

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

**FARKLI YAPIDAKİ KOMPOZİT REZİNLERİN VE TABAN
MADDESİ KULLANIMININ KASP HAREKETİ VE KENAR
SIZINTISINA ETKİLERİNİN İN VİTRO OLARAK
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Emel KARAMAN

**Tedavi Programı
DOKTORA TEZİ**

ANKARA

2011

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

**FARKLI YAPIDAKİ KOMPOZİT REZİNLERİN VE TABAN
MADDESİ KULLANIMININ KASP HAREKETİ VE KENAR
SIZINTISINA ETKİLERİNİN İN VİTRO OLARAK
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Emel KARAMAN

**Tedavi Programı
DOKTORA TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Gül ÖZGÜNALTAY**

ANKARA

2011

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne:

Bu çalışma jürimiz tarafından Tedavi Programında Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

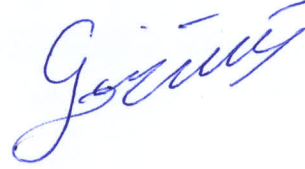
Jüri Başkanı: Prof. Dr. Osman Gökay
Ankara Üniversitesi



Danışman: Prof. Dr. Gül Özgünaltay
Hacettepe Üniversitesi



Üye: Prof. Dr. Jale Görücü
Hacettepe Üniversitesi



Üye: Prof. Dr. Arlin Kiremitçi
Hacettepe Üniversitesi



Üye: Prof. Dr. Rüya Yazıcı
Hacettepe Üniversitesi



ONAY:

Bu tez, Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.


Prof. Dr. Hakan S. Orer
Enstitü Müdürü 7.

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince bana her konuda destek olan, çalışmalarımnda hiçbir zaman emeğini esirgemeyen, büyük bir sabır, özveri ve içtenlikle bana yol gösteren, çok değerli tez danışmanım, Prof. Dr. Gül Özgünaltay'a,

Fikirlerini, heyecanını, bilgisini ve yardımlarını hiç unutmayacağım, her zaman saygı, sevgi ve minnet ile anacağım Prof. Dr. Rüya Yazıcı'ya,

Hacettepe Üniversitesi'ndeki lisans ve doktora eğitimim boyunca emeğini, bilgisini ve yardımlarını esirgemeyen çok değerli hocalarım Prof. Dr. Sevil Gürkan, Prof. Dr. Saadet Gökalep, Prof. Dr. Berrin Dayangaç, Prof. Dr. Alev Önen, Prof. Dr. Şükran Bolay, Prof. Dr. Jale Görücü, Prof. Dr. Meserret Başeren, Prof. Dr. Arlin Kiremitçi, Prof. Dr. Nuray Attar, Doç. Dr. Filiz Yalçın Çakır'a,

Yalnızca iş arkadaşım olmakla kalmayıp aileme dahil olan, acı tatlı her günümde varlıklarıyla bana güç veren çok sevgili dostlarım Esra Fırat, Duygu Tuncer, Yusuf Tuncer, Zeren Yıldırım ve Tuğba Toz'a,

Beraber çalışmaktan büyük zevk duyduğum çok sevgili araştırma görevlisi arkadaşlarıma, hemşire ablalarıma ve tüm Diş Hastalıkları ve Tedavisi A.D. personeline,

Benden sevgisini ve desteğini hiç esirgemeyen, beni ben yapan, üyesi olmaktan gurur duyduğum çok sevgili ailelerime,

Sevgisini, şefkatini ve fedakarlığını hayranlıkla izlediğim kadına, anneme,

Bana ne kadar şanslı olduğumu hatırlatan, dünyanın en iyi, en anlayışlı eşi Suat Çağlar Karaman'a ve evimin güneşi, altın kızıma,

Bütün kalbimle teşekkür ediyorum.

ÖZET

Karaman, E. Farklı Yapıdaki Kompozit Rezinlerin ve Taban Maddesi Kullanımının Kasp Hareketi ve Kenar Sızıntısına Etkilerinin İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tedavi Programı Doktora Tezi, Ankara, 2011. Bu *in vitro* çalışmanın amacı, farklı yapıdaki dört kompozit rezin ve bir ışıkla sertleşen cam iyonomer siman (CİS) taban maddesinin, MOD kavitelerdeki kasp hareketi ve kenar sızıntısına etkilerinin değerlendirilmesidir. Çalışmamızda 128 adet çekilmiş çürüksüz insan üst premolar dişi kullanıldı. Dişler 8 gruba ayrıldıktan sonra (n=16), standart geniş MOD kaviteler hazırlandı. Kasplar arası mesafe kaviteler hazırlanmadan önce ve sonra dijital mikrometre cihazı ile ölçüldü. Daha sonra dişler rezin modifiye CİS taban maddesi (Vitrebond) uygulanarak ve uygulanmadan, farklı kompozit rezinler (Filtek Supreme XT, Filtek P60, Filtek Silorane, Filtek Z250) ile restore edildi. Kasp hareketi restorasyonlar tamamlandıktan 5 dakika, 24 saat ve 48 saat sonra tekrar ölçüldü. 48 saat ölçümünden sonra restorasyonlara bitirme ve polisaj işlemi uygulandı. Termalsiklus işleminden sonra bazik fuksin solüsyonunda 24 saat bekletilen dişlerden kesitler alınıp kenar sızıntısı açısından incelendi. Elde edilen veriler Friedman, Kruskal Wallis ve Mann Whitney U testleri ile istatistiksel olarak değerlendirildi. Rezin modifiye CİS taban maddesi uygulanarak ve uygulanmayarak Filtek Silorane ile restore edilen dişlerde daha az kasp hareketi gözlenmiştir ($p<0,05$). Tüm dişlerde 48 saat süresince kasplar arası mesafe azalmış fakat başlangıç pozisyonuna dönememiştir. Rezin modifiye CİS taban maddesi uygulanmadan restore edilen dişlerin kenar sızıntıları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0,05$). Tüm dişlerde kasp hareketi ve kenar sızıntısı gözlenmiş fakat rezin modifiye CİS taban maddesi kullanımının kasp hareketi ve kenar sızıntısını azalttığı saptanmıştır.

Anahtar Kelimeler: *Kasp hareketi, kenar sızıntısı, kompozit rezin, rezin modifiye cam iyonomer siman*

Destekleyen Kurumlar: H.Ü.B.A.B, Tez Destekleme (Proje No: 010T09102004)

ABSTRACT

Karaman, E. Evaluation of Cuspal Deflection and Microleakage of Different Types of Composite Resins and Base Material Usage In Vitro, Hacettepe University Health Sciences Institute PhD Thesis in Restorative Dentistry, Ankara, 2011. The aim of this *in vitro* study is to evaluate the effects of four different types of composite resins and a resin modified glass ionomer cement (GIC) on the cuspal deflection and microleakage of MOD cavities. One hundred twenty eight extracted human upper premolar teeth had been used in our study. After the teeth were divided into eight groups (n=16), standardized large MOD cavities were prepared. The distance between cusp tips were measured before and after cavity preparations with a digital micrometer. Then the teeth were restored with different resin composites (Filtek Supreme XT, Filtek P60, Filtek Silorane, Filtek Z250) with and without a resin modified GIC base (Vitrebond). Cuspal deflection was measured at 5 minute, 24 hour and 48 hour after completion of restorations. The restorations were finished and polished after the 48 hour measurements. Following thermocycling regime, teeth were immersed in basic fuchsin for 24 hour, then sectioned and examined for microleakage. Data were statistically analyzed with Friedman, Kruskal Wallis and Mann Whitney U tests. A significant reduction in cuspal deflection was observed in Filtek Silorane restorations with and without resin modified GIC base ($p<0.05$). In all restored teeth, the distance between cusps were reduced but didn't return their original position during 48 hour period. No statistically significant differences were found in microleakage between the teeth restored without resin modified GIC base ($p>0.05$). All teeth showed cuspal deflection and microleakage; however placement of resin modified GIC base reduced cuspal deflection and microleakage.

Key Words: Cuspal deflection, microleakage, composite resin, resin modified glass ionomer cement

Supported by H.U.B.A.B, Ph. D. Thesis Grant (Project Number: 010T09102004)

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR	x
ŞEKİLLER	xii
TABLolar	xvi
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	4
2.1. Kompozit Rezinler	4
2.1.1. Organik Matriks	5
2.1.2. Ara Bağlayıcılar	8
2.1.3. İnorganik Doldurucu Partiküller	9
2.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması	12
2.2.1. İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüklerine Göre Kompozit Rezinler	12
2.2.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Rezinler	15
2.2.3. Viskozitelerine Göre Kompozit Rezinler	17
2.2.4. Siloranlar	18

2.3. Adeziv Sistemler	20
2.3.1. Etch&Rinse Adeziv Sistemler	21
2.3.2. Self-Etch Adeziv Sistemler	22
2.4. Kavite Taban Maddeleri	24
2.4.1. Cam İyonomer Simanlar	24
2.4.2. Cam İyonomer Simanların Özellikleri	25
2.4.3. Cam İyonomer Simanların Sınıflandırılması	28
2.5. Polimerizasyon Büzülmesi	30
2.5.1. Polimerizasyon Büzülmesinin Aşamaları	30
2.5.2. Polimerizasyon Büzülmesini Etkileyen Faktörler	32
2.5.3. Polimerizasyon Büzülmesi Ölçme Yöntemleri	34
2.6. Kenar Sızıntısı	36
2.6.1. Kenar Sızıntısı Değerlendirme Yöntemleri	37
3. GEREÇ VE YÖNTEMLER	41
3.1. Dişlerin Seçimi ve Hazırlanması	41
3.2. Kavitelerin Hazırlanması	42
3.3. Restorasyonların Uygulanması	44
3.4. Kasp Hareketinin Değerlendirilmesi	47
3.5. Kenar Sızıntısının Değerlendirilmesi	48
3.6. İstatistiksel Değerlendirme	50

4. BULGULAR	51
4.1. Kasp Hareketi Bulguları	51
4.2. Kenar Sızıntısı Bulguları	61
5. TARTIŞMA	68
6. SONUÇLAR	84
KAYNAKLAR	85
ÖZGEÇMİŞ	112

SİMGELER VE KISALTMALAR

ABD	Amerika Birleşik Devletleri
Bis-EMA	Bis etilen A Glikol Dimetakrilat
Bis-GMA	Bis fenol A Glisidil Dimetakrilat
°C	Santigrat derece
C	Karbon
Ca	Kalsiyum
cm	Santimetre
cm³	Santimetre küp
CİS	Cam iyonomer siman
CPI	Toplumsal periodontal indeks (<i>Community periodontal indeks</i>)
DCDT	Direct current differential transformer
EGDMA	Etilen glikol dimetakrilat
F	Flor
Ga	Galyum
GIC	Glass iyonomer cement
HEMA	Hidroksietil metakrilat
I	İyod
LED	Işık yayan diyod (<i>Light emitting diode</i>)
LVDT	Linear variable differential transformer
mm	Milimetre
MOD	Meziokluzodistal
µm	Mikrometre
Na	Sodyum
nm	Nanometre
P	Fosfor
pH	Hidrojenin gücü (<i>Power of hydrogen</i>)
PUDMA	Poliüretan dimetakrilat
S	Kükürt
sn	Saniye
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat

UDMA	Üretan dimetakrilat
ZOE	Çinkooksit ojenol
%	Yüzde

ŞEKİLLER

	Sayfa
Şekil 2.1.1. Bis-GMA (Bis fenol A Glisidil Dimetakrilat)'nın kimyasal formülü	6
Şekil 2.1.2. UDMA (Üretan Dimetakrilat) 'nın kimyasal formülü	6
Şekil 2.1.3. Bis-EMA (Bis Etilen Glikol Dimetakrilat)'nın kimyasal formülü	7
Şekil 2.1.4. TEGDMA (Trietilen Glikol Dimetakrilat)'nın kimyasal formülü	7
Şekil 2.2.1. Siloksan, oksiran ve siloranın yapı formülü	19
Şekil 2.2.2. Oksiran ve metakrilatın karşılaştırılması	20
Şekil 3.1.1. Dijital mikrometre cihazı	41
Şekil 3.1.2. Rehber noktaları oluşturulmuş dişin görünümü	42
Şekil 3.2.1. Kasplar arası mesafenin ölçülmesi	43
Şekil 3.2.2. Hazırlanan MOD kavitenin şematik görünümü	43
Şekil 3.3.1. Uygulanan tabakalama yönteminin şematik görünümü	45
Şekil 3.5.1. Kesme cihazı	48
Şekil 3.5.2. Stereomikroskop	49
Şekil 4.1.1. Farklı ölçüm zamanlarında gruplardaki dişlerin kasp hareketi ortalamaları (μm) ve standart sapmalarının grafik ile gösterilmesi	52

Şekil 4.1.2. Restorasyonlar tamamlandıktan 5 dakika sonra gruplardaki dişlerin kasp hareketi ortalamaları (μm) ve standart sapmalarının grafik ile gösterilmesi	53
Şekil 4.1.3. Restorasyonlar tamamlandıktan 24 saat sonra gruplardaki dişlerin kasp hareketi ortalamaları (μm) ve standart sapmalarının grafik ile gösterilmesi	54
Şekil 4.1.4. Restorasyonlar tamamlandıktan 48 saat sonra gruplardaki dişlerin kasp hareketi ortalamaları (μm) ve standart sapmalarının grafik ile gösterilmesi	55
Şekil 4.1.5 Gruplarda farklı ölçüm zamanlarındaki kasp hareketi ortalamaları (μm) ve standart sapmalarının grafik ile gösterilmesi	56
Şekil 4.1.6. Filtek Supreme XT ile restore edilen dişlerde farklı ölçüm zamanlarındaki kasp hareketi ortalaması (μm) ve standart sapmasının grafik ile gösterilmesi	57
Şekil 4.1.7. Filtek P60 ile restore edilen dişlerde farklı ölçüm zamanlarındaki kasp hareketi ortalaması (μm) ve standart sapmasının grafik ile gösterilmesi	57
Şekil 4.1.8. Filtek Silorane ile restore edilen dişlerde farklı ölçüm zamanlarındaki kasp hareketi ortalaması (μm) ve standart sapmasının grafik ile gösterilmesi	58
Şekil 4.1.9. Filtek Z250 ile restore edilen dişlerde farklı ölçüm zamanlarındaki kasp hareketi ortalaması (μm) ve standart sapmasının grafik ile gösterilmesi	58

Şekil 4.1.10. Vitrebond taban maddesi üzerine Filtek Supreme XT uygulanarak restore edilen dişlerde farklı ölçüm zamanlarındaki kasp hareketi ortalaması (μm) ve standart sapmasının grafik ile gösterilmesi	59
Şekil 4.1.11. Vitrebond taban maddesi üzerine Filtek P60 uygulanarak restore edilen dişlerde farklı ölçüm zamanlarındaki kasp hareketi ortalaması (μm) ve standart sapmasının grafik ile gösterilmesi	59
Şekil 4.1.12. Vitrebond taban maddesi üzerine Filtek Silorane uygulanarak restore edilen dişlerde farklı ölçüm zamanlarındaki kasp hareketi ortalaması (μm) ve standart sapmasının grafik ile gösterilmesi	60
Şekil 4.1.13. Vitrebond taban maddesi üzerine Filtek Z250 uygulanarak restore edilen dişlerde farklı ölçüm zamanlarındaki kasp hareketi ortalaması (μm) ve standart sapmasının grafik ile gösterilmesi	60
Şekil 4.2.1. Grupların kenar sızıntısı ortalamaları ve standart sapmalarının grafik ile gösterilmesi	62
Şekil 4.2.2. Filtek Supreme XT ile restore edilen bir dişte mezial ve distalde “2” skorunun stereomikroskop altındaki görünümü (x40)	62
Şekil 4.2.3. Filtek P60 ile restore edilen bir dişte mezialde “3” ve distalde “2” skorunun stereomikroskop altındaki görünümü (x40)	63

Şekil 4.2.4. Filtek Silorane ile restore edilen bir dişte mezial ve distalde “0” skorunun stereomikroskop altındaki görünümü (x40)	63
Şekil 4.2.5. Filtek Z250 ile restore edilen bir dişte mezial ve distalde “2” skorunun stereomikroskop altındaki görünümü (x40)	64
Şekil 4.2.6. Vitrebond taban maddesi üzerine Filtek Supreme XT uygulanarak restore edilen bir dişte mezial ve distalde “2” skorunun stereomikroskop altındaki görünümü (x40)	64
Şekil 4.2.7. Vitrebond taban maddesi üzerine Filtek P60 uygulanarak restore edilen bir dişte mezialde “2” ve distalde “1” skorunun stereomikroskop altındaki görünümü (x40)	65
Şekil 4.2.8. Vitrebond taban maddesi üzerine Filtek Silorane uygulanarak restore edilen bir dişte mezial ve distalde “3” skorunun stereomikroskop altındaki görünümü (x40)	65
Şekil 4.2.9. Vitrebond taban maddesi üzerine Filtek Z250 uygulanarak restore edilen bir dişte mezialde “1” ve distalde “0” skorunun stereomikroskop altındaki görünümü (x40)	66

TABLolar

	Sayfa
Tablo 3.3.1. Çalışmada uygulanan materyaller	44
Tablo 4.1.1. Başlangıç ve farklı ölçüm zamanlarında, gruplardaki dişlerin bukkal ve palatinal kasları arasındaki mesafelerin ortalamaları (mm)	51
Tablo 4.2.1. Grupların kenar sızıntısı skor dağılımları, ortalama ve standart sapmaları	61

1.GİRİŞ

Restoratif diş hekimliğinde amaç, doğru tanı ve eksiksiz bir tedavi sonucunda doğal diş görünümünün ve fonksiyonunun yeniden kazandırılmasıdır (1). Günümüzde hastaların diş hekiminden beklentileri yalnızca fonksiyon değil, diş hekimliğinde oldukça önem kazanan estetiğin de en iyi şekilde yerine getirilmesidir. Ağız ortamındaki çalışmalarda estetik, doğal görünüşe en iyi uyum sağlayacak malzemelerin seçimi ile sağlanabilir (2).

Kompozit rezinler bu amaçla üretilen ve klinik kullanımları oldukça yaygın olan estetik restoratif materyallerdir. Kompozit restorasyonlarla mükemmel estetik sonuçlar alınmasına rağmen polimerizasyon büzülmesi bu restorasyonlardaki en önemli sorunlardandır (3).

Polimerizasyon büzülmesine bağlı olarak iki önemli sorun gelişmektedir. Restorasyonların diş dokusuna olan bağlanma kuvveti, büzülme kuvvetinden daha güçlü olduğu zaman restorasyonlarda internal gerilim meydana gelir. Bu durum kavite duvarlarının birbirine yaklaşmasına ve kasplar arası mesafenin azalmasına neden olur. Kasplarda meydana gelen bu hareket okluzyon noktalarının değişimi, postoperatif duyarlılık ve bazı durumlarda da dişte çatlak oluşumuna neden olabilir(4).

Restoratif materyal diş dokularına zayıf bağlandığında ise, mine kenarlarında ayrılma ve açıklık meydana gelir (4). Restorasyonların kenar uyumunun bozulması sonucu kavite duvarı ile rezin arasında oluşan boşluktan, bakteri, oral sıvılar, molekül ve iyonlar ile havanın geçişi gerçekleşir. Bu durum, “kenar sızıntısı” olarak adlandırılmaktadır. Kenar sızıntısı sonucunda kenar renklenmesi ve kırılmalar, ikincil çürükler, postoperatif duyarlılık ve sonuçta pulpa yıkımı gerçekleşir (1).

Kompozit rezinlerde karşılaşılan tüm bu yetersizlikleri ortadan kaldırmak, diş renkli restorasyonların estetik olduğu kadar uzun ömürlü ve

fonksiyonel olmasını sağlamak amacıyla pek çok materyal ve yöntem geliştirilmiş ve halen geliştirilmeye devam etmektedir. Son yıllarda kompozitlerin inorganik yapısındaki partiküllerin büyüklüğü, şekli, sayısı ve hacmi üzerinde yapılan değişiklikler ile hem anterior hem de posterior dişlerde güvenle uygulanabilecek restoratif materyallerin geliştirilmesi amaçlanmıştır (2).

Nanodolduruculu kompozit rezinler bu amaçla üretilmiş materyallerdir. Mikrofil kompozitler gibi iyi polisajlanabilme ve parlaklık, hibrit kompozitler gibi çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıklılık gösteren bu tür kompozit rezinlerin, özellikle yüksek stres alan posterior dişlerde de kullanımı önerilmektedir (5).

Son yıllarda inorganik doldurucu partikül miktarı artırılarak amalgama benzer biçimde kondanse edilebilen kompozitler üretilmiştir (1). Bu tür kompozitlerin kaviteye basınç uygulayarak daha kolay yerleştirilebilmeleri, II. sınıf restorasyonlarda başarıyla uygulanmalarını sağlamaktadır (6,7).

Kompozit rezinlerde polimerizasyon büzülmesi sorununun önüne geçebilmek için organik yapıda da değişikliklere gidilmiş, kimyasal yapısı farklı çift halka açılımlı polimerizasyon reaksiyonu gösteren oksiran fonksiyonlu silikon esaslı hidrofobik monomerler olan siloranlar geliştirilmiştir. Siloranlar, diş hekimliğinde kullanılmak üzere üretilmiş ve düşük polimerizasyon büzülmesi gösterdiği öne sürülen en yeni estetik restoratif materyaldir (8).

Kompozit restorasyonların altında taban maddesi uygulanıp uygulanmayacağı tartışmalı olup özellikle cam iyonomer siman kullanımı önerilmektedir. Bazı araştırmacılar cam iyonomer siman kullanımının kasp hareketi ve kenar sızıntısını azalttığını bildirirken (9,10), bir kısım araştırmacılar ise etkisi olmadığını rapor etmişlerdir (11,12). Taban maddesi

uygulanmasının kasp hareketi ve kenar sızıntısına etkisini değerlendiren çalışmaların sonuçları tartışmalıdır.

Bu çalışmada, farklı yapıdaki dört kompozit rezinin ve bir ışıkla sertleşen cam iyonmer taban maddesinin, MOD kavitelerdeki kasp hareketi ve kenar sızıntısına etkilerinin *in vitro* olarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

Direkt estetik materyallerin gelişimi, gerçek anlamda 1871'de silikat simanlarla başlamıştır. Bunu, 1945'den itibaren estetik restorasyonlar için önerilen doldurucu içermeyen rezinler izlemiştir. Bu süreçte izlenen en önemli gelişmeler; Bowen'ın Bis-GMA (Bis fenol A glisidil dimetakrilat) yapısını bulması, Buonocore'un geliştirdiği "asitle pürüzlendirme tekniği" ve adeziv sistemlerin geliştirilmesidir. Kompozit rezinlerin diş sert dokularına olan bağlanma kuvvetlerinin artmasını sağlayan bu gelişmelerin sonucunda kompozit rezinler son yıllarda üzerinde en çok çalışılan dolgu materyali olma özelliğini taşımaktadırlar (3,13).

