal microleakage of low-shrinkage composite silorane in primary teeth: an in vitro study. *Journal of Dental Research Dental Clinics Dental Prospects* 2012;6(3):94-97.
204. Akın G, Siso Ş, Akın H. Termal siklus ve suda bekletmenin kendinden asitli adezivlerin dentine mikrogerilim bağlanma dayanımları üzerine etkileri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2012;22(2):125-131.
205. Thomsen KB, Peutzfeldt A. Resin composites: strength of the bond to dentin versus mechanical properties. *Clinical Oral Investigations* 2007;11:45-49.
206. Foxton RM, Melo L, Stone DG, et al. Long-term durability of one-step adhesive-composite systems to enamel and dentin. *Operative Dentistry* 2008;33:651-657.
207. Frankenberger RNK, Petschelt A. Technique sensitivity of dentin bonding: Effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. *Operative Dentistry* 1999;25(4):324-330.
208. García-Godoy F, Donly KJ. Dentin/enamel adhesives in pediatric dentistry. *Pediatr Dent* 2002;24(5):462-464.
209. Price RBT, Felix CA, Andreou P. Evaluation of a second-generation LED curing light. *J Can Dent Assoc* 2003;69(1):666-666i.
210. Küçükeşmen Ç, Sönmez H. Microleakage of class-V composite restorations with different bonding systems on fluorosed teeth. *European Journal of Dentistry* 2008;2(1):48-58.
211. Arisu HD, Üçtaşlı MB, Eligüzeloğlu E, Özcan S, Ömürlü H. The effect of occlusal loading on the microleakage of class V restorations. *Operative Dentistry* 2008;33(2):135-141.
212. Abo T, Sigeru U, Sano H. Comparison of bonding efficacy of an all in one adhesive with a self etching primer system. *Eur J Oral Sci* 2004;112(3):286-292.
213. Tonetto MR, BandJca MC, de Oliveira Barud HG, et al. Influence of artificial aging in marginal adaptation of mixed class v cavities. *Journal of Contemporary Dental Practice* 2013;14(2):316-319.

214. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999;27(2):89-99.
215. Nikaido T, Kunzelmann K, Chen H, et al. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dental Materials* 2002;18(3):269-275.
216. Li Q, Jepsen S, Albers HK, Eberhard J. Flowable materials as an intermediate layer could improve the marginal and internal adaptation of composite restorations in class-V-cavities. *Dental Materials* 2006;22(3):250-257.
217. Bonilla ED, Yasharb M, Caputo AA. Fracture toughness of nine flowable resin composites. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2003;89(3):261-267.
218. Baroudi K, Saleh AM, Silikas N, Watts DC. Shrinkage behaviour of flowable resin-composites related to conversion and filler-fraction. *J Dent* 2007;35(8):651-655.
219. Krmek SJ, Bogdan I, Simeon P, et al. A three-dimensional evaluation of microleakage of class V cavities prepared by the very short pulse mode of the erbium: yttrium–aluminium–garnet laser. *Lasers in Medical Science* 2010;25(6):823-828.
220. Prabhakar A, Madan M, Raju OS. The marginal seal of a flowable composite, an injectable resin modified glass ionomer and a compomer in primary molars-an in vitro study. *J Indian Soc Pedo Prev Dent* June 2003;21(2):45-48.
221. Borsatto MC, Corona SAM, Chinelatti MA, et al. Comparison of marginal microleakage of flowable composite restorations in primary molars prepared by high-speed carbide bur, Er: YAG laser, and air abrasion. *Journal of Dentistry for Children* 2006;73(2):122-126.
222. Ülker HE, Ülker M, Özcan E. Kendinden bağlanabilen yeni bir akışkan kompozitin sitotoksitesinin dentin bariyer testi ile değerlendirilmesi. *Acta Odontologica Turcica* 2013;30(3):140-144.
223. Palin WM, Fleming GJP, Burke FJT, Marquis PM, Randall RC. The influence of short and medium-term water immersion on the hydrolytic stability of novel low-shrink dental composites. *Dental Materials* 2005;21(9):852-863.
224. Eick JD, Smith RE, Pinzino CS, Kostoryz EL. Stability of silorane dental monomers in aqueous systems. *J Dent* 2006;34(6):405-410.
225. Rueggeberg FA. State-of-the-art: dental photocuring-a review. *Dental Materials* 2011;27(1):39-52.
226. Correr AB, Sinhoreti MAC, Sobrinho CL, et al. Effect of the increase of energy density on Knoop hardness of dental composites light-cured by conventional QTH, LED and xenon plasma arc. *Brazilian Dental Journal* 2005;16(3):218-224.
227. Silikas N, Eliades G, Watts DC. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dental Materials* 2000;16(4):292-296.
228. Chan DCN, Browning WD, Frazier KB, Brackett MG. Clinical evaluation of the soft-start (pulse-delay) polymerization technique in class I and II composite restorations. *Operative Dentistry* 2008;33(3):265-271.