2.1. Kompozit Rezinler

Diş hekimliğinde kompozit terimi ilk defa 1962 yılında bir tür akrilik rezin olan Bis-GMA formülünün tanıtılmasıyla kullanılmaya başlanmıştır. Kompozit terimi, birbiri içinde çözünmeyen, kimyasal olarak birbirinden farklı iki maddenin, üç boyutlu kombinasyonu olarak tanımlanabilmektedir. Organik bir matriks içerisinde belli oranlarda ve şekillerde inorganik doldurucular ve doldurucuların organik matrikse tutunmasını sağlayan bağlayıcı kısımdan oluşan bir bileşim olarak da tanımlanabilir (14).

Kompozit rezinler üç ana bileşenden oluşmaktadır (1). Bunlar:

1. Organik matriks (Continuous phase)
2. Ara bağlayıcılar (Silane coupling agent)
3. İnorganik doldurucu partiküller (Dispersed phase)

2.1.1. Organik Matriks

Rezinlerin klinik performansını ve polimerizasyon derecesini organik matriks miktarı belirler. Bu faz içinde monomerler, komonomerler, inhibitörler, polimerizasyon başlatıcıları ve ultraviyole stabilizatörleri bulunmaktadır(15).

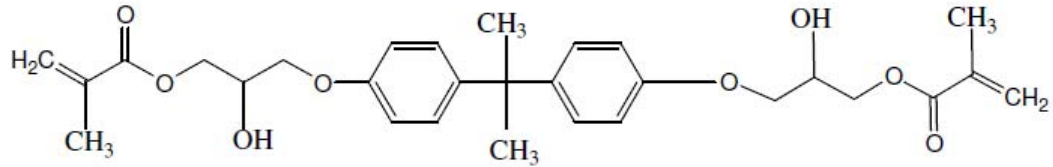
Monomer ve Komonomerler:

Diş hekimliğinde kullanılan monomerlerin gelişimi incelendiğinde; ilk kullanılanların metil metakrilat rezinler olduğu görülür. Metil metakrilat rezinlerin polimerizasyon büzülmesi, yüksek termal genleşme katsayısı, renklenme, ciddi pulpa zararları ve sekonder çürük gibi dezavantajları vardır (13,16).

Zaman içerisinde metil metakrilat esaslı matriksin yerini Bis-GMA esaslı olanlar almıştır. İlk defa Bowen (1962) tarafından geliştirilen bu monomer; 2,2-bis [4-(2- hidroksi-3-metakrilosi propoksi) fenil] propandır. Önce bis fenol-A ve glisidilmetakrilattan, daha sonra bis fenol A'nın diglisil eterinden ve metakrilik asitten elde edilmişlerdir. Monomerin polimerizasyonu, iki metil metakrilat grubunun karbon-karbon (C=C) çift bağı aracılığıyla olur ve oluşan rezin, Bis-GMA adını alır (Şekil 2.1.1) (13,17).

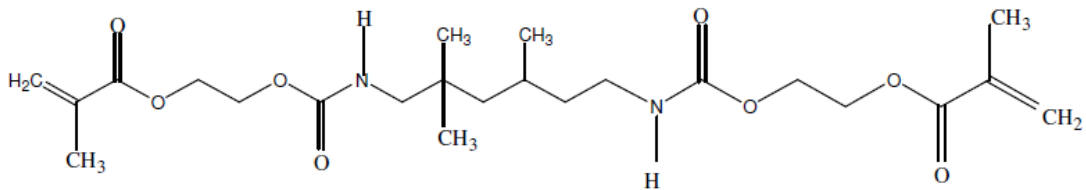
Bis-GMA bir peroksit katalizör ve amin akseleratör kullanımı ile ilave polimerizasyon ve iki tane çift bağ yapabilir. Yüksek vizkoziteli, hemen hemen renksiz, çift fonksiyonlu bir monomer olup, düşük polimerizasyon büzülmesi, daha hızlı sertleşme, daha sert yüzey özellikleri gibi avantajları nedeniyle metilmetakrilattan daha üstündür. Nispeten geniş moleküller ve aromatik yapı, sertlik ve sıkışma direncini arttırır. Bowen'ın (1962) ortaya koyduğu bu aromatik monomerin, akışkanlığının az olması nedeniyle seyreltici monomer eklenmesini gerektirmesi, havanın polimerizasyonda kuvvetli bir inhibisyon etkisi yapması gibi dezavantajlarının ortaya

çıkmasından sonra, çalışmalar yeni bir rezin matriks geliştirme yönünde olmuştur (18).



Şekil 2.1.1. Bis-GMA (Bis fenol A Glisidil Dimetakrilat) 'nın kimyasal formülü.

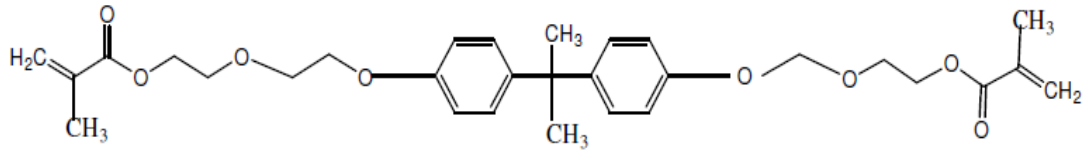
Son yıllarda daha iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan UDMA (ürethan dimetakrilat) monomer olarak kullanılmıştır. UDMA'da farklı olarak bisfenol-A'ya ait iskeletin yerini lineer bir izosiyonat grubu almıştır (Şekil 2.1.2). UDMA esaslı kompozitler ile geleneksel Bis-GMA esaslı kompozitlerin *in vitro* ve *in vivo* karşılaştırılmaları oldukça zordur. Bu zorluklara rağmen monomer sistemleri hariç diğer tüm özelliklerin sabit tutulduğu *in vitro* çalışmalar, Bis-GMA'ya kıyasla UDMA esaslı kompozit sistemlerin mekanik özelliklerinin monomer dönüşüm derecelerinin daha yüksek olduklarını ortaya koymuştur. Bazı kompozit rezinlerde Bis-GMA yerine UDMA kullanılmakla birlikte birçoğunda iki materyal birlikte kullanılmaktadır (19,20).



Şekil 2.1.2. UDMA (Üretan Dimetakrilat) 'nın kimyasal formülü.

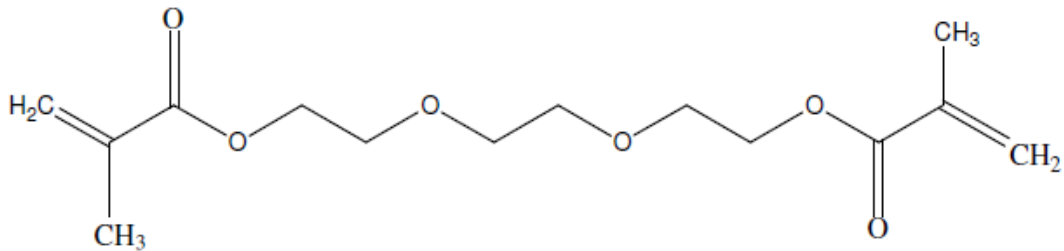
Bis-GMA hidrofilik bir monomerdir, su emilimine izin verir. Su emilimi doldurucu ve matriks ara yüzeyinde erozyona ve polimer ağında yumuşamaya neden olur. Bu nedenle dayanıklılık ve aşınma direnci azalır. Bu problemleri azaltmak amacı ile Bis-GMA'nın bir türü olan bis etilen glikol dimetakrilat (Bis-EMA) geliştirilmiştir (Şekil 2.1.3). Bu monomer, hidroksil

grubunun olmaması dışında moleküler yapı açısından Bis-GMA'ya benzemektedir. Bu farklılık Bis-EMA' nın viskozitesinin daha az olmasını sağladığı gibi monomere hidrofobik özellik katar (21).



Şekil 2.1.3. Bis-EMA (Bis Etilen Glikol Dimetakrilat) 'nın kimyasal formülü.

Molekül ağırlığı yüksek monomerler rezinin viskozitesini artıracığından klinik kullanımını ve içerisine doldurucu eklenmesini zorlaştıracaktır. Bis-GMA'ya doldurucu partiküllerin daha iyi yerleştirilebilmesi için seyreltilmesi gerekir. Bunun için daha az viskoziteye sahip olan di veya tri metakrilat komonomerler ile karıştırılırlar. Bu amaç için en fazla kullanılan ajanlar, alifatik bir monomer olan trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) (Şekil 2.1.4) ve etilen glikol dimetakrilat (EGDMA)'dır (19,20).



Şekil 2.1.4. TEGDMA (Trietilen Glikol Dimetakrilat) 'nın kimyasal formülü.

Aromatik grup içeren dimetakrilatlar daha rijit polimer oluşumunu sağlarken, alifatik grup içeren dimetakrilatlar, esnek polimer oluşumunu sağlarlar. Moleküler yapısı içinde hem alifatik hem de aromatik grupları barındıran dimetakrilatların, rezinin sertliğini arttıracığı fikri ortaya atılmıştır. Bu fikriden yola çıkılarak poliüretandimetakrilat (PUDMA) geliştirilmiştir. Ancak bu monomer için yeterli sayıda araştırma henüz yapılmamıştır (19).

İnhibitörler:

Kompozit rezinlerin ısı, ışık ve diğer kimyasal yollarla kendi kendine polimerize olmasını engellemek ve raf ömrünü arttırmak için organik matriks içine konan fenol türevi bileşiklerdir. En yaygın olarak kullanılanları 4-metoksifenol ve 2,4,6- tersiyerbütil fenoldür (22).

Polimerizasyon Başlatıcılar (İnitiyatör/akseleratör):

Kimyasal olarak polimerize kompozitlerde başlatıcı etki yapan dibenzol peroksit, hızlandırıcı etki yapan N,N-bis (2 hidroksi etilen)-p-toludin gibi aromatik bir tersiyer amin kullanılır (17,22,23).

Görünür ışıkla polimerize olan kompozitlerde 450-500 nm dalga boyundaki ışığı absorbe ederek polimerizasyonu başlatan başlatıcılar kullanılmaktadır. Bunun için en çok a-diketon olan kamforokinon kullanılır. Işığın etkisiyle kamforokinon harekete geçmekte, amin ile reaksiyona girip serbest radikaller oluşturmaktadır (6,17,22,23).

Ultraviyole Stabilizatörler:

Kimyasal olarak polimerize olan kompozitlerde polimerizasyonlarının ardından reaksiyona girmeyen artık ürünler kalabilir. Bu ürünler ultraviyole ışığın etkisiyle parçalanarak kahverengi renklenmelere neden olabilirler. Bu nedenle otopolimerizan kompozitlerin organik fazına ultraviyole stabilizatörleri (2-hidroksi-4-metoksibenzofenon) ilave edilebilir (22).

2.1.2. Ara Bağlayıcılar

Kompozit rezinlerde, materyalin fiziksel özelliklerinin iyileştirilmesi ve kimyasal yapının devamlılığının sağlanması için organik ve inorganik fazlar arasında sıkı bir bağlanmaya gereksinim vardır. Bu bağlanma ara bağlayıcılar ile sağlanmaktadır. Ara bağlayıcılar, organik silisyum bileşiği olan

silanlardan oluşur. Modern kompozit rezinlerde silika partiküllerinin yüzeyi silan bağlayıcı ajanları ile önceden kaplanmış ve silika partikülleri yüzeyinde tek molekül ve çift fonksiyonlu çok ince bir katman oluşturulmuştur. Bu katmandaki moleküllerin bir ucu silika partiküllerinin yüzeyinde var olan hidroksil grupları ile, diğer ucu organik matriksteki polimer ile bağlanmıştır. Silan bağlama ajanları rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirdiği gibi rezin-partikül ara yüzü boyunca suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlar, rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır. Silan bağlama ajanları inorganik fazın özellikle silika partiküllerinde olumlu sonuçlar verdiğinden kompozit rezinlerin çoğunda silika içerikli doldurucular kullanılmıştır (1,24).

2.1.3. İnorganik Doldurucu Partiküller

Polimer matriksin mekanik ve fiziksel özellikleri çiğneme esnasında oluşan kuvvetlere tek başına karşı koyabilecek kadar yeterli değildir. Yeterli mekanik direnci sağlamak amacıyla restoratif rezinlere farklı boyut, şekil ve çeşitte doldurucu ilavesi yapılmaktadır (16).

Bir kompozit içerisindeki doldurucuların görevi, dağılmış partiküllerin matrikste bir deformasyon oluşturmalarını engellemek ve rezin maddenin termal genleşme katsayısını düşürmektir. Aynı zamanda organik matriks hacmindeki azalma ile beraber polimerizasyon büzülmesinde de nispeten bir azalma elde edilmiş olur. Doldurucuların bir diğer katkısı ise, kıvam kazandırarak polimerizasyondan önce rezinin şekillendirilmesini sağlamalarıdır (16).

Kompozit rezinler, doldurucu içermeyen silikat ve akrilikler gibi restoratif materyallerle karşılaştırıldığında inorganik doldurucu bileşenine sahip olmaları nedeniyle daha üstün fiziksel özelliklere sahiptir (6,25). İnorganik doldurucu faz; matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki cam partikülleri, kuvars, alüminyum ve lityum silikat, bor silikat,

yitrium cam, baryum alüminyum silikat, koloidal silika ve hidroksi apatitten oluşur (23). Aşınmaya dirençli radyopak, radyografik görüntü veren kompozit rezinler elde etmek için inorganik doldurucuların yapısına stronsiyum, baryum, çinko, zirkonyum ilave edilir (17). Silika partikülleri ise karışımın mekanik özelliklerini güçlendirir, ışığı geçirir ve yayar. Böylece kompozit rezine mineye benzer yarı şeffaf bir görüntü kazandırır.

Günümüzde kompozit rezinler silikanın non kristalin formu kullanılarak üretilmektedir (1). Doldurucuların pek çoğu sodyum, bor, çinko, kalsiyum, magnezyum, demir, titanyum, mangan ve bakır gibi diğer elementleri de içerir (26). Kompozit rezinlerin doldurucu içeriğinin bilinmesi önemlidir. Farklı büyüklüklerdeki doldurucuların karıştırılmasıyla elde edilen kompozitlerde doldurucu partiküllerin oranı hacim veya ağırlık yüzdeleri şeklinde ifade edilmektedir. Fakat ölçümü ve formülasyonu daha kolay olduğundan genellikle ağırlık yüzdesi kullanılmaktadır. Doldurucuların inorganik yapı içerisindeki hacim yüzdesi ve ağırlık yüzdesinin bilinmesi fiziksel özelliklerin değerlendirilmesinde önem taşıyan faktörlerdendir (17,27).

Gelişen estetik materyallerin inorganik yapısını oluşturan doldurucu partiküller, boyutları, toplam ağırlıktaki oranları, yüzey şekilleri ve içerikleri ile ilk üretilen kompozitlere göre oldukça farklıdır. İlk üretilen kompozit rezinlerin partikül büyüklüğü ortalama 25-30 μm arasında iken, günümüzde 0.01-3 μm 'ye hatta 0,005-0,075 μm 'ye (nanodoldurucu partiküller) kadar küçültülmüş ve inorganik doldurucuların toplam ağırlıktaki oranlarının artması sağlanmıştır (28). Kompozitlerin yapısına doldurucuların yüksek oranda ilavesi birçok fiziksel özelliğini geliştirir. Doldurucuların yüzey alanı arttıkça karışımın akıcılığı azalır. Partikül büyüklüğü akıcılık kadar diğer özellikleri de önemli ölçüde etkiler, kompozit rezinin aşınma, bitirme ve polisaj işlemlerinden sonraki yüzey pürüzlülük değerini belirler. Partikül büyüklüğü 0.01-1 μm arasında değişen küçük partiküllü rezinlerde polisaj işlemi iyi sonuç verirken, partikül büyüklüğünün 10 μm 'den fazla olduğu kompozitlerde yüzeyin pürüzlü olduğu görülür. Organik artıkların birikmesi ve plak

retansiyonu nedeniyle ağız hijyeni açısından da önemli olan pürüzlü yüzeylerde, ışık dağılımlarından kaynaklanan renk değişimleri meydana gelir (1,17,27,28).

Doldurucu partiküllerin kimyasal yapısına, ortalama büyüklüklerine ve üretilme tekniğine dayanarak doldurucular üç şekilde sınıflandırılabilir (15):

Geleneksel Makrodoldurucular:

Bunlar materyalin öğütülmesi ve/veya parçalanması ile mekanik olarak hazırlanmıştır. Partiküller tamamen inorganik olup genellikle kuvars, cam, boro silika veya seramik esaslıdır. Ağır metal camlar yeterli radyoopasiteyi sağlar. Bu tip doldurucuları içeren kompozit rezinlerde ortalama partikül büyüklüğü 1-5 μm arasında değişir (15,29).

Mikrodoldurucular (Pirojenik Silika):

Kimyasal olarak çok ince, radyolüsent doldurucu cam kürelerinin hidrolizi ve çökmesiyle oluşur. Genellikle ortalama 0.05-0,1 μm büyüklüğündeki partiküller yaygın olarak kullanılır (15,29).

Mikrodoldurucu Esaslı Bileşimler:

Mikrodolduruculara maksimum inorganik yükleme sonucu ortaya çıkmışlardır. Üç farklı tipi vardır (15,29):

Talaş Şeklinde Önceden Polimerize Edilmiş (Splintlenmiş Prepolimerize) Mikrodolduruculu Bileşimler: Bunlarda rezin matriks ile pirojenik silika birleştirilmiş daha sonra karışım ısı ile sertleştirilmiştir. Ortalama büyüklükleri 1-200 μm ' dir.

Küresel Polimer Esaslı Mikrodoldurucu Bileşimler: Pirojenik silikanın ortalama 20-30 μm büyüklükteki yarı sertleşmiş polimer küreciklerine bağlanmasıyla elde edilir.

Kümelenmiş (Aglomerat) Mikrodoldurucu Bileşimler: Ortalama 1-25 μm büyüklükte olup, suni olarak bir araya getirilmiş mikrodolduruculardır.

2.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler inorganik doldurucu partiküllerinin büyüklüğüne, polimerizasyon yöntemlerine ve viskozitelerine göre sınıflandırılabilirler (1). Ancak büyük bir hız ile gelişmekte olan kompozit rezinler için yerleşmiş tek bir sınıflamadan söz etmek imkansızdır. Bu sınıflamalar çeşitli araştırmacılara göre farklılık göstermektedir (15,17,25,28,30).

2.2.1. İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüklerine Göre Kompozit Rezinler

Polimer matriksin mekanik ve fiziksel özellikleri çiğneme kuvvetlerine tek başına karşı koyabilecek kadar yeterli değildir. Bu nedenle rezine yeterli mekanik direnci sağlamak için farklı boyut, şekil ve çeşitte doldurucu partikül ilavesi yapılmaktadır (1).

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 50-100 μm olan kompozit rezinlere **megafil kompozitler**, partikül büyüklüğü 10-100 μm olan kompozitlere **makrofil kompozitler**, partikül büyüklüğü 1-10 μm olan kompozit rezinlere ise **midifil kompozitler** denir. İlk kompozitler, makrofil olarak üretilmişlerdir. Makrofil ve midifil kompozitler, **geleneksel kompozitler** diye de adlandırılmaktadır (1).

Doldurucu partikül büyüklüğü 0,1-1 µm olan kompozit rezinlere, **minifil** veya **küçük partiküllü kompozitler**, partikül büyüklüğü 0,01-0,1 µm olan kompozit rezinlere **mikrofil kompozitler**, partikül büyüklüğü 0,005-0,01 µm olan kompozit rezinlere de **nanofil kompozitler** denir. Farklı büyüklükteki doldurucu partiküllerin karışımını içeren kompozit rezinlere ise, **hibrit kompozitler** adı verilir. Bunların partikül büyüklüğü makropartiküllü rezinden daha küçük, partikül miktarı ise mikropartiküllü rezinden daha fazladır. Her iki kompozit rezinin özelliklerini taşımasına rağmen, hibrit türünün belirlenmesinde büyük partikül adı kullanılır. Küçük partiküller karışımın ikinci komponentidirler. Bu kompozit rezinlerde doldurucular, silanizasyon dışında hiçbir işlem uygulanmadan monomer matrikse katılmışlardır. Bu nedenle, bu tür kompozitlere **homojen kompozitler** adı da verilmektedir(1).

Viskozite sorununu çözmek amacıyla önceden polimerize edilmiş mikrofil kompozit kitlesi 1-20 µm büyüklüğünde partiküller elde edilecek biçimde öğütülmüş ve bu partiküller doldurucu olarak monomer matrikse eklenmiştir. Doldurucu partiküller modifikasyon yapıldığı için bu tür kompozit rezinlere, **heterojen kompozitler** adı verilir (1,31).

Mikrofil kompozitler cilalanabilirliklerinin iyi olması nedeniyle anterior dişlerin restorasyonlarında kullanılırlar fakat çiğneme kuvvetleri karşısında dayanıklı olmadıkları için posterior restorasyonlarda yetersizdirler. Diğer yandan hibrit kompozitler mikrofil kompozitler kadar iyi polisajlanamamaları da çiğneme kuvvetlerine karşı daha dayanıklıdırlar (32). Son yıllarda mikrofil kompozitler gibi iyi polisajlanabilme ve parlaklık, hibrit kompozitler gibi çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıklılık gösteren ağız içindeki tüm bölgelerde kullanılabilen nano dolduruculu kompozitler geliştirilmiştir (32,33).

“Nano” kelimesi Yunanca kökenli olup nanometre (nm) 10^{-9} metreyi veya 10^{-3} mikrometreyi (µm) ifade eden, çok küçük boyutlarda bir ölçü birimidir. Bir hidrojen atomu 0,1-0,2 nm boyutlarında, küçük bir bakteri ise 1000 nm boyutlarındadır (33,34).

Nanomer yapısı 5 nm den 75 nm'ye kadar olan bir aralıktaki, bir araya getirilmemiş (non aggregated) ve toplanmamış (non agglomerated) tek tek silika partiküllerini ifade eder. Nanomerler kompozit organik yapısında ayrı ayrı bulunurlar. Bu nanomer yüzeylerinde, organik faz ile bağlantı gücünün artırılması amacıyla silanla muamele edilerek ön hazırlık işlemleri yapılmaktadır. Nanodoldurucuların geleneksel mikro dolduruculara göre daha küçük olmaları, organik yapı ile temas eden yüzey alanının artmasına ve inorganik faz-organik faz bağlantısının daha kuvvetli olmasına neden olmaktadır (32,33).

Nano kümecikler (nanocluster) ise 50 nm'den küçük nanomerlerin gevşek bağlar ile meydana getirdiği 20–75 nm boyutundaki yapılardır. Silika ve zirkonyum partikülleri içerirler. Kompozit yapısındaki bu nanomer grupları, restorasyona gelen kuvvetler karşısında tek bir büyük partikül şeklinde direnç gösterirken, restorasyon yüzeyine etki eden aşındırıcı kuvvetler karşısında nanometrik düzeyde kopmalar meydana gelmektedir. Nano kümeciklerin bu özelliği nanokompozitlerin, bir taraftan hibrit kompozitler gibi aşınma dirençlerinin ve mekanik özelliklerinin yüksek olmasına neden olurken, diğer taraftan mikrofil kompozitler gibi polisajlanabilmelerini ve yüzey özelliklerinin uzun süre devam edebilmesini sağlamaktadır (32,33).

Kompozit rezinlerin fiziksel özellikleri, büyük oranda doldurucu, bağlayıcı ve organik matriksten köken alır. Kompozitin aşınma direnci, dayanıklılık, sertlik, termal genleşme katsayısı ve polimerizasyon büzülmesi gibi bazı fiziksel özellikleri, içeriğindeki inorganik doldurucu miktarına, polimerizasyon ve su emilimi ise hem doldurucu oranına hem de organik matrikse bağlıdır (35). Renk stabilitesi ve yumuşama eğilimi ise organik matrikse bağlı olan özelliklerdir (22,36,37).

2.2.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Rezinler

1-) Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler

2-) Işık ile polimerize olan kompozit rezinler

3-) Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler

olarak sınıflandırılır.

Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozit Rezinler

Katalist ve bazdan oluşan pat sistemleridir. Patlardan her biri hacimsel olarak yarı yarıya organik monomer ve doldurucular içerir. Patlardan birinde polimerizasyonu başlatan benzoil peroksit, diğerinde polimerizasyonu hızlandıran organik amin bulunur. İki pat karıştırılmaya başlandığında amin, benzoil peroksitle reaksiyona girerek, serbest radikaller oluşturur ve polimerizasyon başlar. Kompozit kütlesi, havanın inhibe ettiği dış katman hariç uniform bir katılaşma gösterdiği için polimerizasyon büzülmesine ve buna bağlı olarak marjinlerde stres birikimine rastlanır.

İçerdikleri tersiyer aromatik aminlerin ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğraması ile amin renklenmesi görülür. Bu renklenme ultraviyole ışığı, nem ve oksidasyon ile hızlanır (1).

Işık ile Polimerize Olan Kompozit Rezinler

İlk kez 1972 yılında kullanıma sunulan türler 365 nm dalga boyuna sahip ultraviyole ışığı ile aktive edilebilen bir fotobaşlatıcı olan benzoin metil eter içermektedir. Ancak bu ışığın pek çok dezavantajı vardı. Ultraviyole ışık, rezin içinde sınırlı penetrasyon göstermekte ve böylece çok ince tabakalar hariç rezin polimerize olamamaktaydı. Ayrıca retina ve yumuşak dokulara da zarar vermektedir. Bu nedenlerle kullanımları terk edilmiştir (29).

Günümüzde görünür ışık yoluyla aktive olan rezinler kullanılmaktadır. Polimerizasyonu başlatan görünür mavi ışık, ortalama 420-450 nm dalga boyundadır. Işık kaynağı tungsten halojen ampuldür. Bu kaynağın oluşturduğu ışık demeti fiber optik tüp aracılığı ile diş yüzeyine yansıtılır. Görünür ışığın yumuşak dokulara zarar verme riski düşüktür, ancak retina için zararlı olabileceğinden gözlük, levha ve kalkan filtre kullanmakta yarar vardır.

Işık ile polimerize olan kompozitlerde ışık emici olarak kamforokinon ve hızlandırıcı olarak da alifatik amin bulunur. Bunlar tüp içinde birlikte olmalarına rağmen ışık uygulanmadıkça polimerizasyon reaksiyonunu başlatmazlar.

Polimerizasyonu ışık ile başlatılan rezinlerde büzülme ışık kaynağına doğru olduğundan, kenar uyumunda bir takım sorunlarla karşılaşılabilir. Resin, kavite tabanından özellikle gingival duvardan ayrılma eğilimindedir. Bu olay asitle pürüzlendirme ve adeziv sistemlerin uygulanması ile bir miktar önlenir (1).

Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize Olan Kompozit Resinler

Bu tür resinlerin kimyasal olarak polimerizasyon hızları düşüktür ancak fotokimyasal olarak rezine ilave bir polimerizasyon sağlanmıştır. Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden endişe edilen her ortamda kullanılması önerilen bu resinler, özellikle derin kavitelerde, 2 mm'den daha kalın resin uygulamalarında, girişin zor olduğu interproksimal alanlarda başarılıdır (1).

2.2.3. Viskozitelerine Göre Kompozit Reziner

Kondanse Olabilen Kompozitler:

Son yıllarda inorganik doldurucu partikül miktarı artırılarak amalgama benzer biçimde kondanse edilebilen kompozitler üretilmiştir (1). Bu tür kompozitlerin yapısı, hibrit kompozitlerden daha farklı olup, hibrit kompozitlere oranla daha yüksek oranda doldurucu içerirler ve doldurucu dağılımları farklıdır. Yüksek oranda doldurucu ilavesi, bu materyallerin el ile işlenmelerine ve üstün fiziksel-mekanik özellikler göstermesine neden olmaktadır (6,38,39).

Kondanse olabilen kompozitler, yapışkan olmadıklarından temiz aletlerle bir seferde yerleştirilip anatomik form işlenebilir, bu da son bitirme ve düzeltme işlemlerini azaltır. Fakat hibrit kompozitlere oranla daha büyük doldurucu partiküller içermesinden dolayı, bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra pürüzlü yüzey oluşma riski fazladır. Yüksek densite nedeniyle daha derin polimerizasyon sağlanır (5 mm'ye kadar). Bu da, 5 mm'den sığ kaviteilerin tek defada doldurulmasına olanak sağlar. Kontak noktalarının ideale yakın oluşturulabilmesi, kaviteye basınç uygulayarak daha kolay yerleştirilebilmeleri, II. sınıf kaviteelerde başarıyla uygulanmalarına neden olmaktadır (6).

Akışkan Kompozitler

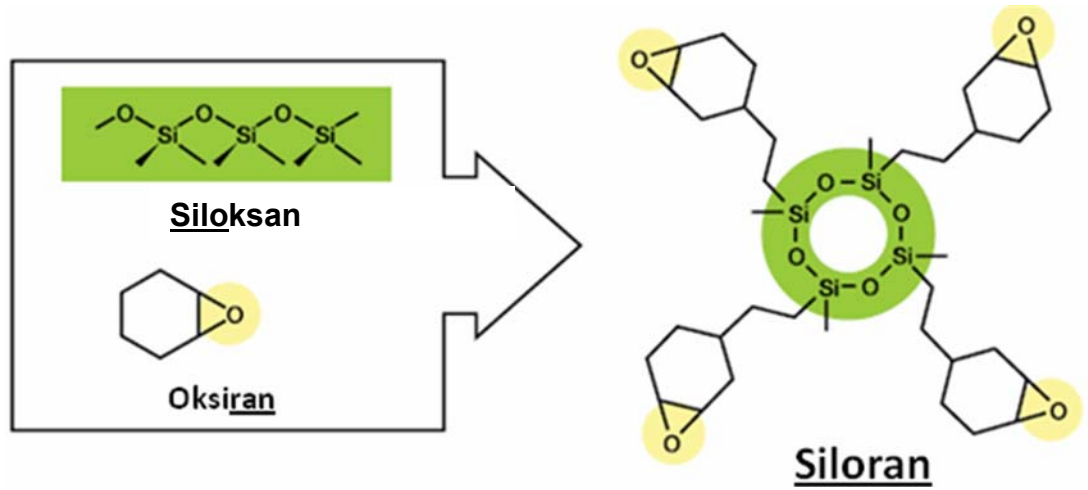
Akışkan kompozit rezinler kavite geometrisinin her zaman ideal koşullarda sağlanamadığı adeziv preparasyonlarda, polimerizasyon büzülmesini engellemek ve stres kırıcı bir bariyer oluşturmak amacıyla geliştirilmiş, düşük doldurucu oranına sahip kompozit rezinlerdir (40,41).

II. sınıf posterior restorasyonların başarısızlıklarının en büyük nedeni olan kenar sızıntısının engellenmesinde, kondanse olabilen kompozitlerin altında, restorasyon yüzeyinde ve kenarlarında kalan mikroçatlakların kapatılmasında kullanılmaktadır. Şırınga sistemleri sayesinde uygulanmaları kolaydır. Materyalin akışkan yapısından dolayı kavite preparasyonunun tabanındaki ve duvarlarındaki mikrodefektlerin kapatılmasında, amalgam, kompozit veya kron tamirinde, pit ve fissürlerin örtülmesinde, koruyucu rezin restorasyonlarda, air abrazyon kavitelerinde, V. sınıf restorasyonlarında, insizal kenar tamirlerinde kullanılabilirler (40-42).

Akıcılıklarının uygulama esnasında kontrol edilmesinin zor olması ve aletlere yapışmaları akışkan kompozitlerin dezavantajlarıdır (40). Ayrıca daha fazla doldurucu içeren kompozitlere göre aşınma dirençleri düşüktür. Yüksek polimerizasyon büzölmeleri nedeniyle her zaman ince tabakalar halinde uygulanmaları gerekir (17).

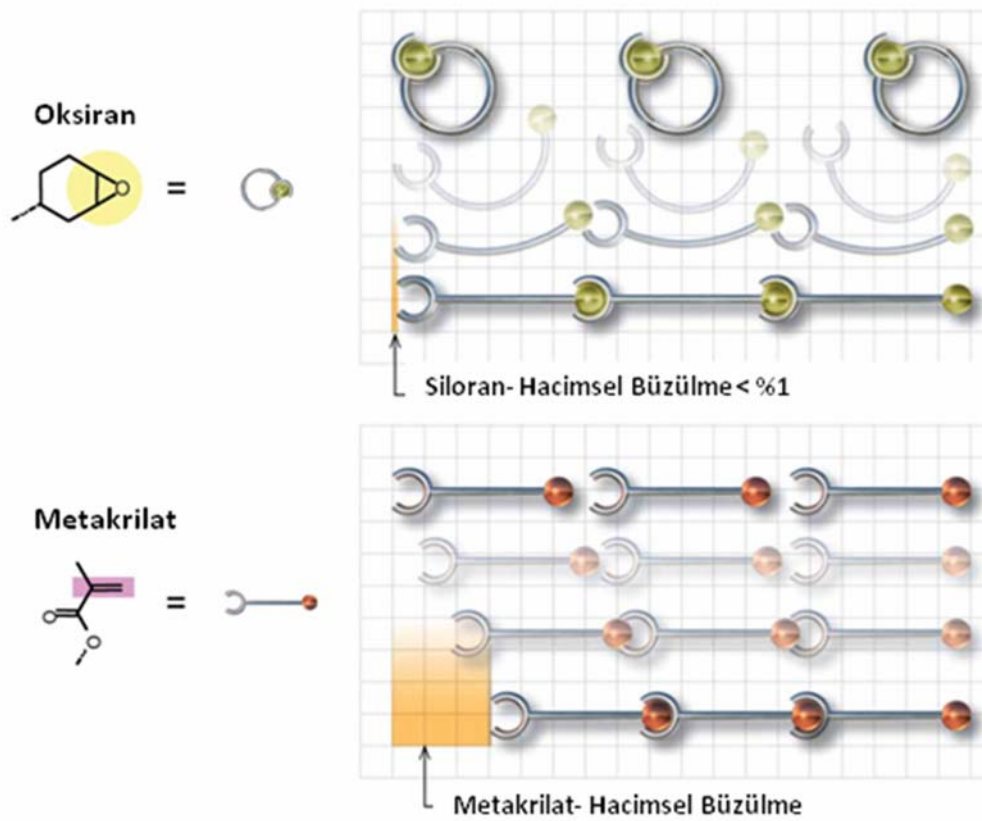
2.2.4. Siloranlar

Monomerlerin polimerlere dönüşümü sırasında oluşan polimerizasyon büzölmesini ve buna bağlı olarak ortaya çıkan sorunları azaltmak amacı ile kimyasal yapısı farklı çift halka açılımlı polimerizasyon reaksiyonu gösteren oksiran fonksiyonlu silikon esaslı hidrofobik monomerler olan siloranlar geliştirilmiştir. Siloran ismi, materyalin kimyasal yapısını oluşturan siloksan ve oksiran (sikloalifatik epoksi rezin) yapıtaşlarından gelmektedir (Şekil 2.2.1) (43).



Şekil 2.2.1. Siloksan, oksiran ve siloranın yapı formülü.

Siloran, sikloalifatik oksiran bileşeninin katyonik halka-açılımlı polimerizasyonu sonucunda oluşur. Bu reaksiyon sonucunda meydana gelen polimerizasyon büzülmesi, çift bağlanma reaksiyonu ile polimerize olan metakrilat esaslı rezinlerle karşılaştırıldığında daha düşüktür. Metakrilatların doğrusal reaktif gruplarına karşılık, siloranların açık halka kimyası halka sistemlerinin açılması ve bölünmesi ile başlar. Bu işlem, kimyasal bağlar meydana geldiğinde, bir önceki adımda kaybedilen hacmi önlemeye neden olmaktadır (Şekil 2.2.2) (43). İnorganik doldurucu olarak yitrium florür partikülleri içeren siloranlar mikrohibrit kompozit rezin olarak da adlandırılırlar (44).



Şekil 2.2.2. Oksiran ve metakrilatın karşılaştırılması.

Siloran esaslı kompozitlerin diş dokusuna daha iyi bağlanması için iki bileşenden oluşan kendi adeziv sistemi bulunmaktadır. Birinci bileşen bir self-etch primerdir. Birinci bileşenin hidrofilik yapıda olması diş dokusuna olan adezyon açısından önemlidir. Siloran esaslı (hidrofobik) kompoziti diş dokusuna bağlamak için hidrofilik primer tabakasının üzerine hidrofobik bir adeziv tabakası ile kaplamaya gerek vardır. İkinci bileşen bu görevi görmektedir (43).

2.3. Adeziv Sistemler

Araştırmacılar restoratif materyallerin fiziksel, kimyasal ve biyolojik özelliklerinin geliştirilmesi için çalışırken bu restoratif materyallerin diş sert dokularına adezyonla bağlanmasına ağırlık vermişlerdir. Buonocore'un 1955 yılında "asitle pürüzlendirme tekniği"ni tanıtmasıyla birlikte restoratif diş hekimliğinde bir devrim yaşanmış ve birçok araştırmacı su ve organik içeriği

daha fazla olan dentin ve rezin arasındaki adezyonu geliştirebilmek amacıyla uğraş vermeye başlamışlardır (45).

Adeziv sistemlerin sınıflandırılmasında uzun yıllar boyunca adeziv ürünlerin kullanılmaya başladığı tarih esas alınarak yapılan “kronolojik sınıflandırma” ve adeziv sistemlerin kimyasal içeriklerine göre yapılan “yapısal sınıflandırma” kullanılmıştır. Ancak tüm adeziv materyallerin mine ve dentine bağlanmasındaki temel mekanizma mikromekanik bağlanma olduğundan, adeziv sistemlerin “etki mekanizmaları” göz önüne alınarak yapılan sınıflandırmalar son yıllarda daha objektif bir yaklaşım olarak kabul görmektedir. Buna göre günümüz modern dental adeziv sistemleri iki başlık altında incelemek mümkündür (46,47).

2.3.1. Etch & Rinse (Asidi Yıkayan) Adeziv Sistemler

Etch&rinse sistemler ayrı bir asitle pürüzlendirme ve asitin yıkanması aşaması gerektirirler. Bu sistemlerde mine ve dentin dokuları farklı sürelerde pürüzlendirilerek (çoğunlukla % 30-40’lık fosforik asit) smear tabakası kaldırılır ve diş dokusundan yıkanarak uzaklaştırılır.

Üç aşamalı sistemlerde sırasıyla önce asit, primer ve daha sonra adeziv rezin uygulanmaktadır. İki aşamalı etch&rinse adezivlerde ise primer ve adeziv tek bir şişede birleştirilmiş ve klinik uygulamalardaki basamak sayısı azaltılmıştır (48). Üç aşamalı sistemler son derece etkili olmasına rağmen, büyük titizlikle uygulanması gerekir ve uzun zaman alır. İki aşamalı sistemlerde birinci aşamayı takiben ikinci aşama olarak hidrofilik ve hidrofobik rezinlerin karışımı olan ve etanol, aseton, su gibi çözücülerden birini içeren kombine tek şişe bağlayıcı ajanlar uygulanır (49).

Bu sistemlerde asidin yıkanması işleminden sonra mine yüzeyi tebeşirimsi beyaz bir görüntü elde edilene kadar kurutulurken, dentin dokusunda demineralize kollajen ağı büzülüp rezin infiltrasyonunu sınırlandıracağı için nemli bağlanma tekniği uygulanması gerekir. Ancak aşırı

nemli bir yüzey olmamasına dikkat edilmelidir. Böyle bir durumda monomer içeriğinde seyrelme, polimerizasyon düzeyinde düşme, adeziv tabaka içerisinde su içeren kusurlu bölgelerin oluşması gibi sorunlarla karşılaşılabilir (50).

Etch&rinse sistemlerde asitle pürüzlendirme işlemine bağlı olarak dentin tübüllerini tıkayan smear tıkaçları kaldırıldığı için dentin sıvısının hareketine karşı direncin düşmesi ve dentin geçirgenliğinin artması nedeniyle postoperatif duyarlılık gelişebilir (51).

Etch&rinse adeziv sistemlerde karşılaşılan klinik uygulamalardaki güçlükler, uygulamanın fazla zaman gerektirmesi ve postoperatif duyarlılık gibi sorunlar nedeniyle self-etch adeziv sistemler geliştirilmiştir.

2.3.2. Self-Etch (Kendinden Asitli) Adeziv Sistemler

İlk self-etch sistemler, HEMA-su esaslı adezivlerde asidik monomer miktarının artırılması ile üretilmiştir. Su, foksiyonel monomerlere iyonizasyon ortamı sağlaması nedeni ile günümüz self-etch adezivlerinin içeriği için zorunludur. Bu sistemler ayrı bir basamakta asitleme ve yıkama aşaması gerektirmezler. Mine ve dentini eş zamanlı demineralize eden ve primerin infiltrasyonunu sağlayan asidik monomerler içerirler. Böylece klinik uygulama zamanını ve işlem süresince hata yapma riskini azaltırlar (52).

Etch &rinse adezivlerden farklı olarak asit uygulaması sonrası yıkama işlemi yapılmadığından smear tabakası ve demineralizasyon ürünleri ortamdan uzaklaşmaz, monomer infiltrasyonu ile hibrit tabakanın içine katılır ve bağlanma ara yüzeyinin bir parçası haline gelir.

Asitle pürüzlendirme ve rezin infiltrasyonu eş zamanlı olduğundan eksik infiltrasyon olasılığı düşüktür ve postoperatif duyarlılığın oluşmaması beklenir (52-54).

Self-etch adezivler uygulama yöntemleri ve asiditelerine göre alt gruplara ayrılabilirler (55).

Uygulama yöntemlerine göre:

- 1- İki basamaklı self-etch adezivler
- 2- Tek basamaklı (all-in-one) self-etch adezivler

Asiditelerine göre:

- 1- Hafif etkili self-etch adezivler ($\text{pH} \geq 2$)
- 2- Kuvvetli self-etch adezivler ($\text{pH} \leq 1$)
- 3- Orta derecede kuvvetli self-etch adezivler ($\text{pH} \approx 1.5$)

İki basamaklı self-etch adezivlerde, birinci basamağı asidik monomer ilave edilmiş hidrofilik primer solüsyonu uygulaması, ikinci basamağı ise hidrofobik adeziv rezin uygulaması oluşturur (55).

Tek basamaklı self-etch adezivlerde, asidik monomer ilave edilmiş primer ve adeziv birlikte yer almakta ve aynı anda uygulanmaktadır (55). Bu adezivlerde tek bir uygulama ile bağlanma yüzeyinin pürüzlendirilmesi (etching), bağlanmaya hazırlanması (priming) ve bağlanma işlemi (bonding) sağlanmış olur (56).

Self-etch sistemlerin pek çok avantajlarının yanı sıra yüksek konsantrasyondaki suyun ve eksik buharlaşması durumunda solventin, optimum polimerizasyonu engellemesi gibi dezavantajları da vardır (55).

Hafif etkili self-etch adezivler ($\text{pH} \geq 2$), dentini oldukça sığ demineralize ederek olası kimyasal etkileşim için kollagen fibriller etrafında hidroksiapatitin kalmasına izin verirler. Dentinde oluşan demineralizasyon derinliği sadece 1 μm 'dir. Genellikle smear tıkaçlarını tamamen kaldırmazlar.

Sonuç olarak submikron boyutlarda oldukça yüzeyel bir hibrit tabakası oluştururlar (52).

Kuvvetli self-etch adezivlerin ($\text{pH} \leq 1$), hafif self-etch adezivlere göre dentine infiltrasyonları daha derindir. Bu nedenle oluşan hibrit tabakası kalındır ve rezin taglar mevcuttur (33).

Orta derecede kuvvetli self-etch adezivler ($\text{pH} \approx 1.5$), hafif ve kuvvetli self-etch adezivler arasında özellikler gösterirler. Dentin yüzeyini kısmen çözerler ve böylece hibrid tabaka içerisinde önemli miktarda hidroksiapatit kristali kalmasını sağlarlar (57). Mikromekanik bağlanma için yeterli derecede yüzey pörözitesi elde edilir. Hafif self-etch adezivlere göre mine ve dentin ile daha iyi mikromekanik bağlanma elde edilir. Hibrit tabakanın kalınlığı kuvvetli self-etch adezivlere göre daha azdır (52).

2.4. Kavite Taban Maddeleri

Kavite taban maddeleri pulpayı termal uyarılardan korumak ve restorasyona gelen bölgesel kuvvetleri alttaki dentin yüzeylerine dağıtmak için kullanılırlar. Çinko fosfat siman ve rezinle güçlendirilmiş ZOE simanlar, 1960'lı yıllardan önce yaygın bir şekilde kavite taban maddesi olarak kullanılmaktaydı. 1970'li yıllarda polikarboksilat simanlar popülerken 1985 yılından sonra cam iyonomer simanlar yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (58).

2.4.1. Cam İyonomer Simanlar

Silikat ve çinko polikarboksilat simanların avantajları biraraya getirilerek geliştirilen geleneksel cam iyonomer simanlar ilk olarak 1972 yılında Wilson ve Kent tarafından tanıtılmıştır. Wilson ve Kent tarafından geliştirilen ilk cam iyonomer siman, fluoro-alumino-silika-cam toz ve polikarboksilik asit arasındaki sulu ortamda meydana gelen asit-baz reaksiyonu sonucu oluşan bir üründür. Bu nedenle, cam iyonomer simanlar, genelde

fluoro-alumino-silikat cam toz ve poliasitin sulu solüsyonu arasındaki asit-baz reaksiyonu ile sertleşen, su esaslı bir materyal olarak tanımlanabilmektedir (59).