229. Dall'Magro E, Correr AB, Costa AR, et al. Effect of different photoactivation techniques on the bond strength of a dental composite. *Brazilian Dental Journal* 2010;21(3):220-224.
230. Kusgoz A, Ülker M, Yesilyurt C, et al. silorane-based composite: depth of cure, surface hardness, degree of conversion, and cervical microleakage in class II cavities. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2011;23(5):324-335.
231. Krifka S, Federlin M, Hiller KA, Schmalz G. Microleakage of silorane-and methacrylate-based class V composite restorations. *Clinical Oral Investigations* 2012;16(4):1117-1124.
232. Santos MJ, Podoriesz A, Rizkalla AS, Santos GC Jr. Microleakage and microtensile bond strength of silorane-based and dimethacrylate-based restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 2013;34(8):19-24.
233. Joseph A, Santhosh L, Hegde J, Panchajanya S, George R. Microleakage evaluation of Silorane-based composite and Methacrylate-based composite in class II box preparations using two different layering techniques: An in vitro study. *Indian Journal of Dental Research* 2013;24(1):145-148.
234. Soldo M, Simeon P, Matijević J, et al. Marginal leakage of class V cavities restored with silorane-based and methacrylate-based resin systems. *Dental Materials Journal* 2013;32(5):853-858.
235. Hooshmand T, Tabari N, Keshvad A. Marginal leakage and microhardness evaluation of low-shrinkage resin-based restorative materials. *General Dentistry* 2013;61(1):46-50.
236. Yilmaz F, Gonulol N, Guler E, Ersoz E, Aytac F. Effects of different light sources on microleakage of composite resins with different monomer structures. *Journal of Dental Sciences* 2013;8:1-7.
237. Karaman E, Ozgunaltay G. Polymerization shrinkage of different types of composite resins and microleakage with and without liner in class II cavities. *Operative Dentistry* 2014;39(3):325-331.
238. Rengo C, Goracci C, Juloski J, et al. Influence of phosphoric acid etching on microleakage of a self-tch adhesive and a self-adhering composite. *Aust Dent J* 2012;57(2):220-226.
239. Boutsiouki C, Tolidis K, Panagiotidou E. Effect of surface preparation and shade selection on microleakage of resinous pit and fissure sealants. http://shofu.de/uploads/tx_shofuproducts/downloads/Microleakage_Pit_and_fissures_tolidis.pdf.
240. Eliades A, Birpou E, Eliades T, Eliades G. Self-adhesive restoratives as pit and fissure sealants: A comparative laboratory study. *Dental Materials* 2013;29(7):752-762.
241. Yazici AR, Agarwal I, Campillo-Funollet M, et al. Effect of laser preparation on bond strength of a self-adhesive flowable resin. *Lasers in Medical Science* 2013;28(1):343-347.
242. El Motayam KEDM, Fouad WA, Youssef R. Assessment and comparison of nanoleakage and resin tag length of three different pit and fissure sealants: an in-vitro scanning electron microscope study. *Journal of American Science* 2013;9(5):329-337.