Bu materyallerin mine ve dentine kimyasal bağlanma, florür salma, dişe yakın düşük ısısal genleşme katsayısı ve sertleşme sırasında büzülmenin az olması gibi avantajları vardır. Ancak geleneksel cam iyonomer simanların düşük kırılma ve aşınma direnci, kuruluğa ve neme hassasiyet ve estetik özelliklerinin iyi olmaması gibi dezavantajları da bulunmaktadır. Bu dezavantajlar, materyalin fiziksel özelliklerini zayıflatıp, yoğun çiğneme kuvvetlerine maruz kalan alanlarda kullanımını sınırlandırmaktadır (60).

2.4.2. Cam İyonomer Simanların Özellikleri

Erken dönemde suya maruz kalmanın kimyasal olarak sertleşen geleneksel cam iyonomer simanların fiziksel ve mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilediği bilinmektedir. Suya erken maruz kalma sonucu düşük klinik performans, simanın şeffaflığını kaybedip mat bir görünüm alması, materyalin dayanıklılığında azalma ve çözünürlükte artış bildirilmiştir (61,62). Dayanıklılık ve erozyona direnç nispeten çözünmeyen poliasit/katyon matriks oluşumu ile mümkündür. Matriksin oluşumu ve iyonik çapraz bağların özelliklerinin değişmesi ilk 24 saatte gerçekleşir. Bu nedenle, özellikle ilk 24 saat içerisinde nem ve hava ile teması önlemek için siman yüzeyi vernik veya ışıkla sertleşen adeziv ajan ile kaplanmalıdır (1).

Florür salmaları ve restorasyon kenarlarında florür depolamaları cam iyonomer simaların en önemli özelliklerindendir. Sertleşmesi tamamlanmış bir cam iyonomer simanın matriksi içinde önemli miktarda hareketli flor iyonları yer alır (1).

Sertleştikten sonra ağız sıvılarında hemen hemen hiç çözünmemektedir. Sertleşmiş bir cam iyonomerin yüzeyi amalgam ve

kompozite göre daha düşük aşınma direncine sahiptir ve zayıf bir kırılma dayanıklılığı vardır (63,64).

Cam iyonomer simanların ısısal genleşme katsayısı dişin ve özellikle de dentinin ısısal genleşme katsayısına çok yakındır. Böylece kenar sızıntısı ve postoperatif duyarlılık riski azalır (65,66).

Cam iyonomer simanların, mine ve dentine adezyonunun kimyası tam olarak anlaşılamasa da, bir iyon alışverişi meydana geldiği bilinmektedir. Kavite yüzeyinden smear tabakasının uzaklaştırılması sonrasında uygulanan cam iyonomer materyali ile mine, dentin veya sement arasında iyon transferi başlamaktadır (67,68). Cam iyonomerde bulunan polialkenoik asidin hidroksiapatit yapıya infiltre olduğu düşünülmektedir. Burada, cam iyonomerdeki kalsiyum ve fosfat iyonlarının açığa çıkarak, cam iyonomer ve hidroksiapatitin ara yüzeyinde, kalsiyum fosfat, alüminyum fosfat ve poliakrilatlardan oluşan bir adsorpsiyon tabakası meydana getirdiği düşünülmektedir (65,66,69). Bu durum “difüzyona dayalı adezyon” olarak tanımlanmaktadır. Ayrıca, poliasitteki karboksil grupları ve kollajen molekülleri arasında metalik iyon köprü veya hidrojen bağı kurularak dentindeki kollajene belli bir derecede adezyon sağlanabilmektedir (70).

Diğer bir görüşe göre, mikromekanik kilitlenme, mikropöröz ve hidroksiapatit ile sarılı kollojen ağ ile gerçekleştirdiği yüzeyel hibridizasyon şeklindedir (71). Bu açıdan cam iyonomer siman ve diş dokusu arasında meydana gelen bağlanma mekanizması orta derecede kuvvetli self-etch sistemine benzetilebilir. Rezin esaslı self-etch sisteminden farkı, cam iyonomerin daha büyük molekül ağırlığındaki polikarboksil esaslı polimerler aracılığı ile adezyonudur (52).

Cam iyonomer simanlar Tip I, Tip II ve Tip III şeklinde sınıflandırılmaktadır. Tip I simanlar kron köprü simantasyonunda, Tip II cam

iyonomer simanlar dolgu maddesi, Tip III cam iyonomer simanlar ise taban maddesi ve fissür örtücü olarak kullanılırlar (72).

Mc Lean ve arkadaşları tarafından 1985 yılında tanıtılan “açık sandviç tekniği” nde cam iyonomer siman dentin dokusunu oluştururken kompozit minenin restorasyonu için kullanılır. Cam iyonomerler bu teknikte kenar aralanmasını özellikle de gingival kenarlardaki aralanmayı azaltmak için kullanılırlar. Cam iyonomer dentine uygulandıktan sonra dentindeki nemi absorbe eder ve genişir. Bu genişleme miktarı, kompozitin polimerizasyon sırasındaki büzülme miktarını kompanze eder (72).

Cam iyonomer taban maddesi ve kompozit rezin arasındaki bağlantı restorasyonun başarısı için önemlidir. Büyük oranda mikromekanik olan bu bağlantıyı arttırmak için cam iyonomerin yüzeyi asit uygulanarak pürüzlendirilmektedir. Asitle pürüzlendirilmiş ve adeziv uygulanmış cam iyonomerle kompozit rezin arasında oluşan adezyonun rezinin polimerizasyonu ile oluşan büzülme streslerinin giderilmesine neden olduğu düşünülmektedir (73).

Asitlerin cam iyonomer siman yüzeylerindeki etkisi minedeki gibidir. Asit uygulamasıyla beraber, cam iyonomer yüzeylerindeki matrikste bir çözünme meydana gelir ve pürüzlü bir yapıya neden olan irili ufaklı cam partiküller açığa çıkarak belirginleşirler. Bu asitle pürüzlendirilmiş yüzey, yüksek enerjili, kimyasal olarak temizlenmiş ve mikromekanik adezyon için elverişlidir (74).

2.4.3. Cam İyonomer Simanların Sınıflandırılması

Geleneksel cam iyonomer simanların fiziksel, kimyasal ve mekanik özelliklerini iyileştirmek amacıyla toz ve likit içeriğinde bir takım değişiklikler yapılarak farklı siman türleri geliştirilmiştir (1). Bunlar ;

- 1- Sermet cam iyonomer simanlar (metal ile modifiye edilmiş cam iyonomer simanlar)
- 2- Hibrit cam iyonomer simanlar (rezin ile modifiye edilmiş cam iyonomer simanlar)
- 3- Kompomerler (poliasit ile modifiye edilmiş cam iyonomer simanlar)

Sermet Cam İyonomer Simanlar

Cam iyonomer simanların tozuna gümüş-kalay alaşım partikülleri eklenerek mekanik özellikler artırılmış, hem de flor salımı ve antibakteriyel özellik bozulmamıştır. Böylelikle amalgama alternatif bir dolgu maddesi geliştirilmiş fakat mekanik özelliklerinin zayıf olması ve estetik olmaması nedeniyle kullanım alanı sınırlı kalmıştır (1,75,76).

Hibrit Cam İyonomer Simanlar

Geleneksel cam iyonomer simanların fiziksel özelliklerini arttırmak için materyale rezin ilave edilerek, rezin modifiye cam iyonomer simanlar üretilmiştir. Cam iyonomerlerin fiziksel özellikleri geliştirilirken iki yol izlenmiştir. Birincisi aluminosilikat cam, metal tozuyla karıştırılmış ve cam yapısı güçlendirilmiştir. İkincisi ise matriksle modifiye edilmiş ve poliakrilik asitin moleküler ağırlığı artırılmıştır ya da likide maleik asit, akrili-itanoik asit kopolimeri, Bis-GMA, TEGDMA eklenmiştir. 1990'ların başında likide hacimce %15-20 oranında bir rezin monomer olan HEMA (Hidroksietil metakrilat) eklenmiştir (77). Yapısında floroalüminosilikat cam tanecikleri,

modifiye polialkenoik asitler, HEMA ve su bulunur. Sertleşme, cam iyonomer simanların bilinen asit-baz reaksiyonu ve HEMA'nın polimerizasyonu ile gerçekleşmektedir (1).

Daha uzun çalışma süresine izin vermesi ve ışıkla sertleşmesi nedeniyle geleneksel cam iyonomer simana göre avantajlıdır (78). Geleneksel cam iyonomer simanlardan daha estetikler, kırılma ve aşınma dirençleri daha yüksektir. Kompozit rezinlerle kimyasal yolla bağlanabildikleri için kompozit rezinlerle birlikte kullanma olanağı vardır (79).

Kompomerler

Kompozit ile cam iyonomer simanın olumlu özelliklerini birleştiren bir dolgu maddesidir (1).

Kompomerler önce polimerizasyon, sonra asit-baz reaksiyonu ile sertleşirler (80). Elastisite modülleri geleneksel cam iyonomer siman ve kompozit rezinlerden daha düşüktür ama dişin elastisite modülüne yakındır. Gerilme ve kesme tipi kuvvetlere karşı bağlanma dayanıklılığı cam iyonomer siman ve kompozit rezin arasındaki değerlerdedir. Dayanıklılık ve aşınmaya karşı dirençleri, rezin ilavesi sayesinde geleneksel cam iyonomer simanlara oranla artmıştır fakat hibrit cam iyonomer simanlar kadar yüksek değildir (81).

Giomer

Geleneksel cam iyonomer simanların önceden reaksiyona girerek rezin içine katılması ile elde edilen giomerler ile mekanik dayanıklılık artırılırken, florür salımında değişiklik olmadan çürük önleyici etkinin etkilenmemesi amaçlanmıştır (82). Giomerler, kompomerler gibi ışık kaynakları ile polimerize edilir ve diş dokularına bağlanmak için mutlaka bir adeziv sisteme ihtiyaç duyarlar (83). Fakat giomerlerde ekspansiyon, kenar renklenmesi, zayıf kenar adaptasyonu ve retansiyon kaybı gözlemlendiğinden kullanımı daha çok kole restorasyonlarıyla sınırlıdır (84).

2.5. Polimerizasyon Büzülmesi

Polimerizasyon, monomer adı verilen çok sayıda molekülün bir seri kimyasal reaksiyonla birleşerek bir makromolekül oluşturmastır. Kısacası monomerlerin polimerlere dönüşmesine polimerizasyon denir (85,86).

2.5.1. Polimerizasyon Büzülmesinin Aşamaları

Polimerizasyon süreci birbirini izleyen aktivasyon, başlama, ilerleme, bitiş olmak üzere 4 aşamadan oluşur (18,85).

Aktivasyon Aşaması

Polimerizasyonu başlatmak için serbest radikallerin oluşması gerekmektedir (18). Serbest radikaller oldukça zayıf bir bağ içeren başlatıcıların, çeşitli aktivatörler (ısı, kimyasal bileşikler, ışık) ile parçalanmasıyla oluşur (85). Dental materyallerde genellikle kullanılan ışık emici bileşik kamforokinon uygun dalga boyu ve şiddetteki elektromanyetik enerjiye maruz kaldığında fonksiyonel gruplar fotonları abzorbe eder ve molekül aktive olur. Aminle bir araya geldiğinde elektron transferi oluşur. Böylece dış yüzeyinde tek bir elektron içeren serbest radikal oluşturur (85,87). Serbest radikal başka bir bileşenle kovalent bağ yapma eğilimindedir (87).

Başlama Aşaması

Polimerizasyon, aktivasyon sonucu oluşan serbest radikalin monomer ile reaksiyona girmesi ile başlar. Serbest radikaller çift bağ içeren monomere saldırarak tekrar reaktif gruplar oluştururlar (85).

İlerleme Aşaması

Oluşan reaktif gruplar başka monomerlere bağlanarak yeni bir reaktif grup oluştururlar. Böylece bütün moleküller birbirlerine bağlanarak zincirin büyümesine yol açarlar (19).

Bitiş Aşaması

İlerleme reaksiyonunun kitle içindeki monomer molekülleri bitinceye kadar devam etmesi beklenir. Ancak pratikte, polimer zincirinin bitimine neden olan diğer reaksiyonlar ilave reaksiyonu engelleyebilir. Bu reaksiyonlar ölü polimer zincirleri oluştururlar. İlave reaksiyona uğramazlar (86). Polimerizasyon sonunda elde edilen polimerin, fiziksel özellikleri üzerinde, moleküler ağırlığının, çapraz bağların ve zincir dallanmasının etkisi büyüktür (19).

Rezin materyallerde tüm polimerlerde olduğu gibi, monomerlerin polimer zincirinde düzenleniş biçimlerinden kaynaklanan bir büzülme söz konusudur. Monomer moleküllerinin polimer ağına dönüşmesi moleküllerin birbirlerine yaklaşmasıyla oluşur ki, bu da hacimde azalmaya neden olur (88-90). Bu büzülmenin başlıca nedeni, moleküllerin arasında başta 0,3-0,4 nm'lik zayıf Van der Waals kuvveti mesafesi bulunurken polimerizasyon sırasında kovalent bağların kurulması ile bu mesafenin 0,15 nm'ye düşmesidir (13,91-93). C = C çift bağı'nın her bir molünün C-C bağına dönüşmesi 23 cm³ civarında büzülme oluşturur (87,91). Bu hacimsel olarak %1,5-3 arasında değişen bir büzülmedir (1,87). Hacmin azalması "polimerizasyon büzülmesi" olarak adlandırılır.

Rezin materyallerin polimerizasyon büzölmeleri pre-jel ve post-jel fazı olarak iki aşamada gerçekleşir. İlk aşama olan pre-jel fazı, kompozit rezinin visköz halden jel hale gelinceye kadar geçen süredir. İkinci aşama ise post-jel fazı diye adlandırılan katı devredir. Jelasyon ise moleküllerin kümeleşmesidir (89). Pre-jel büzölmesindeki hacimsel değişim post-jel

büzülmesinden daha fazladır. Ancak, pre-jel polimerizasyon aşamasında rezin akışkan olduğu için kavite içine yayılabilir ve yapı içerisindeki stres azalır. Yani büzülme maddenin akış özelliği ile dengelenebilir. Post-jel aşamasında ise hareket durur ve büzülme stresi karşılanamaz. Bu aşamada oluşan stresler diş ile kompozit ara yüzeyine ve diş dokularına iletilir (94-97).

Polimerizasyon büzülmesi ile oluşan stresler adezyon kuvvetlerinden daha fazla ise kompozit rezin ile dentin ara yüzeyinde bağlanma başarısızlığına sebep olur. Böylece mikro boşlukların oluşumu, kenar sızıntısı, postoperatif duyarlılık, renklenme ve sekonder çürük gelişimi gibi bir takım sorunlar ortaya çıkabilir. Eğer kompozit rezin ile diş arasında polimerizasyon büzülme streslerine karşı koyabilecek yeterli adezyon sağlanmışsa, bu stresler rezin içerisinde birikerek çevre dokularda deformasyona ve minede mikroçatlaklara yol açabilir (94,97). Polimerizasyon büzülmesi sonucu oluşan stresler kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinlerde reaksiyon başladıktan 15 dakika sonra, ışık ile polimerize olan kompozit rezinlerde ise 20 saniye içinde oluşur (1).

Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinlerde, rezin kitlesinin merkezine doğru bir büzülme gözlenirken, ışık ile polimerize olan kompozit rezinlerde ise rezinin ışık kaynağına bakan dış yüzeyine doğru bir büzülme gözlenir (1).

2.5.2. Polimerizasyon Büzülmesini Etkileyen Faktörler

Polimerizasyon büzülmesini etkileyen faktörler şu şekilde sıralanabilir:

Kavite geometrisi: Kavitenin genişliği ve derinliği polimerizasyon büzülmesini etkiler. Kavite ne kadar dar ve yüzeyel ise yani uygulanan rezin hacmi ne kadar az ise büzülme o kadar az olur (1). Konfigürasyon faktörü (C-faktörü), restorasyonun bağlandığı yüzeylerin serbest yüzeylere oranı olarak tanımlanmaktadır. C-faktörünün belirli bir limiti aşması materyalin akıcılığını engeller ve büzülme streslerinin artmasına neden olur (96,98). Kavite taban

maddelerinin kavitenin internal duvarlarına yerleştirilmesi ile hem uygulanan kompozit rezin hacmi azaltılır hem de kavitenin C faktörü değiştirilmiş olur. Çünkü rezin kompozitler bu yüzeylere bağlanmazlar ve internal yüzeyler olmalarına rağmen serbest yüzeylerle aynı etkiyi gösterirler (1).

Kompozitin kaviteye uygulanma yöntemi: Günümüzde kompozit uygulamalarında tabakalama yöntemi (*incremental technique*) kullanılmaktadır (99). Bu yöntemin amacı, kompozit rezinin polimerizasyon büzülmesini azaltmaktır. Bu yöntemde kaviteye küçük parçalar halinde yerleştirilen rezin tabakaları birbirinden bağımsız olarak polimerize olurlar. Her bir parçanın büzülmesi sonraki parça tarafından dengelenir ve büzülme stresi önemli ölçüde azalır (100). Kompozit tek bir parça (*bulk technique*) şeklinde kaviteye yerleştirilirse, kavitenin derin bölgelerine yeterli ışık ulaşamayıp, polimerizasyonun eksik olmasına neden olur (101). Polimerizasyon süresinin uzatılması veya ilave polimerizasyon bu sonucu değiştirebilir (101). II. sınıf kaviteelerin aproksimal bölgelerinde okluzal yüzeyden verilen ışığa ek olarak, vestibül veya palatinal yüzeylerin mine ve dentininden ışık iletilerek ilave polimerizasyon sağlanabilir (102). Şeffaf matriks kullanılabilen kavitelere ise, ışık geçiren kama ile ilk polimerizasyon gerçekleştirilir. İlk verilecek ışığın vestibül veya lingual mine duvarından verilmesi oluşabilecek polimerizasyona bağlı stresi de azaltabilir (88).

Restoratif materyalin fiziksel ve mekanik özelliği: Resin yapısı, inorganik doldurucu partikül oranı ve doldurucu tipi polimerizasyon büzülmesini etkileyen faktörler arasında sayılabilir (103). Daha yüksek oranda doldurucu partikül içeren rezinlerde daha az polimerizasyon büzülmesi meydana gelir (104). Bu durum, doldurucu partikül hacmi fazla olduğunda, resin matriks hacminin azalması ile ilgilidir. Doldurucu partiküller katı oldukları için boyutsal değişikliğe uğramazken, sıvı formdaki resin matriks, jel formdan katı forma geçiş sırasında monomerlerin birbirine bağlanması ve fiziksel deformasyon nedeniyle büzülürler (104). Bununla birlikte fazla doldurucu ilavesi kompozitin akıcılığını azaltacağından, daha

fazla seyreltilmiş monomer ilavesi gerektirecektir. Bu da büzülmeyi olumsuz etkileyeceğinden, rezin içerisine doldurucu ilavesi sınırlandırılmıştır (105).

Rezine pre-polimerize rezin doldurucu ilavesi veya insert ilave edilmesi de monomer oranını azaltarak rezinin ısısal genleşme katsayısını düşürür ve polimerizasyon büzülmesini azaltır (106).

Polimerizasyon büzülmesinin miktarı, kompozitin organik fazı ile doğrudan ilişkilidir. Rezinin hacimsel miktarı, metakrilat gruplarının konsantrasyonu, monomerin ortalama molekül ağırlığı önemli değişkenlerdir (13). Daha küçük partiküllü monomerlerin kullanımı viskoziteyi azaltmakta ve polimerizasyon büzülmesini arttırmaktadır. Büyük moleküler ağırlıklı monomerlerin karışıma eklenmesi ise rezinin büzülme oranını azaltabilmektedir (13).

TEGDMA, Bis-GMA ile karşılaştırıldığında daha düşük moleküler ağırlıklı bir monomer olduğundan TEGDMA içeren rezinlerin polimerizasyon büzülme miktarları daha fazla olmaktadır. UDMA yüksek molekül ağırlığına sahip olmakla birlikte Bis-GMA' ya oranla akıcı olduğundan seyreltici madde kullanımı gerektirmez. UDMA düşük büzülme özelliğinin yanı sıra Bis-GMA' ya oranla düşük su emilimi gösterdiği ve daha sert yapıda olduğu için tercih edilebilir (13).

2.5.3. Polimerizasyon Büzülmesi Ölçme Yöntemleri

Kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmeleri doğrusal (*linear*) ya da hacimsel (*volumetric*) olarak ölçülebilmektedir (107).

Doğrusal Ölçüm Yöntemleri

Polimerizasyon büzülmesinin doğrusal olarak ölçülmesinde *Linear Variable Differential Transformers* (LVDTs) (108), *Direct Current Differential Transformers* (DCDTs) (9,109), dijital mikrometreler (4,110,111), *strain*

gauge (112,113) ve ölçüm mikroskopları (114) gibi çok çeşitli cihazlardan yararlanılmaktadır.

LVDT ve DCDT okluzal yükler altında oluşan kasp hareketini farklı şekillerde ölçmektedir. DCDT kaspların doğrusal hareketini ölçerken, LVDT ise deforme olmuş kasplardaki gerilimleri ölçmektedir (115). Dişlerin bukkal ve lingual kasplarına adesiv sistem kullanılarak yerleştirilen reseptörler ile, uygulanan kompozit rezinin polimerizasyonu sırasında meydana gelen hareket, bukkal ve lingual kasplar için ayrı ayrı değerlendirilebilmektedir (116).

Dijital mikrometreler ile polimerizasyon büzülmesinin kasplarda oluşturduğu doğrusal hareket ölçülmektedir. Test edilecek diş cihazın kolları arasına yerleştirildikten sonra ölçüm yapılmakta ve değer μm olarak cihazın ekranında izlenmektedir. Ucuz ve pratik olması, yapılan ölçümlerin tekrarlanabilir ve güvenilir olması bu cihazın avantajları arasındadır (110,111)

Boyutsal değişiklikleri elektriksel direnç değişikliklerine yansıtan “strain gauge” yöntemi Sakaguchi ve Douglas (97) tarafından geliştirilmiştir. Bu metod ile kompozitlerin oluşturduğu stres ve gerilim değişimleri ölçülerek polimerizasyon büzülmesi saptanmaktadır. Yalnızca post-jel fazındaki büzülmeyi değerlendirebildiğinden, diğer yöntemlerle elde edilenden daha düşük büzülme değerleri elde edilmektedir (97). DCDT kadar hassas olmamasına rağmen, daha kolay uygulanabilir bir yöntem olduğundan sıklıkla tercih edilmektedir (115).

Ölçüm mikroskobu ile polimerizasyonun değerlendirilmesinde pirinç kalıplara veya hazırlanan kaviteye yerleştirilen kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesi elektron mikroskobu ile incelenerek belirlenmektedir (117,118).

Hacimsel Ölçüm Yöntemleri

Polimerizasyon büzülmesinin hacimsel olarak ölçülmesinde ise “dilatometrik yöntem” ve “densitometrik yöntem” kullanılmaktadır.

Dilatometrik yöntemde, kompozit örnekler polimerizasyonun tamamlanması sırasında reaksiyona girmeyeceği bir sıvı (civa ya da su) dolu cam bir hazne içerisindedir. Polimerizasyon sırasında oluşan hacimsel büzülme hazneye bağlı kapiller boru içerisindeki sıvı seviyesinin değişimine sebep olur, bu değişikliğin ölçülmesi ile polimerizasyon büzülmesi saptanmaktadır (119).

Kompozitlerin polimerizasyon büzölmelerinin ölçümünde kullanılan diğör bir yöntem ise kompozitin polimerizasyonundan önce ve sonraki yoğunluk değişimlerinin hesaplanmasıdır. Bu yöntem “densitometrik yöntem”, “Arsimet yöntemi” veya “buoyancy yöntemi” olarak adlandırılmaktadır. Ölçüm bir piknometre ve bir hassas terazi kullanılarak yapılmaktadır (93).

2.6. Kenar Sızıntısı

Restorasyonların kenar uyumunun bozulması sonucu kavite duvarı ile rezin arasında oluşan boşluktan, bakteri, oral sıvılar, molekül ve iyonlar ile havanın geçişi gerçekleşmektedir. Bu durum “kenar sızıntısı” olarak adlandırılmaktadır. Restorasyonların başarısızlığında en önemli faktör kenar sızıntısıdır. Yavaş olarak gelişen bu durum sonucunda kenar renklenmesi ve kırılmalar, ikincil çürükler, postoperatif duyarlılık ve sonuçta pulpa yıkımı gerçekleşir (1).

Yiyecekler arasındaki sıcaklık farkı, rezindeki pörözite, erken okluzal temaslar, rezinin mekanik özellikleri, diş dokuları ile rezinin ısısal genişleme katsayıları arasındaki uyumsuzluk ve su emilimi oluşan boşluğun boyutunda ve sızıntı derecesinde rol oynayan diğör etkenlerdir (1).

Kenar sızıntısı kompozit restorasyonlarda özellikle, II. sınıf restorasyonların servikal kenarlarında en çok karşılaştığımız sorundur. Bu sorun servikal bölgelerde ikincil çürük oluşumu ve klinik olarak başarısız restorasyonlara neden olmaktadır (120).

2.6.1. Kenar Sızıntısı Değerlendirme Yöntemleri

Restorasyonların kenar sızıntısı konusunda birçok çalışma yapılmış ve kenar sızıntısını değerlendirebilmek için pek çok yöntem geliştirilmiştir. Bu yöntemler şunlardır:

İn Vivo Yöntemler

Klinikte, restorasyon kenarlarının sond yardımıyla kontrol edilmesi, renk değişiklikleri ve radyografik görüntülerinin incelenmesidir (121,122).

İn Vitro Yöntemler

Kenar sızıntısını belirlemek için 9 yöntem kullanılmaktadır

Boya Penetrasyon Yöntemi

Kenar sızıntısının değerlendirilmesinde kullanılan en yaygın ve en eski yöntemlerden biridir. Önceleri organik boyalar kullanılırken, floresan boyaların geliştirilmesi ile tekniğin kullanımı da artmıştır. 1874'de King, sızıntı çalışmasında mavi mürekkep ve 1875'de Tomas, kumaş mürekkebi kullanmışlardır. Bu yöntem, dişin apeksinin kapatılıp, restorasyon kenarlarını açıkta bırakacak şekilde suya dayanıklı bir vernik ile kaplanmasından sonra boya solüsyonunda bekletilmesi temeline dayanır. Bu işlemlerden sonra dişler yıkanır ve kesit alınarak mikroskopta incelenir (52). Boya penetrasyon yönteminde % 0.5-2 bazik fuksin, % 2 eritrosin, % 0.2-2 metilen mavisi, % 2 anilin mavisi, % 0.05 kristal viyole, % 20 floresan kullanılabilir. Örneklerin solüsyonda bekletilme süresi ise 4-72 saattir (123).

Diş dokusuna ve restoratif materyale bağlanma eğilimi gösteren boyalar, restorasyon ve kavite duvarları arasındaki boşluğu gerçekte olduğundan daha derin ve daha geniş gösterebilirler (124). Görünen ışık altında kolaylıkla saptanabilmeleri, hızlı ve direk ölçüm sağlamaları, sert dokularla reaksiyona girmemeleri ve ucuz olmaları boya penetrasyon yönteminin avantajlarıdır (124).

Yapay Çürük Yöntemi

In vitro olarak oluşturulan yapay çürükler doğal çürükler kadar belirgin değildir. Yapay çürük oluşturulmasının uzun zaman alması bu tekniğin dezavantajıdır (121).

Radyoaktif İzotop Yöntemi

Radyoizotop çalışmalarında, diş sert dokusu ile restorasyon materyali (125) arasından geçen radyoizotoplar otoradyografi ile saptanır (126,127). Bu yöntem, boya penetrasyon yönteminden sonra en sık kullanılan yöntemdir. İzotopların çok derinlere penetre olabilmeleri sayesinde, kenar sızıntısı miktarı çok kısa bir süre içerisinde, doğru ve kantitatif verilerle saptanabilmektedir. Diş hekimliği araştırmalarında kullanılan bazı radyoaktif elemanlar, Ca^{45} (kalsiyum), P^{32} (fosfor), Na^{24} (sodyum), F^{18} (flor), I^{131} (iyod), Ga^{67} (galyum), S^{35} (kükürt) dür. Kenar sızıntısının derecelerinin belirlenmesinde, boya yönteminden daha hassas olmasına rağmen restoratif materyale veya diş dokusuna afinitesi olabilen (128) Ca^{45} gibi izotopların kullanılması otoradyografi üzerinde yanıltıcı bir dağılıma neden olabilmektedir (123). Bu yöntemin özel cihaz ve bilgi gerektirmesi, insan sağlığı yönünden olumsuz etkilerinin bulunması ve pahalı olması gibi dezavantajları bulunmaktadır (121).

Hava Basıncı Yöntemi

Bu yöntemde, kök kanalı ve pulpa odası boyunca basınçlı hava verilerek statik bir sistem içinde kaybolan basınç ölçülür. Suyu gömülmüş restorasyon materyalinin kenarından hava kabarcıkları çıkışının mikroskopik olarak gözlenmesi, kenar bütünlüğü hakkında bilgi verir. Basınçlı hava yönteminin diş dokusu üzerine herhangi bir zararlı etkisi yoktur. Fakat bu yöntem ile, sızıntının gerçek boyutları hakkında detaylı bilgi edinilemez. Hava basıncı testleri restorasyonun tüm kenarları boyunca sızıntı olduğu fikrini verebilir ve bu durum klinik görüntüyü tam olarak yansıtmaktan uzaktır (123,126,129).

Kimyasal İşaretleyiciler Yöntemi

Radyoaktif olmayan kimyasal ajanlar, sızıntı çalışmalarında 1953 yılından beri kullanılmaktadır. Bu yöntemde iki renksiz bileşik kullanılarak, gümüş tuzları gibi opak bir çökelti elde edilmektedir. Kullanılan her iki kimyasal ajanın da penetre olabilme yeteneğine sahip olması gerekmektedir (123,127).

Bakteriyel Çalışma Yöntemi

Bakteriyel sızıntı çalışmaları, laboratuvar koşullarında çürük benzeri lezyonların, diş sert dokusu ile restorasyon arasındaki yüzeyde bakteriyel kolonizasyon yapabilme yeteneklerinin gözlenmesi temeline dayanır (123). Bu yöntemde kenar sızıntısı sayısal olarak değil, nitel olarak tespit edilmektedir. Bakterilerin kenar sızıntısı çalışmalarında kullanımı, özellikle bakteriyel popülasyonun kontrolünün zor olması gibi dezavantajlara sahiptir. Bu yöntemle, bakterilerin zararlı ürün ve toksinlerinin geçmesine izin veren ancak bakteriyel penetrasyona izin vermeyen daha küçük aralıklar değerlendirilemez. Fakat bakteriyel yöntemlerle tespit edilemeyecek kadar küçük aralıkların, bakteri ürün ve toksinlerinin geçişine izin vermeyeceği için klinik açıdan bir önemi yoktur (123,127,129).

Elektrokimyasal Yöntem

Kenar sızıntısının değerlendirilmesinde elektrokimyasal yöntemin kullanılması, diş dokuları için yıkıcıdır ve klinik koşullarda kullanılamazlar. Bu yöntemde çekilmiş diş köküne bir elektrot yerleştirilerek, restorasyon ile iletişim sağlanır. Restore edilen diş elektrolit banyosuna batırılır. Diş ile banyo arasına potansiyel enerji uygulanır ve rezistanstan geçen akım ölçülerek kenar sızıntısı değerlendirilir (123).

Tarama Mikroskop Analiz Yöntemi

Kenar sızıntısını belirleme yöntemlerinden elde edilen sonuçlar, kavite kenarlarının mikroskopik analizleri ile desteklenmektedir. Bu yöntem ile iki yüzey arasında oluşan bağlantı, var olan aralanmalar ve restorasyonun kenar sızıntısını ölçmek mümkün olmasına rağmen kesit alınırken yapılabilecek teknik hatalardan dolayı yanılgı söz konusu olabilmektedir. Pahalı bir işlem olması da yöntemin diğer bir dezavantajıdır (123,127).

Nötron Aktivasyon Analiz Yöntemi

Douglas ve ark. (130) çekilmiş dişleri nükleer bir reaktörün merkezine yerleştirerek, nötron bombardımanı uygulamış, diş tarafından yayılan radyasyon ile işaretleyicinin miktarını ölçerek, sızıntı derecesi hakkında fikir sahibi olmuşlardır. Fakat bu yöntem, kenar sızıntısının lokalizasyonu hakkında bilgi vermez. Bu yöntemin dezavantajı pahalı ve karmaşık bir yöntem olması ve duyarlılık gerektirmesidir. Bu sebeple, bu yöntemin kenar sızıntısı çalışmalarında kullanımı zordur (127).

3. GEREÇ VE YÖNTEMLER

Bu *in vitro* çalışma, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı'nda yürütülmüştür. Çalışmada kullanılan dişlerin çekimi Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir. Deneylerde kullanılan bazik fuksin solusyonu Hacettepe Üniversitesi Eczacılık Fakültesi Farmasötik Kimya Anabilim Dalı'nda hazırlanmıştır. Çalışmaya ait verilerin istatistiksel değerlendirilmesi Hacettepe Üniversitesi Temel Tıp Bilimleri Biyoistatistik Anabilim Dalı'nda yapılmıştır.

3.1. Dişlerin Seçimi ve Hazırlanması

Bu çalışmada ortodontik tedavi veya periodontal hastalık nedeniyle çekilmiş 128 adet sağlam insan üst premolar dişleri kullanılmıştır. Çürüklü, restorasyonlu, çatlak ya da defektli dişler çalışmaya dahil edilmemiştir. Dişlerin üzerindeki eklentiler el aletleri ile uzaklaştırıldıktan sonra, dişler düşük turla çalışan mikromotorla fırça ve pomza yardımıyla su altında temizlenmiş ve distile suda bekletilmiştir. Dişlerin bukkopalatinal boyutları dijital mikrometre cihazı (SHAN, Çin) ile ölçülerek (Şekil 3.1.1), her gruptaki dişlerin bukkopalatinal genişliklerinin ortalamaları birbirlerine yakın olacak şekilde 8 gruba ayrılmıştır (n=16).



Şekil 3.1.1. Dijital mikrometre cihazı

Standart Ölçüm İçin Dişlerde Rehber Noktalarının Oluşturulması

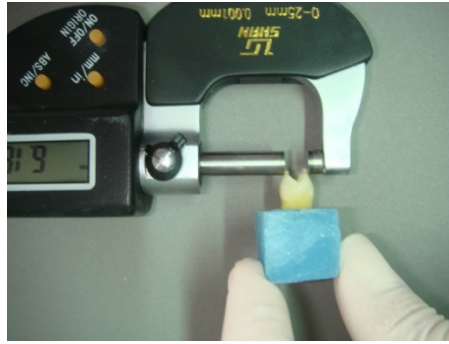
Dişlerin bukkal ve palatinal kasp tepelerine 30 sn süre ile % 35'lik fosforik asit uygulanmış, asitin fazlası bir pamuk pelet ile uzaklaştırılıp 20 sn süre ile yıkanıp hava spreyi yardımıyla kurutulmuştur. Adper Single Bond 2 üretici firmanın önerileri doğrultusunda uygulanıp 10 sn LED (Light Emiting Diode) (Radi Plus, SDI, Avustralya) ışık kaynağı ile polimerize edilmiştir. Daha sonra dişlerin kasp tepelerine akışkan kompozit rezin (Filtek Flow, 3M ESPE, Almanya) top şeklinde uygulanarak polimerize edilmiştir (Şekil 3.1.2).



Şekil 3.1.2. Rehber noktaları oluşturulmuş dişin görünümü.

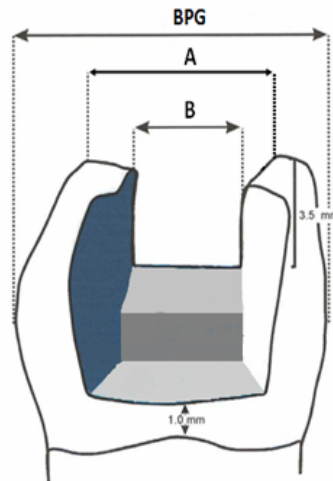
3.2. Kaviteilerin Hazırlanması

Dişler, kenar uzunlukları 2 cm olan, merkezinde 8 mm çapında silindirik boşluk bulunan soğuk akril bloklara, kronları yukarıda, uzun eksenleri bloğa dik ve mine sement sınırları 2 mm yukarıda olacak şekilde yerleştirilerek, silikon ölçü maddesi ile sabitlenmiştir. Daha sonra dişlerin bukkal ve palatinal kaspları arasındaki mesafe dijital mikrometre cihazı ile ölçülmüş ve başlangıç değeri olarak kaydedilmiştir (Şekil 3.2.1).



Şekil 3.2.1. Kasplar arası mesafenin ölçülmesi.

Tüm dişlere aeratör ile su soğutması altında 1,6 mm'lik elmas fissür frezler (DIATECH, İsviçre) kullanılarak geniş MOD kaviteLER hazırlanmıştır. KaviteLERin standardizasyonunu sağlamak için kavite genişliği dişlerin bukkal ve palatinal kaspları arası mesafenin $\frac{2}{3}$ 'ü, okluzal istmus bukkopalatinal genişliğin ortasında, kavite derinliği palatinal kasp tepesinden itibaren 3,5 mm, gingival basamak mine sement sınırının 1mm yukarısında olacak şekilde hazırlanmıştır. Kavite dış sınırları bizote edilmiş, bukkal ve palatinal duvarların birbirlerine paralel olmasına dikkat edilmiştir (Şekil 3.2.2). Frezler her beş kavite preparasyonundan sonra değiştirilmiştir. Kavite boyutları CPI (*Community Periodontal Index*) sonduyla kontrol edilmiştir. MOD kaviteLER hazırlandıktan sonra kasplar arası mesafe tekrar ölçülmüştür.



BPG: Bukkopalatinal genişlik, A: Kasp tepeleri arası mesafe, B: Kavite genişliği.

Şekil 3.2.2. Hazırlanan MOD kavitenin şematik görünümü.

3.3. Restorasyonların Uygulanması

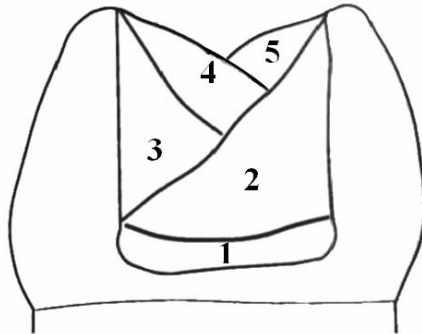
Çalışmada uygulanan materyaller Tablo 3.3.1’de gösterilmiştir.

Tablo 3.3.1. Çalışmada uygulanan materyaller.

MARKA (Üretim No)	MATERYAL	İÇERİK	ÜRETİCİ FİRMA
Filtek Supreme XT (20080117)	Nanodolduruculu Restoratif	% 78,5 inorganik doldurucular, Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA, Silika nanodoldurucular (5-7 nm) Zirkonyum/Silika nano kümecikler (0,6-1,4 µm)	3M ESPE Dental Products, Almanya
Filtek P60 (20081004)	Kondanse Edilebilir Restoratif	% 61 inorganik doldurucular, Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, Zirkonyum/Silika doldurucular (0,01-3,5 µm)	3M ESPE Dental Products, Almanya
Filtek Silorane (N105399)	Polimerizasyon Büzülmesi Düşük Posterior Restoratif	% 55 inorganik doldurucular, Hidrofobik rezin matriks	3M ESPE Dental Products, Almanya
Filtek Z250 (20090406)	Hibrid Restoratif	% 60 inorganik doldurucular, Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, Zirkonyum/Silika doldurucular (0,01-3,5 µm)	3M ESPE Dental Products, Almanya
Scotchbond (20071207)	Demineralize Edici Ajan	% 35 Fosforik Asit	3M ESPE Dental Products, Almanya
Adper Single Bond 2 (7MX)	Etch&Rinse Adeziv	HEMA, Bis-GMA, dimetakrilat, metakrilik fonksiyonlu kopolimer, poliakrilik ve poliitakonik asitler, su ethanol	3M ESPE Dental Products, Almanya
Silorane Sistem Adeziv (20081117)	Kendinden Asitli Primer	HEMA, Bis-GMA, su, ethanol, fosforik asit-metakriloksi-hegzilester, silanla muamele edilmiş silika, 1,6-hekzandiol dimetakrilat, akrilik ve itakonik asit kopolimer, (dimetilamino) etil metakrilat, dl-kamforokinon, fosfin oksit	3M ESPE Dental Products, Almanya
Silorane Sistem Adeziv (20081117)	Bond	Sübstitüye dimetakrilat, silanla muamele edilmiş silika, TEGDMA, fosforik asit-metakriloksi-hegzilester, dl-kamforokinon, hegzandiol dimetakrilat	3M ESPE Dental Products, Almanya
Vitrebond (20090521)	Işıkla Sertleşen Cam İyonomer Taban Maddesi	Floramino silikat cam, polialkenoik asit	3M ESPE Dental Products, Almanya

Çalışma grupları ve uygulanan işlemler şu şekildedir:

GRUP 1 - Filtek Supreme XT: Kavite yüzeyleri minede 30 sn, dentinde ise 15 sn süre ile % 35'lik fosforik asit (Scotchbond) ile pürüzlendirilmiştir. Dişler 20 sn su ile yıkandıktan sonra dentinin nemli kalması için, dentine pamuk yerleştirilip hava spreyi ile kurutulmuştur. Şeffaf matriks (Auto matrix II, combination matrix intro-kit, Dentsply, Brezilya) uygulandıktan sonra Adper Single Bond 2 üretici firmanın önerileri doğrultusunda dişlere fırça yardımıyla 15 sn ovularak 2 tabaka uygulanmış, çözücünün uzaklaştırılması için hafif hava sıkıldıktan sonra 10 sn LED (*Light Emiting Diode*, Radi Plus, SDI Avustralya) ışık kaynağı ile polimerize edilmiştir. Filtek Supreme XT (Renk A3B) tabakaların kalınlığı 2 mm'yi geçmeyecek şekilde 3 tabaka mezial, 3 tabaka distal ve 2 tabaka da okluzal yüzeye olmak üzere toplam 8 tabaka uygulanmış ve her bir tabaka 20 sn polimerize edilmiştir (Şekil 3.3.1).



Şekil 3.3.1. Uygulanan tabakalama yönteminin şematik görünümü.

GRUP 2 - Filtek P60: Kaviteilerin mine yüzeyleri 30 sn, dentin yüzeyleri ise 15 sn asitle pürüzlendirilmiştir. Dişler 20 sn su ile yıkandıktan sonra dentinin nemli kalması için, dentine pamuk yerleştirilip hava spreyi ile kurutulmuştur. Şeffaf matriks uygulandıktan sonra Adper Single Bond 2 üretici firmanın önerileri doğrultusunda uygulanıp 10 sn polimerize edilmiştir. Filtek P60 (Renk A3) 3 tabaka mezial, 3 tabaka distal ve 2 tabaka da okluzal yüzeye olmak üzere toplam 8 tabaka uygulanmış ve her tabaka 20 sn süre ile polimerize edilmiştir.

GRUP 3 - Filtek Silorane: Şeffaf matriks yerleştirilip Silorane Adeziv sistemin primeri dişlere fırça yardımıyla 15 sn ovularak uygulanmış, hava ile kurutulup 10 sn polimerize edilmiştir. Daha sonra Silorane Adeziv sistemin bondu uygulanıp hava ile yayılıp 10 sn polimerize edilmiştir. Filtek Silorane (Renk A3) 3 tabaka mezial, 3 tabaka distal ve 2 tabaka da okluzal yüzeye olmak üzere toplam 8 tabaka uygulanmış ve her tabaka 20 sn polimerize edilmiştir.

GRUP 4 - Filtek Z250: Hazırlanan kavitelerin mine yüzeyleri 30 sn, dentin yüzeyleri ise 15 sn asitle pürüzlendirilmiştir. Dişler 20 sn su ile yıkandıktan sonra dentinin nemli kalması için, dentine pamuk yerleştirilip hava spreysi ile kurutulmuştur. Şeffaf matriks yerleştirildikten sonra Adper Single Bond 2 üretici firmanın önerileri doğrultusunda uygulanıp 10 sn polimerize edilmiştir. Filtek Z250 (Renk A3) 3 tabaka mezial, 3 tabaka distal ve 2 tabaka da okluzal yüzeye olmak üzere toplam 8 tabaka uygulanmış ve her tabaka 20 sn polimerize edilmiştir.

GRUP 5 - Vitrebond + Filtek Supreme XT: Kavitelerin aproksimal ve okluzal duvarlarına yaklaşık 1mm kalınlığında Vitrebond uygulanmış ve 30 sn süre ile polimerize edilmiştir. Kaviteler 30 sn asitle pürüzlendirilmiş, 20 sn su ile yıkandıktan sonra hava spreysi ile kurutulmuştur. Şeffaf matriks uygulandıktan sonra Adper Single Bond 2 üretici firmanın önerileri doğrultusunda uygulanıp 10 sn polimerize edilmiştir. Filtek Supreme XT (Renk A3B) 3 tabaka mezial, 3 tabaka distal ve 2 tabaka da okluzal yüzeye olmak üzere toplam 8 tabaka uygulanmış ve her tabaka 20 sn polimerize edilmiştir.