243. Sadeghi M, Davari A, Lynch CD. The effect of re-bonding using surface sealant or adhesive system on microleakage of class V resin composite restorations. *Dental Research Journal* 2013;10(5):596-601.
244. Khier S, Hassan K. Efficacy of composite restorative techniques in marginal sealing of extended class v cavities. *ISRN dentistry* 2010;2011:1-5.
245. Baghalian A, Nakhjavani YB, Hooshmand T, Motahhary P, Bahramian H. Microleakage of Er: YAG laser and dental bur prepared cavities in primary teeth restored with different adhesive restorative materials. *Lasers in Medical Science* 2013;28(6):1453-1460.
246. Chandra PR, Harikumar V, Ramkiran D, Krishna M, Gouda MV. Microleakage of class v resin composites using various self-etching adhesives: an in vitro study. *The Journal of Contemporary Dental Practice* 2013;14(1):51-55.
247. Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dental Materials* 2002;18:463-469.
248. Calheiros FC, Kawano Y, Stansbury JW, Braga RR. Influence of radiant exposure on contraction stress, degree of conversion and mechanical properties of resin composites. *Dental Materials* 2006;22:799-803.
249. Guo B, Wang OQ, Que KH, et al. Effect of light-emitting diode curing light and halogen light on microleakage of extracted teeth. *Journal of Sichuan University Medical Science Edition* 2006;37(6):947-950.
250. Sensi LG, Junior SM, Baratieri LN. Effect of led light curing on the marginal sealing of composite resin restorations. *Practical Procedures & Aesthetic Dentistry* 2006;18(6):345-351.
251. Attar N, Korkmaz Y. Effect of two light-emitting diode (LED) and one halogen curing light on the microleakage of class V flowable composite restorations. *The Journal of Contemporary Dental Practice* 2007;8(2):80-88.
252. Nalcaci A, Salbaş M, Ulusoy N. The effects of soft-start vs continuous-light polymerization on microleakage in class II resin composite restorations. *Journal of Adhesive Dentistry* 2005;7(4):309-314.
253. Nalcaci A, Ulusoy N, Küçükeşmen C. Effect of LED curing modes on the microleakage of a pit and fissure sealant. *American Journal of Dentistry* 2007;20(4):255-258.
254. Cehreli SB, Gulsahi K, Arman A, et al. Effect of LED curing on marginal integrity of an ormocer-based sealant. *Journal of Dentistry for Children* 2009;76(1):53-57.
255. Queiroz RS, Bandeca MC, Calixto LR, et al. Effect of light-curing units on microleakage under dental composite resins. *Laser Physics* 2009;19(9):1909-1911.
256. Sadeghi M, Lynch CD. The effect of flowable materials on the microleakage of class II composite restorations that extend apical to the cemento-enamel junction. *Operative Dentistry* 2009;34(3):306-311.

257. Sadeghi M. Influence of flowable materials on microleakage of nanofilled and hybrid class II composite restorations with LED and QTH LCUs. *Indian Journal of Dental Research* 2009;20(2):159-163.
258. Duangthip D, Ballungpattama S, Sitthisetapong T. Effect of light curing methods on microleakage and microhardness of different resin sealants. *Journal of Dentistry for Children* 2011;78(2):88-95.
259. Oberholzer TG, Schünemann M, Kidd M. Effect of LED curing on microleakage and microhardness of Class V resin-based composite restorations. *International Dental Journal* 2004;54(1):15-20.
260. Bodrumlu E, Topuz O, Uzun O. Comparison of halogen versus led light-cured temporary endodontic filling materials for sealing. *Minerva Stomatologica* 2013;62(6):193-198.
261. Baratieri LN, Canabarro S, Lopes GC, Ritter AV. Effect of resin viscosity and enamel beveling on the clinical performance of class V composite restorations: three-year results. *Operative Dentistry* 2002;28(5):482-487.
262. Yazici AR, Baseren M, Dayangac B. The effect of flowable resin composite on microleakage in class V cavities. *Operative Dentistry* 2002;28(1):42-46.
263. Bücher K, Tautz A, Hickel R, Kühnisch J. Longevity of composite restorations in patients with early childhood caries (ECC). *Clinical Oral Investigations* 2014;18(3):775-778.
264. Scotti N, Comba A, Gambino A, et al. Microleakage at enamel and dentin margins with a bulk fills flowable resin. *European Journal of Dentistry* 2014;8(1):1-8.
265. Sharma RD, Sharma J, Rani A. Comparative evaluation of marginal adaptation between nanocomposites and microhybrid composites exposed to two light cure units. *Indian Journal of Dental Research* 2011;22(3):520-526.
266. Hardan LS, Amm EW, Ghayad A. Effect of different modes of light curing and resin composites on microleakage of class II restorations. *Tropical Dental Journal* 2008;31(124):27-34.

8. ÖZGEÇMİŞ

06.02.1985 yılında Elazığ ili Keban ilçesinde dünyaya geldim. İlkokulu 1996 yılında Afyon'da, ortaokulu 2000 yılında ve liseyi de 2003 yılında Konya'da tamamladım. 2004 yılında girdiğim Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden 2009 yılında mezun oldum. 2009 yılı Eylül ayında Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Pedodonti Anabilim Dalında doktora eğitimime başladım. 09.02.2011 tarihinde Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalında açılan Araştırma Görevlisi kadrosuna atandım.

Dt. Ayşe GÜNAY