GRUP 6 - Vitrebond + Filtek P60: Kavitelerin aproksimal ve okluzal duvarlarına yaklaşık 1 mm kalınlığında Vitrebond uygulanmış ve 30 sn polimerize edilmiştir. Kaviteler 30 sn asitle pürüzlendirilmiş, 20 sn su ile yıkandıktan sonra hava spreysi ile kurutulmuştur. Şeffaf matriks yerleştirildikten sonra Adper Single Bond 2 üretici firmanın önerileri

doğrultusunda uygulanıp 10 sn süre ile polimerize edilmiştir. Filtek P60 (Renk A3), 3 tabaka mezial, 3 tabaka distal ve 2 tabaka da okluzal yüzeye olmak üzere toplam 8 tabaka uygulanmış ve her tabaka 20 sn polimerize edilmiştir.

GRUP 7 - Vitrebond + Filtek Silorane: Kaviteilerin aproksimal ve okluzal duvarlarına yaklaşık 1 mm kalınlığında Vitrebond uygulanmış ve 30 sn polimerize edilmiştir. Şeffaf matriks yerleştirilip Silorane Adeziv Sistemin primeri kavitelere fırça yardımıyla 15 sn ovularak uygulanmış, hava ile kurutulup 10 sn süre ile polimerize edilmiştir, daha sonra bond uygulanıp hava ile yayılıp 10 sn polimerize edilmiştir. Filtek Silorane (Renk A3) 3 tabaka mezial, 3 tabaka distal ve 2 tabaka da okluzal yüzeye olmak üzere toplam 8 tabaka uygulanmış ve her tabaka 20 sn polimerize edilmiştir.

GRUP 8 - Vitrebond + Filtek Z250: Kaviteilerin aproksimal ve okluzal duvarlarına yaklaşık 1mm kalınlığında Vitrebond uygulanmış ve 30 sn süre ile polimerize edilmiştir. Kaviteiler 30 sn asitle pürüzlendirilmiş, 20 sn su ile yıkandıktan sonra hava spreyi ile kurutulmuştur. Şeffaf matriks yerleştirildikten sonra Adper Single Bond 2 üretici firmanın önerileri doğrultusunda uygulanıp 10 sn süre ile polimerize edilmiştir. Filtek Z250 (Renk A3), 3 tabaka mezial, 3 tabaka distal ve 2 tabaka da okluzal yüzeye olmak üzere toplam 8 tabaka uygulanmış ve her tabaka 20 sn polimerize edilmiştir.

3.4. Kasp Hareketinin Değerlendirilmesi

Kasplar arası mesafe kavite açılmadan, kavite açıldıktan hemen sonra, restorasyonların tamamlanmasından 5 dakika, 24 saat ve 48 saat sonra mikrometre cihazı ile ölçülmüştür. 5 dakika ölçümlerinden sonra dişler, diğer ölçüm zamanlarına kadar distile su içerisinde bekletilmiştir. Yapılan her ölçüm 3 kez tekrarlanmış ve bu ölçümlerin ortalaması kaydedilmiştir. Kasp hareketi, rehber noktalar arasındaki ilk mesafe ile diğer ölçüm zamanlarında elde edilen mesafelerin farkı hesaplanarak elde edilmiştir.

3.5. Kenar Sızıntısının Değerlendirilmesi

48 saat ölçümünden sonra restorasyonlara su soğutması altında aeratör kullanılarak sarı bantlı bitirme frezleri (DIATECH, İsviçre) ve yavaş turla çalışan mikromotor kullanılarak Sof-Lex disk sistemi (3M ESPE Dental Products, Almanya) ile bitirme ve polisaj işlemi uygulanmıştır. Polisaj işlemi tamamlandıktan sonra dişlerin kök uçları bir kompozit rezin (TPH Spectrum, Dentsply, Brezilya) ile kapatılarak 40 sn LED ışık kaynağı ile polimerize edilmiş, böylece bazik fuksinin kök ucundan ve yan dallardan pulpa boşluğuna girmesi engellenmiştir. Restorasyon sınırlarının 1 mm çevresi açıkta kalacak şekilde tüm diş yüzeyleri tırnak cilası ile kaplanmış ve cilanın kurumasının ardından dişler distile su dolu kaplara yerleştirilmiştir. Daha sonra tüm dişlere 5° C'de 1 dk, 55° C'de 1 dk ve banyolar arasında oda sıcaklığında 30 sn bekletilerek 1000 kez termal siklus işlemi uygulanmıştır. Dişler % 0.5'lik bazik fuksin solusyonu içinde 24 saat bekletilmiş, boyadan çıkarıldıktan sonra akan su altında yıkanmış ve kurulanmıştır. Dişlerden su soğutması altında Isomet 4000 kesme cihazı (Buehler, ABD) ile meziodistal yönde kesitler alınmıştır (Şekil 3.5.1).



Şekil 3.5.1. Kesme cihazı

Elde edilen kesitlerdeki boya penetrasyonu x40 büyütmede stereomikroskop ile (Olympus SZ 61, Olympus Corporation, Japonya) iki hekim tarafından çift kör yöntemi ile değerlendirilmiştir (Şekil 3.5.2).



Şekil 3.5.2. Stereomikroskop

Dişlerin bukkal ve palatinal kesitlerinin, mezial ve distal kenarlarının değerlendirilmesi sonucunda, dört skor elde edilmiş ve en yüksek skor örneğin kenar sızıntısı skoru olarak kaydedilmiştir (131-134). Dişlerin kenar sızıntısı değerleri aşağıdaki kriterlere göre değerlendirilmiştir (135,136):

- 0- Boya penetrasyonu yok
- 1- Mine dentin sınırına ulaşmayan boya penetrasyon
- 2- Mine dentin sınırını geçmiş fakat aksiyel duvarın 2/3'ünü geçmeyen boya penetrasyonu
- 3- Aksiyel duvarın 2/3'ünü geçen boya penetrasyonu
- 4- Pulpaya ulaşmış boya penetrasyonu

3.6. İstatistiksel Değerlendirme

Bu çalışmanın bulgularının istatistiksel olarak değerlendirilmesinde SPSS 11.5 paket programı kullanılmıştır. Verilerin normal dağılıma uygunlukları Shapiro-Wilk testi ile değerlendirilmiştir.

Kasp hareketi ile ilgili verilerin değerlendirilmesinde farklı ölçüm zamanlarında gruplar arasında farklılığın anlamlı olup olmadığı Kruskal Wallis varyans analizi ile değerlendirilmiş, farklılık anlamlı bulunduğu ikili karşılaştırmalarda Conover yöntemi kullanılmıştır.

Her bir grubun zaman içindeki değişimi Friedman testi ile değerlendirilmiş, ikili karşılaştırmalar için ise Conover yöntemi kullanılmıştır.

Kenar sızıntısı ile ilgili verilerin değerlendirilmesinde Kruskal Wallis ve Mann Whitney U testi kullanılmıştır.

4. BULGULAR

Taban maddesi uygulanmadan ve uygulanarak farklı yapılardaki kompozit rezinler ile restore edilmiş MOD kavitelerdeki kasp hareketi ve kenar sızıntısının incelendiği bu çalışmada aşağıdaki bulgular elde edilmiştir.

4.1. Kasp Hareketi Bulguları

Başlangıç ve farklı ölçüm zamanlarında, gruptaki dişlerin bukkal ve palatinal kasları arasındaki mesafelerin ortalamaları (mm) Tablo 4.1.1’de gösterilmiştir.

Tablo 4.1.1. Başlangıç ve farklı ölçüm zamanlarında, gruptaki dişlerin bukkal ve palatinal kasları arasındaki mesafelerin ortalamaları (mm).

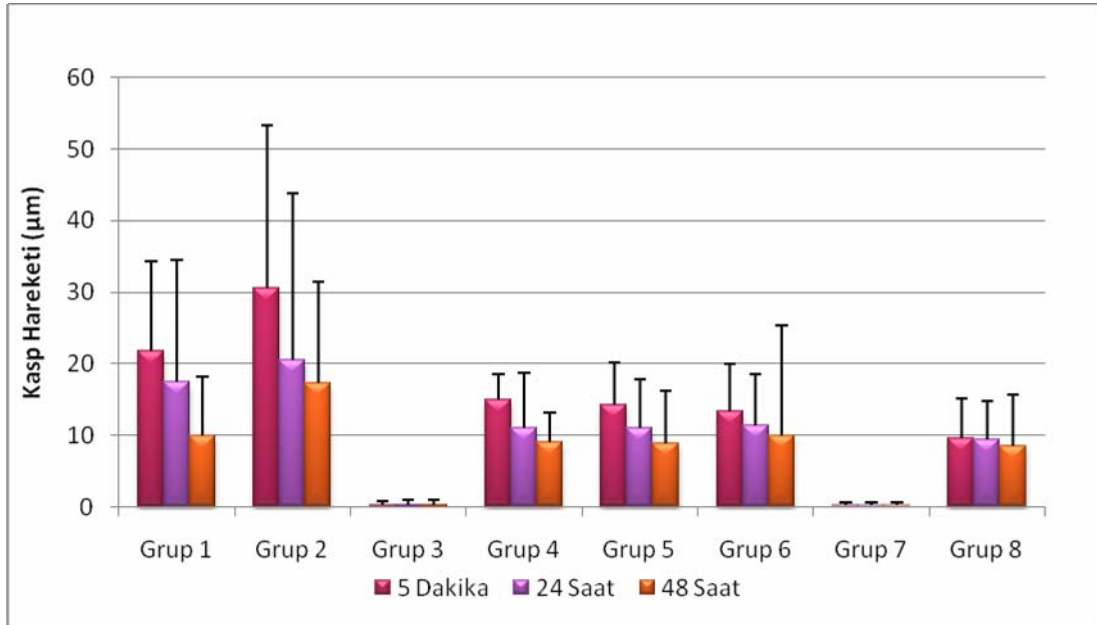
GRUPLAR	n	Başlangıç	Kavite	5 Dakika	24 Saat	48 Saat
Grup 1 (Filtek Supreme XT)	16	7,3580	7,3472	7,3363	7,3405	7,3481
Grup 2 (Filtek P60)	16	7,4045	7,3936	7,3740	7,3840	7,3871
Grup 3 (Filtek Silorane)	16	7,2550	7,2450	7,2550	7,2550	7,2550
Grup 4 (Filtek Z250)	16	7,3405	7,3319	7,3256	7,3295	7,3315
Grup 5 (Vitrebond + Filtek Supreme XT)	16	7,2616	7,2528	7,2474	7,2506	7,2528
Grup 6 (Vitrebond + Filtek P60)	16	7,2590	7,2501	7,2463	7,2476	7,2490
Grup 7 (Vitrebond + Filtek Silorane)	16	7,2915	7,2823	7,2913	7,2913	7,2913
Grup 8 (Vitrebond + Filtek Z250)	16	7,3631	7,3529	7,3536	7,3538	7,3547

Yapılan istatistiksel değerlendirme sonucunda başlangıçta, gruptaki dişlerin bukkal ve palatinal kaspı arası mesafelerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görülmüştür ($p=0,802$).

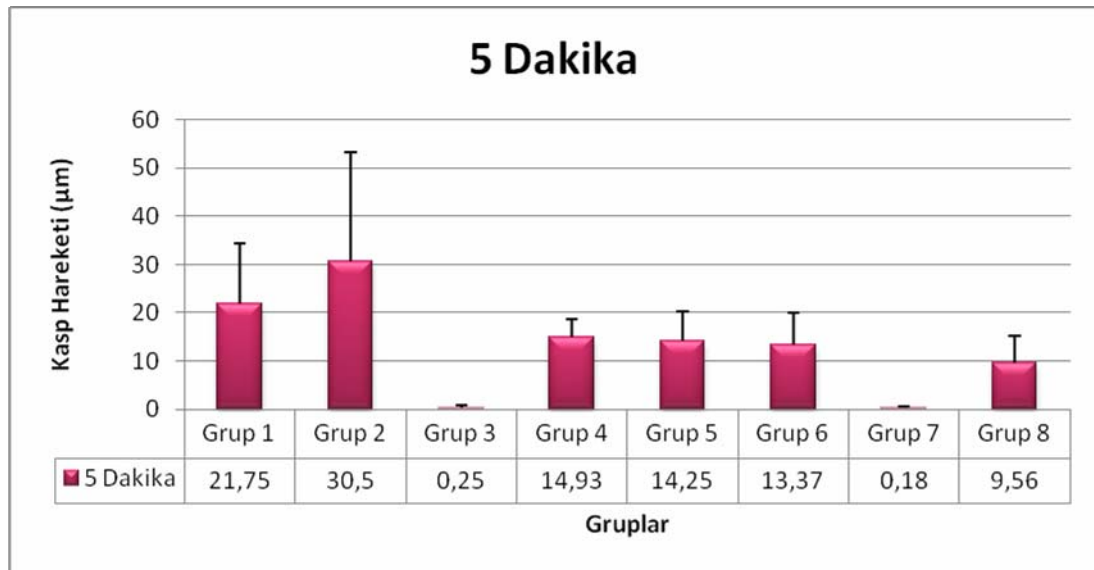
Kasp hareketi rehber noktalar arasındaki başlangıç mesafesi ile farklı ölçüm zamanlarında elde edilen mesafelerin farkı hesaplanarak elde edilmiştir.

Kaviteler hazırlandıktan sonra gruptaki dişlerin kasp hareketi ortalamaları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0,807$). Bu ölçüm zamanında tüm gruptaki dişlerde ortalama 9,68 μm kasp hareketi gözlenmiştir.

Restorasyonlar uygulandıktan sonra farklı ölçüm zamanlarında gruptaki dişlerin kasp hareketi ortalamaları ve standart sapmaları Şekil 4.1.1'de gösterilmiştir.

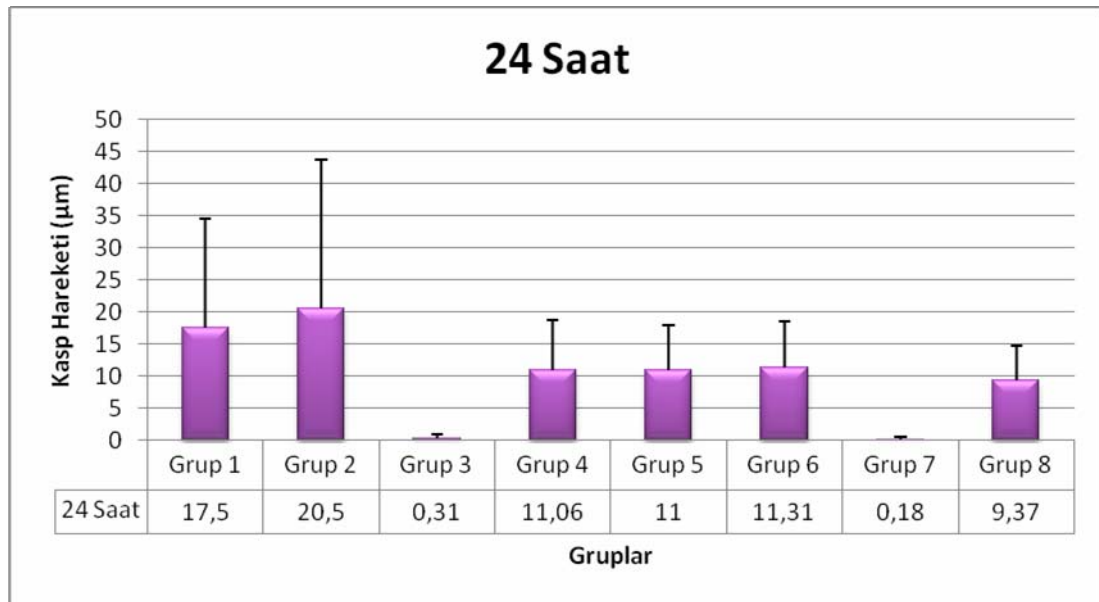


Şekil 4.1.1. Farklı ölçüm zamanlarında gruptaki dişlerin kasp hareketi ortalamaları (μm) ve standart sapmalarının grafik ile gösterilmesi.



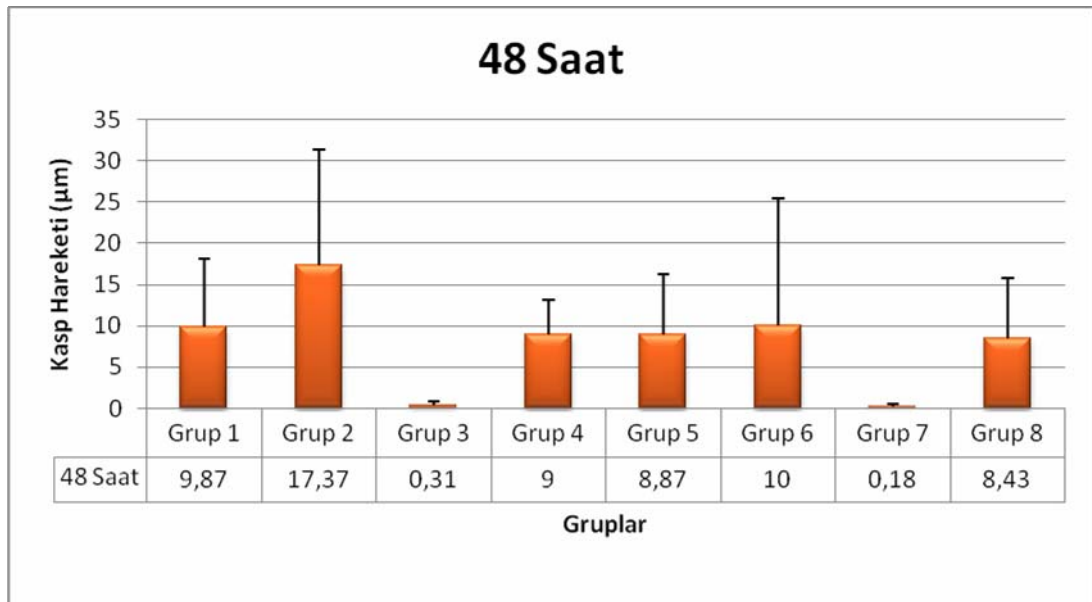
Şekil 4.1.2. Restorasyonlar tamamlandıktan 5 dakika sonra gruptaki dişlerin kasp hareketi ortalamaları (μm) ve standart sapmalarının grafik ile gösterilmesi.

Restorasyonlar tamamlandıktan 5 dakika sonra yapılan ölçümlerde elde edilen kasp hareketi ortalamaları Şekil 4.1.2'de gösterilmiştir. Bu ölçüm zamanında en fazla kasp hareketi meydana gelen grup Filtek P60 ile restore edilen Grup 2'dir ($30,5 \mu\text{m}$). Grup 2'yi Filtek Supreme XT ile restore edilen Grup 1, Filtek Z250 ile restore edilen Grup 4, Vitrebond taban maddesi üzerine Filtek Supreme XT ile restore edilen Grup 5, Vitrebond taban maddesi üzerine Filtek P60 ile restore edilen Grup 6, Vitrebond taban maddesi üzerine Filtek Z250 ile restore edilen Grup 8, Filtek Silorane ile restore edilen Grup 3 ve Vitrebond taban maddesi üzerine Filtek Silorane ile restore edilen Grup 7 takip etmektedir. Grup 1 ile 2, Grup 3 ile 7, Grup 4 ile 5 ve 6 ve Grup 6 ile 4, 5 ve 8 hariç diğer tüm gruplar arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,05$). Kompozit rezin olarak Filtek Silorane kullanılan Grup 3 ve 7 hariç aynı kompozit rezinin kullanıldığı diğer tüm gruplarda (Grup 1 ve 5, Grup 2 ve 6, Grup 4 ve 8) taban maddesi uygulanmayan dişlerin kasp hareketi ortalamaları, taban maddesi uygulanan dişlerden yüksek bulunmuştur. Aradaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,001$).



Şekil 4.1.3. Restorasyonlar tamamlandıktan 24 saat sonra gruptaki dişlerin kasp hareketi ortalamaları (μm) ve standart sapmalarının grafik ile gösterilmesi.

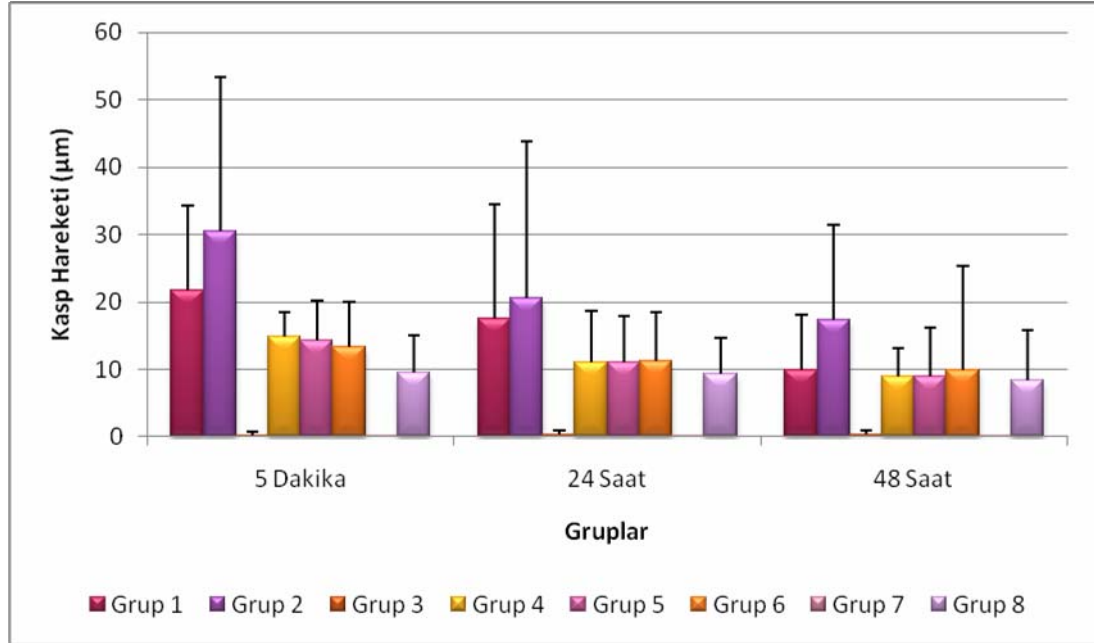
Restorasyonlar tamamlandıktan 24 saat sonra gruptaki dişlerin kasp hareketi ortalamaları Şekil 4.1.3'te gösterilmiştir. Bu ölçüm zamanında da en fazla kasp hareketi gösteren grup Filtek P60 ile restore edilen Grup 2 iken ($20,50 \mu\text{m}$) en az kasp hareketi Vitrebond taban maddesi üzerine Filtek Silorane uygulanan Grup 7'de ($0,18 \mu\text{m}$) gözlenmiştir. Grup 3 ve 7 ile diğer tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p < 0,001$). Diğer gruplar arasındaki farklılık anlamlı bulunmamıştır. Aynı kompozit rezinin kullanıldığı gruplarda (Grup 1 ve 5, Grup 2 ve 6, Grup 3 ve 7, Grup 4 ve 8) taban maddesi uygulanmayan dişlerin kasp hareketi ortalamaları, taban maddesi uygulanan dişlerden daha yüksek bulunmuştur, ancak aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Restorasyonlar tamamlandıktan 5 dakika sonra yapılan ölçümlerle karşılaştırıldığında Grup 3 hariç diğer tüm gruplarda kasplar arası mesafenin arttığı görülmüştür. Grup 7'de ise değişiklik gözlenmemiştir.



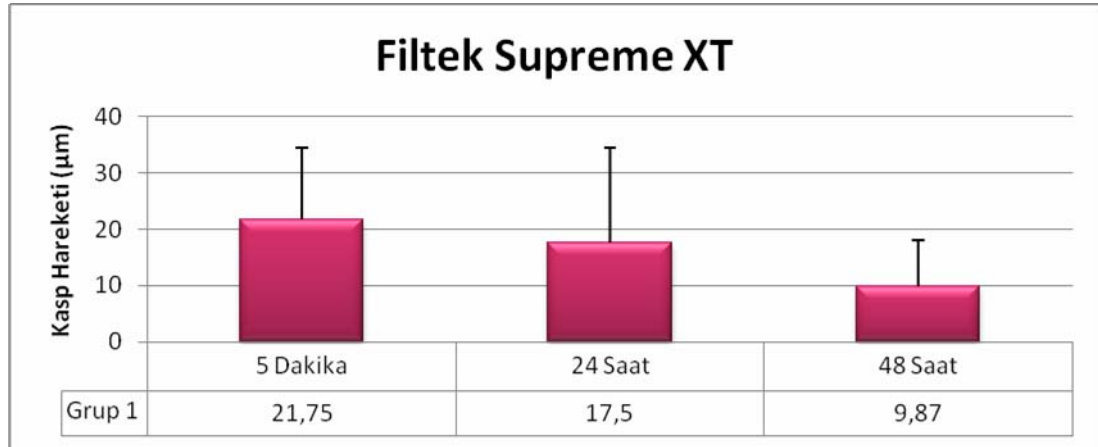
Şekil 4.1.4. Restorasyonlar tamamlandıktan 48 saat sonra gruptaki dişlerin kasp hareketi ortalamaları (µm) ve standart sapmalarının grafik ile gösterilmesi.

Şekil 4.1.4, 48 saat sonra gruptaki dişlerde oluşan kasp hareketi ortalamalarını göstermektedir. Restorasyonlar uygulandıktan 48 saat sonra en fazla kasp hareketi gözlenen grubun Filtek P60 ile restore edilen Grup 2 olduğu görülmüştür. Grup 3 ve 7 ile diğer tüm gruplar arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$). Filtek P60 ile restore edilen Grup 2 ve 6 hariç aynı kompozit rezinin kullanıldığı diğer gruplarda (Grup 1 ve 5, Grup 3 ve 7, Grup 4 ve 8) taban maddesi uygulanmayan dişler ile uygulanan dişlerin kasp hareketi ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Restorasyonlar tamamlandıktan 24 saat sonra yapılan ölçümlerle karşılaştırıldığında Filtek Silorane'ın kullanıldığı Grup 3 ve 7'de kasplar arası mesafe değişmemiş, diğer tüm gruplarda ise artmıştır.

Gruplarda meydana gelen kasp hareketinin zaman içindeki değişimi Şekil 4.1.5'te gösterilmiştir.

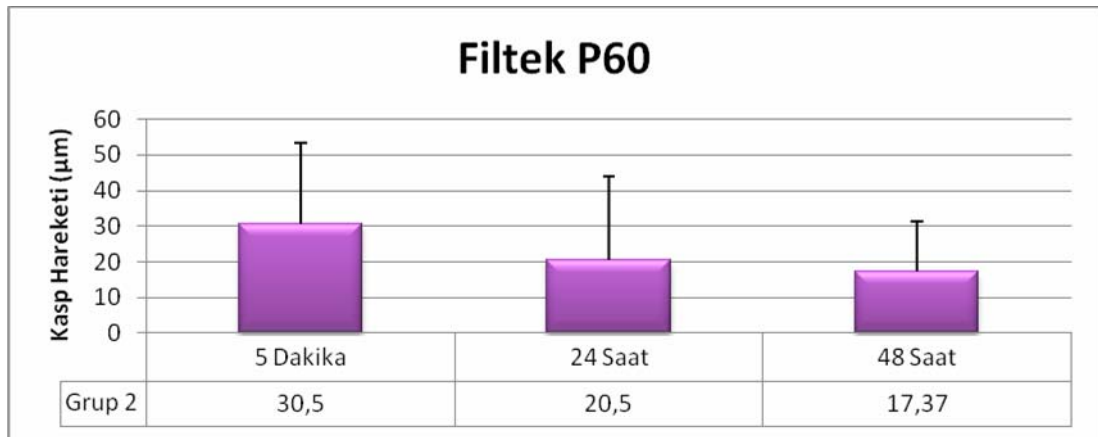


Şekil 4.1.5 Gruplarda farklı ölçüm zamanlarındaki kasp hareketi ortalaması (µm) ve standart sapmasının grafik ile gösterilmesi.



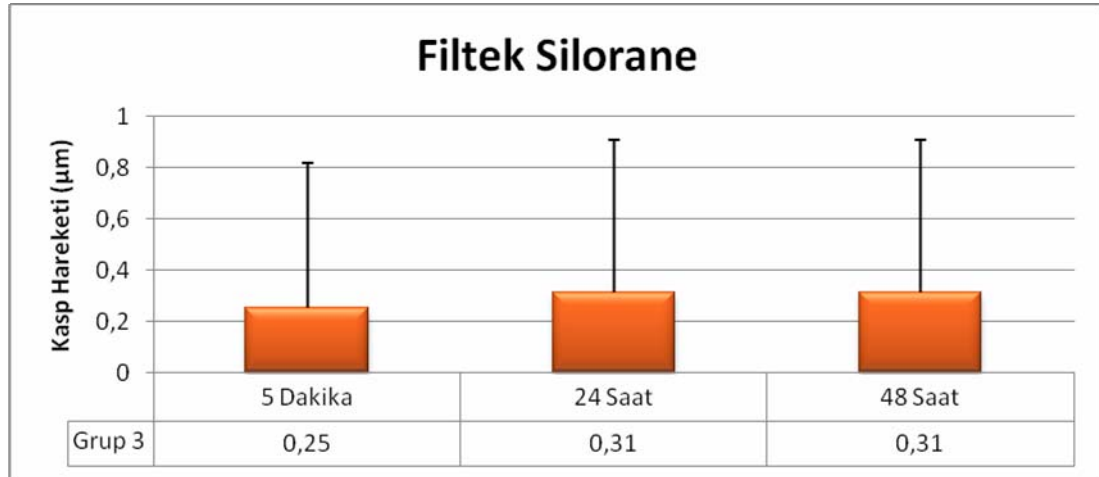
Şekil 4.1.6. Filtek Supreme XT ile restore edilen dişlerde farklı ölçüm zamanlarındaki kasp hareketi ortalaması (μm) ve standart sapmasının grafik ile gösterilmesi.

Filtek Supreme XT ile restore edilen dişlerde en fazla kasp hareketi restorasyonlar uygulandıktan 5 dakika sonra, en az kasp hareketi ise restorasyonlar uygulandıktan 48 saat sonra gözlenmiştir (Şekil 4.1.6). Aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0,011$). Diğer ölçüm zamanlarındaki kasp hareketleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0,05$).



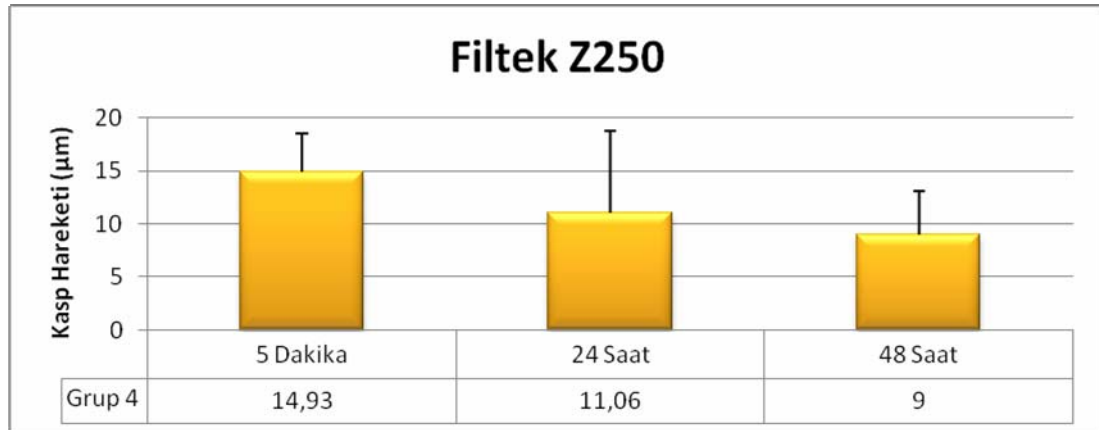
Şekil 4.1.7. Filtek P60 ile restore edilen dişlerde farklı ölçüm zamanlarındaki kasp hareketi ortalaması (μm) ve standart sapmasının grafik ile gösterilmesi.

Filtek P60 ile restore edilen dişlerde de en fazla kasp hareketi restorasyonlar uygulandıktan 5 dakika sonra gözlenmiştir (Şekil 4.1.7). Restorasyonlar uygulandıktan 5 dakika sonra meydana gelen kasp hareketi ile 24 saat ve 48 saat sonra meydana gelen kasp hareketleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0,028$).



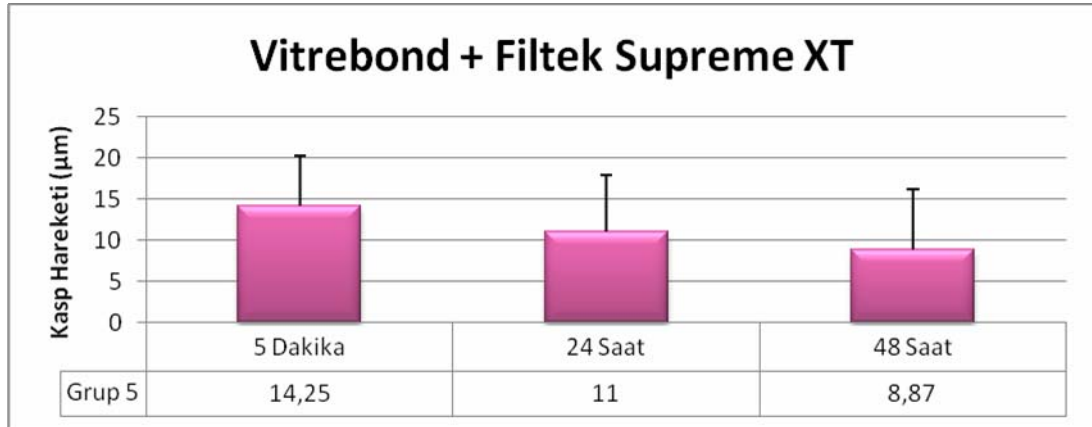
Şekil 4.1.8. Filtek Silorane ile restore edilen dişlerde farklı ölçüm zamanlarındaki kasp hareketi ortalaması (μm) ve standart sapmasının grafik ile gösterilmesi.

Filtek Silorane ile restore edilen dişlerde ise en az kasp hareketi restorasyonlar uygulandıktan 5 dakika sonra görülmüştür (Şekil 4.1.8). Restorasyonlar uygulandıktan 5 dakika sonra meydana gelen kasp hareketi ile 24 saat ve 48 saat sonra meydana gelen kasp hareketleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,96$).



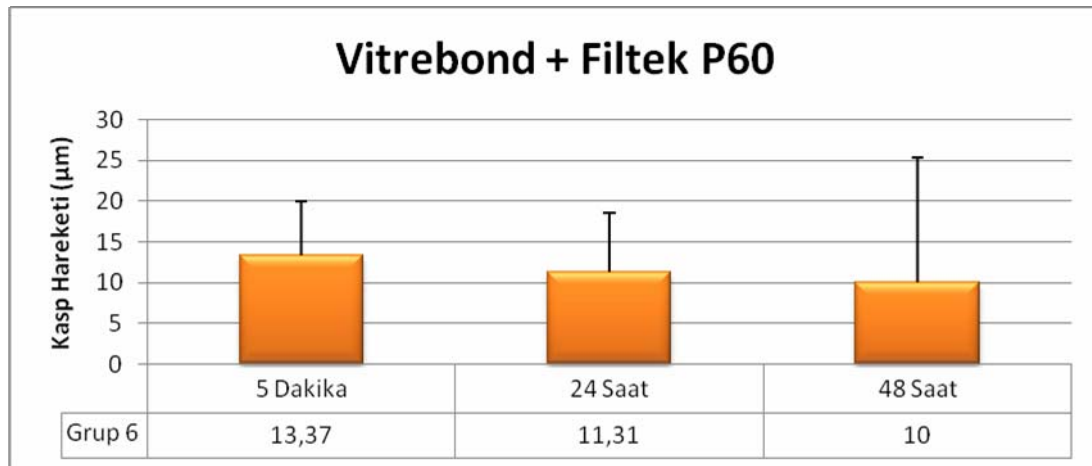
Şekil 4.1.9. Filtek Z250 ile restore edilen dişlerde farklı ölçüm zamanlarındaki kasp hareketi ortalaması (μm) ve standart sapmasının grafik ile gösterilmesi.

Filtek Z250 ile restore edilen dişlerde en fazla kasp hareketi restorasyonlar uygulandıktan 5 dakika sonra gözlenmiş ve bu değer ile diğer ölçüm zamanlarında elde edilen değerler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0,059$) (Şekil 4.1.9).



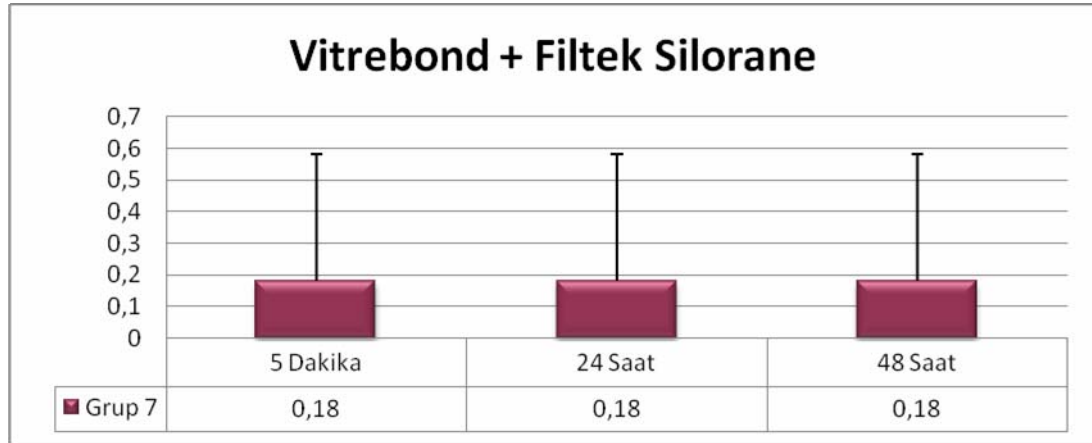
Şekil 4.1.10. Vitrebond taban maddesi üzerine Filtek Supreme XT uygulanarak restore edilen dişlerde farklı ölçüm zamanlarındaki kasp hareketi ortalaması (μm) ve standart sapmasının grafik ile gösterilmesi.

Vitrebond taban maddesi üzerine Filtek Supreme XT uygulanarak restore edilen dişlerde en fazla kasp hareketi restorasyonlar uygulandıktan 5 dakika sonra gözlenmiş ve bu değer ile 48 saat sonra elde edilen değerler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0,04$) (Şekil 4.1.10).



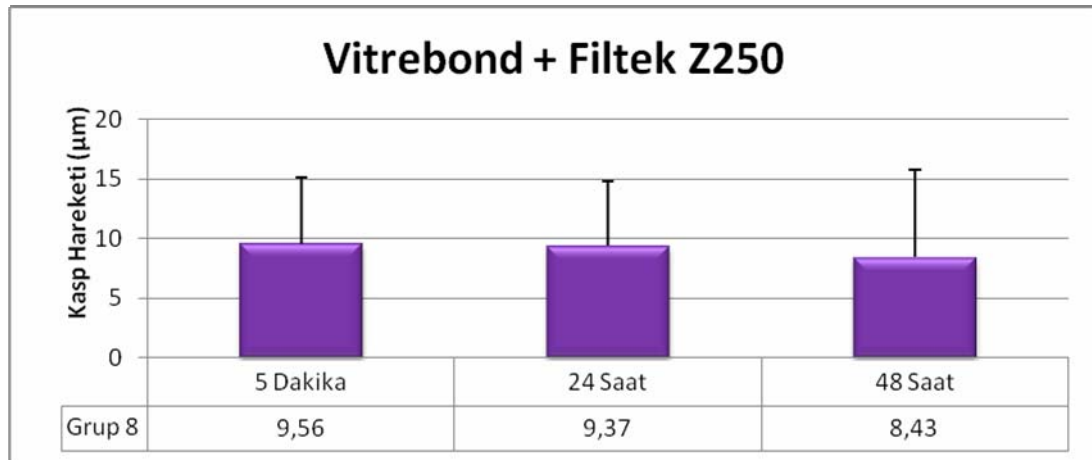
Şekil 4.1.11. Vitrebond taban maddesi üzerine Filtek P60 uygulanarak restore edilen dişlerde farklı ölçüm zamanlarındaki kasp hareketi ortalaması (μm) ve standart sapmasının grafik ile gösterilmesi.

Vitrebond taban maddesi ve Filtek P60 uygulanarak restore edilen dişlerde en fazla kasp hareketi restorasyonlar uygulandıktan 5 dakika sonra, en az kasp hareketi ise 48 saat sonra meydana gelmiştir (Şekil 4.1.11). Aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$).



Şekil 4.1.12. Vitrebond taban maddesi üzerine Filtek Silorane uygulanarak restore edilen dişlerde farklı ölçüm zamanlarındaki kasp hareketi ortalaması (μm) ve standart sapmasının grafik ile gösterilmesi.

Vitrebond taban maddesi üzerine Filtek Silorane uygulanarak restore edilen dişlerde restorasyonlar uygulandıktan 5 dakika sonra kasp hareketi meydana gelmiş, diğer ölçüm zamanlarında kasp hareketi gözlenmemiştir (Şekil 4.1.12).



Şekil 4.1.13. Vitrebond taban maddesi üzerine Filtek Z250 uygulanarak restore edilen dişlerde farklı ölçüm zamanlarındaki kasp hareketi ortalaması (μm) ve standart sapmasının grafik ile gösterilmesi.

Vitrebond taban maddesi üzerine Filtek Z250 uygulanarak restore edilen dişlerde farklı ölçüm zamanlarındaki kasp hareketi ortalamaları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p=0,241$) (Şekil 4.1.13).

4.2. Kenar Sızıntısı Bulguları

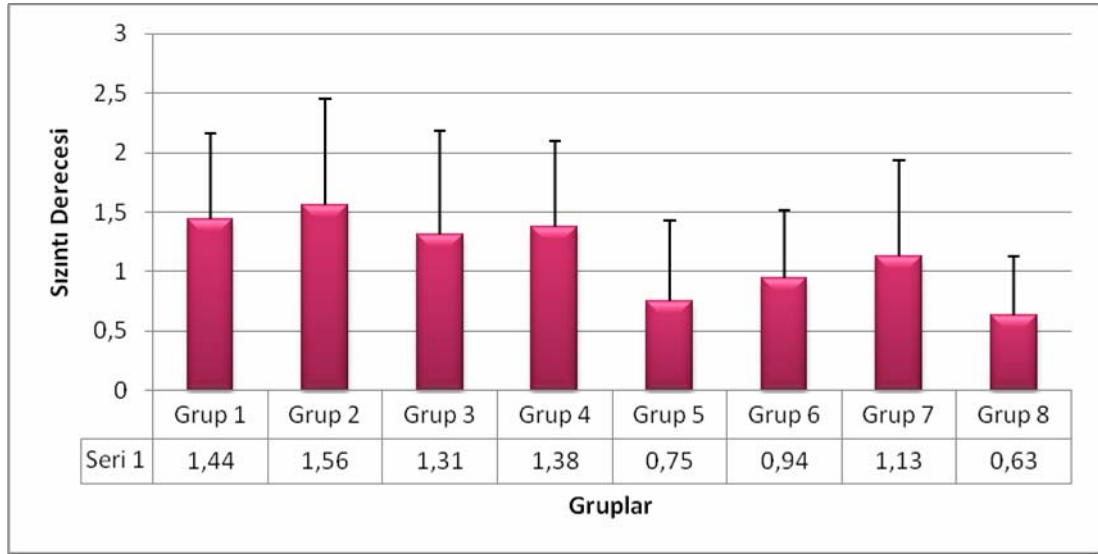
Taban maddesi uygulanmadan ve uygulanarak farklı yapıdaki kompozit rezinler ile restore edilmiş MOD kavitelerde, hiçbir restoratif materyalin ve taban maddesi uygulanmasının kenar sızıntısını tamamen engelleyemediği görülmüştür.

Gruplarda gözlenen kenar sızıntısı skor dağılımları Tablo 4.2.1’de gösterilmiştir.

Tablo 4.2.1. Grupların kenar sızıntısı skor dağılımları, ortalama ve standart sapmaları.

GRUPLAR	n	SIZINTI SKORLARI					Ortalama ve Standart Sapma
		0 (%)	1 (%)	2 (%)	3 (%)	4 (%)	
GRUP 1 (Filtek Supreme XT)	16	0 (0)	11 (68,75)	3 (18,75)	2 (12,5)	0 (0)	1,44±0,72
GRUP 2 (Filtek P60)	16	1 (6,25)	8 (50)	4 (25)	3 (18,75)	0 (0)	1,56±0,89
GRUP 3 (Filtek Silorane)	16	2 (12,5)	9 (56,25)	3 (18,75)	2 (12,5)	0 (0)	1,31±0,87
GRUP 4 (Filtek Z250)	16	1 (6,25)	9 (56,25)	5 (31,25)	1 (6,25)	0 (0)	1,38±0,71
GRUP 5 (Vitrebond+ Filtek Supreme XT)	16	6 (37,5)	8 (50)	2 (12,5)	0 (0)	0 (0)	0,75±0,68
GRUP 6 (Vitrebond+ Filtek P60)	16	3 (18,75)	11 (68,75)	2 (12,5)	0 (0)	0 (0)	0,94±0,57
GRUP 7 (Vitrebond+ Filtek Silorane)	16	3 (18,75)	9 (56,25)	3 (18,75)	1 (6,25)	0 (0)	1,13±0,80
GRUP 8 (Vitrebond+ Filtek Z250)	16	6 (37,5)	10 (62,5)	0 (0)	0 (0)	0 (0)	0,63±0,50

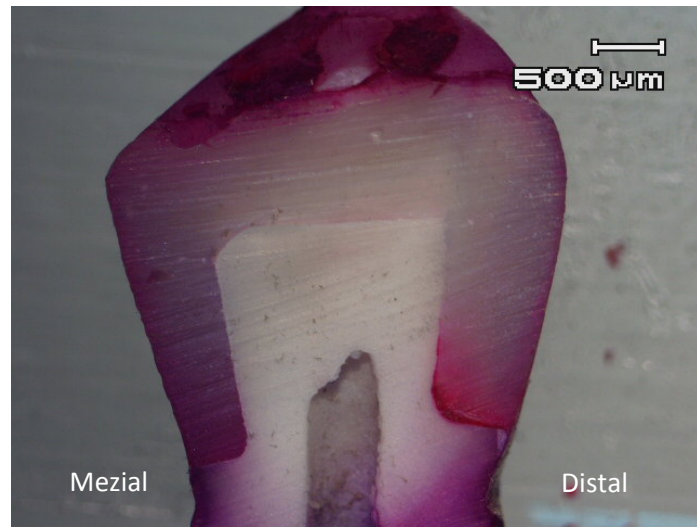
Restorasyonların hiçbirinde pulpaya ulaşan sızıntı (“4” skoru) gözlenmemiştir.



Şekil 4.2.1. Grupların kenar sızıntısı ortalamaları ve standart sapmalarının grafik ile gösterilmesi.

En fazla kenar sızıntısı Filtek P60 ile restore edilen Grup 2’de, en az kenar sızıntısı ise Vitrebond taban maddesi üzerine Filtek Z250 uygulanan Grup 8’de gözlenmiştir (Şekil 4.2.1).

Filtek Supreme XT ile restore edilen Grup 1’de sızıntının olmadığı “0” skoru gözlenmemiş, dişlerin hepsinde kenar sızıntısına rastlanmıştır. Skor dağılımları incelendiğinde dişlerin %68,75’inde “1”, %18,75’inde “2” skoru ve %12,5’inde “3” skoru saptanmıştır (Şekil 4.2.2).



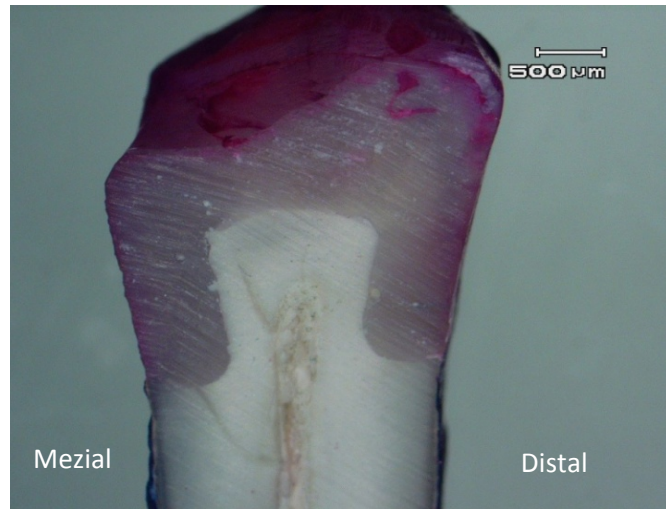
Şekil 4.2.2. Filtek Supreme XT ile restore edilen bir dişte mezial ve distalde “2” skorunun stereomikroskop altındaki görünümü (x40).

Filtek P60 ile restore edilen Grup 2’de ise dişlerin %6,25’ inde “0”, %50’sinde “1”, %25’ inde “2” ve %18,75’ inde “3” skoru gözlenmiştir. Bu grup en fazla kenar sızıntısı gözlenen gruptur (Şekil 4.2.3).



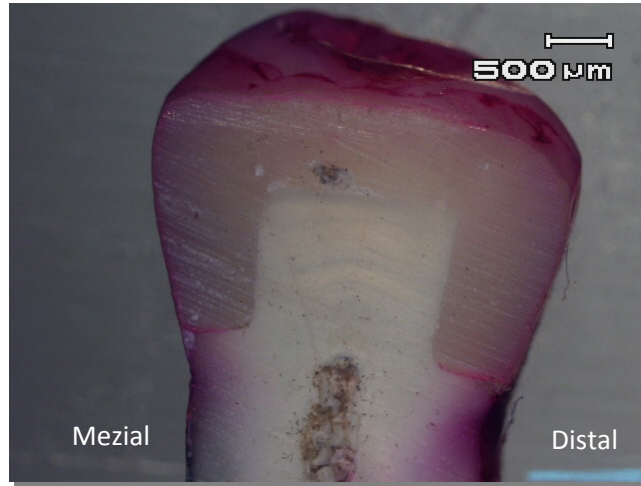
Şekil 4.2.3. Filtek P60 ile restore edilen bir dişte mezialde “3” ve distalde “2” skorunun stereomikroskop altındaki görünümü (x40).

Filtek Silorane ile restore edilen Grup 3’de, sızıntı değerleri Grup 2’de olduğu gibi 0, 1, 2 ve 3 arasındadır. Bu grupta da Grup 2’de olduğu gibi en fazla birinci dereceden sızıntı gözlenmiştir (%56,25). Dişlerin %12,5’i “0” skoru ile değerlendirilirken, %18,75’i “2”, %12,5’i de “3” skoru ile değerlendirilmiştir (Şekil 4.2.4).



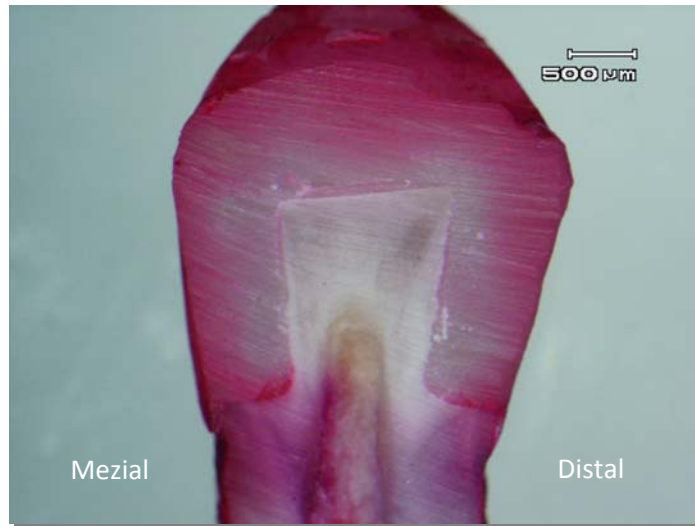
Şekil 4.2.4. Filtek Silorane ile restore edilen bir dişte mezial ve distalde “0” skorunun stereomikroskop altındaki görünümü (x40).

Filtek Z250 ile restore edilen Grup 4'de dişlerin %6,25'inde "0", %56,25'inde "1", %31,25'inde "2" ve %6,25'inde "3" skoru gözlenmiştir (Şekil 4.2.5).



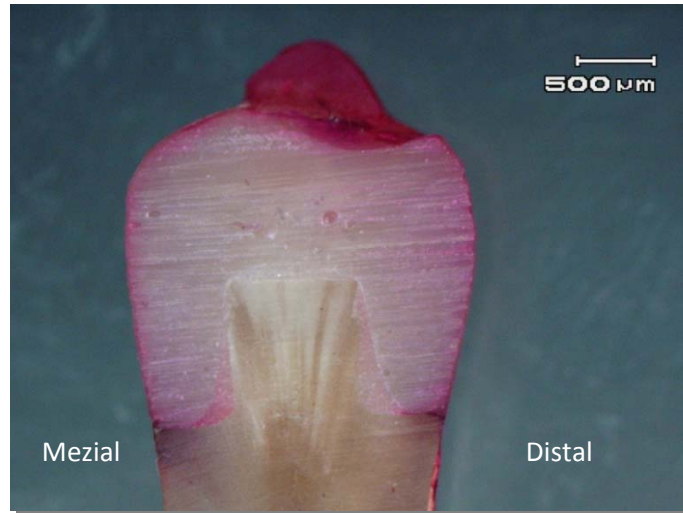
Şekil 4.2.5. Filtek Z250 ile restore edilen bir dişte mezial ve distalde "2" skorunun stereomikroskop altındaki görünümü (x40).

Vitrebond taban maddesi üzerine Filtek Supreme XT uygulanan Grup 5'teki dişlerde "0" (%37,5), "1" (%50) ve "2" (%12,5) skoru gözlenmiş, "3" ve "4" skoru gözlenmemiştir (Şekil 4.2.6).



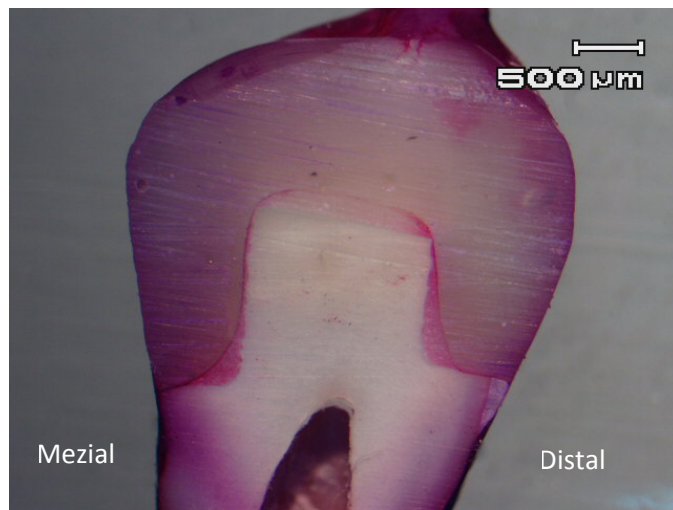
Şekil 4.2.6. Vitrebond taban maddesi üzerine Filtek Supreme XT uygulanarak restore edilen bir dişte mezial ve distalde "2" skorunun stereomikroskop altındaki görünümü (x40).

Vitrebond taban maddesi üzerine Filtek P60 uygulanan Grup 6'da da Grup 5'de olduğu gibi "3" ve "4" skoruna rastlanmamıştır. Dişlerin %18,75'inde "0", %68,75'inde "1" ve %12,5'inde "2" skoru gözlenmiştir (Şekil 4.2.7).



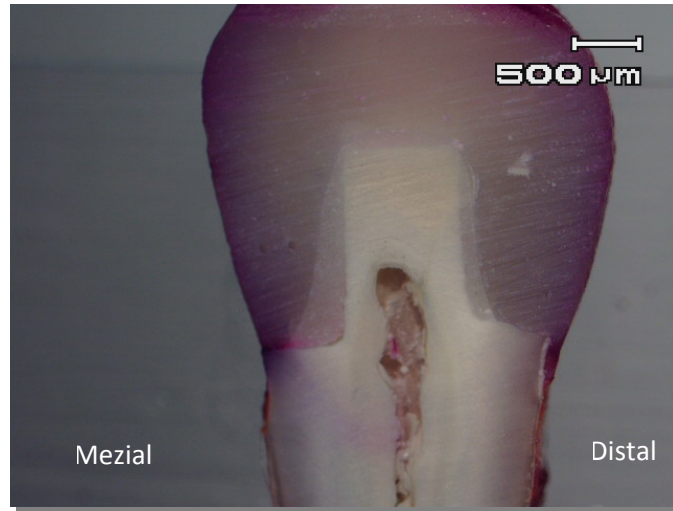
Şekil 4.2.7. Vitrebond taban maddesi üzerine Filtek P60 uygulanarak restore edilen bir dişte mezialde "2" ve distalde "1" skorunun stereomikroskop altındaki görünümü (x40).

Vitrebond taban maddesi üzerine Filtek Silorane uygulanan Grup 7'de en fazla "1" skoruna rastlanmıştır (%56,25). Dişlerin %18,75'inde "0", %18,75'inde "2" ve %6,25'inde "3" skoru gözlenmiştir (Şekil 4.2.8).



Şekil 4.2.8. Vitrebond taban maddesi üzerine Filtek Silorane uygulanarak restore edilen bir dişte mezial ve distalde "3" skorunun stereomikroskop altındaki görünümü (x40).

Vitrebond taban maddesi üzerine Filtek Z250 uygulanan Grup 8'de "2", "3" ve "4" skoruna rastlanmamıştır. Dişlerin %37,5'inde "0" ve %62,5'inde "1" skoru gözlenmiştir. Bu grup en az kenar sızıntısı gözlenen gruptur (Şekil 4.2.9).



Şekil 4.2.9. Vitrebond taban maddesi üzerine Filtek Z250 uygulanarak restore edilen bir dişte mezialde "1" ve distalde "0" skorunun stereomikroskop altındaki görünümü (x40).

Vitrebond taban maddesi üzerine Filtek Supreme XT uygulanan Grup 5'de Filtek Supreme XT ile restore edilen Grup 1'den, Filtek P60 ile restore edilen Grup 2'den ve Filtek Z250 ile restore edilen Grup 4'den daha az kenar sızıntısı gözlenmiştir. Aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0,003$).

Vitrebond taban maddesi üzerine Filtek Z250 uygulanan Grup 8'de gözlenen kenar sızıntısı ile Filtek Supreme XT ile restore edilen Grup 1, Filtek P60 ile restore edilen Grup 2, Filtek Silorane ile restore edilen Grup 3 ve Filtek Z250 ile restore edilen Grup 4'de gözlenen kenar sızıntıları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0,003$).

Taban maddesi kullanımı aynı kompozit rezinin kullanıldığı tüm gruplarda kenar sızıntısını azaltmıştır. Ancak Filtek Supreme XT ile restore edilen Grup 1 ile 5 ve Filtek Z250 ile restore edilen Grup 4 ile 8 dışında aynı

kompozit rezinin kullanıldığı grupların kenar sızıntıları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p>0,05$).

5. TARTIŞMA

Kompozit rezinler günümüz diş hekimliğinin en çok ilgi gören ve araştırılan materyallerindendir. Aşınma dirençleri, fiziksel ve estetik özellikleri son yıllarda oldukça geliştirilmiş olmasına rağmen polimerizasyon büzülmesi sorunu halen kompozit rezinlerin posterior dişlerde direkt kullanımını sınırlandırmaktadır (137). Polimerizasyon büzülmesi sonucunda diş dokularında mekanik stresler oluşmakta, bu stresler kaslarda harekete, kenar uyumunda başarısızlıklara ve kenar sızıntısına yol açmaktadır (138).

Kasp hareketi ve kenar sızıntısını değerlendirmek için yapılan çalışmalarda genellikle insan molar ve premolar dişleri tercih edilmektedir. Restoratif materyal uygulanmadan önce ve sonra dişler su, distile su, steril salin veya timol gibi çözeltilerde bekletilmektedir (139).

Üst premolar dişlerin anatomik kasp yüksekliklerinin fazla olması ve kavite açıldığında bu yüksekliğin daha da artması nedeni ile bu dişlerde zayıflayan ya da desteksiz kalan kasların diğer dişlere oranla daha fazla strese maruz kaldığı bilinmektedir (140).

Bu çalışmada, yeni çekilmiş insan üst premolar dişleri kullanılmış ve dişler çekim sonrası ve restorasyonlar uygulandıktan sonra distile suda bekletilmiştir.

Geniş kavite preparasyonu yapılmış dişlerin kaslarında, daha dar kavite preparasyonu yapılmış dişlerin kaslarına göre daha fazla hareket gözlemlendiği bildirilmiştir (114). Versluis ve diğ. (141), geniş restorasyonların, restorasyonda ve restorasyon-diş dokusu birleşiminde daha az strese neden olurken, diş dokusunda daha fazla strese neden olduğunu bildirmişlerdir. Özellikle marjinal sırtın kaybı ve kavite derinliğinin artması diş yapısını zayıflatıp kasların esnekliğinin artmasına neden olur (142,143). Bununla birlikte daha fazla hacimde kompozit rezin uygulanması da diş dokusuna iletilen büzülme kuvvetlerinin artmasına yol açar (108,141). Bu nedenle

kompozit rezinin polimerizasyon büzülmesine bağlı olarak meydana gelen kasp hareketini en iyi şekilde değerlendirebilmek için geniş MOD kaviterler hazırlanmaktadır (108,112,114).

Bu bilgilerin ışığında bu çalışmada da di  dokusunu zayıflatıp kasp hareketini daha iyi değerlendirebilmek için üst premolar di lere geniş ve derin MOD kaviterler hazırlanmıştır. Klinikte bu tür büyük kavitelere sıklıkla amalgam dolgu yenilenmesi gerektiği durumlarda rastlanmaktadır. Günümüzde bu kavitelere direkt kompozit restorasyonların uygulanması adeziv ve restoratif sistemlerde meydana gelen gelişmeler, hastaların estetik restorasyonlara olan ilgilerinin artması ve benzer materyallerle yapılmış indirekt restorasyonlara göre daha ekonomik olmaları nedeniyle artmıştır.

Derin ve geniş kaviterlerde restorasyon altında, termal bariyer oluşturmak ve restoratif materyalden dentine ulaşan lokal streslerin dağıtılmasını sağlamak amacıyla taban maddeleri kullanılmaktadır (144). Ancak günümüzde kompozit restorasyonlarla birlikte taban maddesi kullanımı konusunda farklı görüşler ileri sürülmektedir.

Hotta ve Aono (145) ve Peliz ve diğ. (146) yaptıkları çalışmaların sonucunda taban maddesi olarak cam iyonomer siman kullanımının kaviteye uyumu olumsuz etkilediğini ve boşluk oluşumunu arttırdığını bildirmişlerdir.

Opdam ve diğ. (147) taban maddesi olarak rezin modifiye cam iyonomer siman kullandıkları ve taban maddesi uygulanmadan sadece etch&rinse adeziv sistem uygulayarak yaptıkları kompozit restorasyonların 9 yıllık klinik takibi sonucunda, taban maddesi uygulanan dişlerde daha fazla restorasyon kırığına rastlandığını rapor etmişlerdir.

Randall ve Wilson (148) ve Mj r (12) ise kompozit rezin altında taban maddesi olarak cam iyonomer siman uygulanıp ve uygulanmamasının kenar uyumu ve ikincil çürük oluşumunu  nleme açısından benzer sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir.

Aboush ve Torabzadeh (149) cam iyonmer siman taban maddesi uygulanarak ve uygulanmayarak yapılan II. sınıf kompozit restorasyonların 1 yıl sonunda benzer klinik performans gösterdiğini rapor etmişlerdir.

Costa ve diğ. (150) preparasyon sonrasında sağlam derin dentin dokusunun bulunduğu durumda pulpanın iyileşmesini sağlamak ve pulpayı asitin olumsuz etkilerinden korumak amacıyla cam iyonmer simanların taban maddesi olarak kullanılmasının gerekli olduğunu bildirmişlerdir. Bununla beraber rezin modifiye cam iyonmer simanlar geleneksel cam iyonmer simanlardan daha az nem hassasiyetine sahip olmaları, daha kolay uygulanmaları ve gelişmiş mekanik özellikleri nedeniyle kompozit restorasyonların altında taban maddesi olarak tercih edilmektedirler (151).

Bu tez çalışmasında taban maddesi uygulanmasının kasp hareketi ve kenar sızıntısına etkisini değerlendirebilmek amacıyla grupların yarısında rezin modifiye cam iyonmer siman taban maddesi uygulanırken, diğer yarısında uygulanmamıştır.

Kenar sızıntısının önlenmesinde diş dokusu ve restorasyonun bağlanmasını sağlayan adeziv sistemlerin etkisi büyüktür (47). Robinson ve diğ. (152) adeziv sistemler ve kompozit rezinlerin birbirleri arasında değiştirilerek kullanılmasının kenar sızıntısını arttırdığını bildirmişlerdir. Bu çalışmada her kompozit rezin kendi üretici firmasının önerdiği adeziv sistem ile beraber kullanılmıştır.

Kasp hareketinin değerlendirildiği çalışmalarda, restorasyondan önce dişlere matriks bandı yerleştirilmesi ile ilgili farklı uygulamalar söz konusudur.

MOD kavite hazırlanmış dişlere matriks bandı uygulanmasının yaklaşık 22 µm kasp hareketine neden olduğunu bildiren çalışmalar mevcuttur (152,153). MOD kavitelerde kasp hareketlerinin değerlendirildiği *in vitro* çalışmalarda, kasplarda gerilime neden olmamak için matriks bandı kullanılmadığı görülmüştür (110,138). Taha ve diğ. (11) de kasp hareketini

değerlendirdikleri çalışmalarında dişlere matriks bandı uygulamamışlardır. Bir diğer araştırmada ise dişlere taşıyıcı uygulamadan matriks bandı ile restorasyonları tamamlamışlardır (4).

Meredith ve Setchell (108) taşıyıcı ile dişlere şeffaf matriks bandı uygulanmasının ve dişlerden uzaklaştırılmasının diş kasplarında ölçülebilir bir harekete neden olmadığını bildirmişlerdir.

Bu tez çalışmasında dişlere şeffaf matriks bandı uygulanarak restorasyonlar yapılmıştır.

Araştırmacılar çok koyu ve çok açık renkli kompozitlerde opasite artışı olduğunu, bunun da ilave polimerizasyon süresi gerektirdiğini, standart renklere polimerizasyon süresinin kısalıp, koyu renkli kompozitlere göre daha fazla polimerizasyon büzülmesi meydana geldiğini bildirmişlerdir (97,154). Araujo ve diğ. (155) II. sınıf kavitelere uygulanan farklı renklere kompozit rezinlerin kenar sızıntısına etkilerini değerlendirdikleri çalışmalarında, kompozit rezinin renginin kenar sızıntısını etkilemediği sonucuna varmışlardır. Çalışmamızda standardizasyonu sağlamak amacı ile A3 renginde kompozit rezinler kullanılmıştır.

Kompozit rezinin tabakalama yöntemi ile uygulanması, polimerize edilen kompozit kütlesini ve büzülme streslerini azalttığı için önerilmektedir (156). Literatürde, tabakalama yönteminin polimerizasyon büzülmesini, boşluk oluşumunu ve kasp hareketini azalttığını gösteren birçok çalışma mevcuttur (4,157-159). Segura ve Donly (160) kompozit rezinin bukkolingual tabakalar şeklinde uygulanmasının okluzogingival tabakalar şeklinde uygulanması ya da tek bir parça halinde uygulanmasından çok daha az kasp hareketine neden olduğunu bildirmişlerdir.

Bu çalışmada, konuyla ilgili daha önceden yapılmış *in vitro* çalışmalar ile uyumlu olarak (9,112,116,161,162), hazırlanan geniş MOD kavitelere aproksimal yüzeylere 3'er ve okluzal yüzeye 2 tabaka olacak şekilde, her bir

tabaka kalınlığı 2 mm'den fazla olmayan 8 tabaka kompozit rezin oblik yönde uygulanmıştır. Her bir tabaka LED ışık kaynağı ile üretici firmanın önerileri doğrultusunda polimerize edilmiştir.

Mills ve diğ. (163) LED ışık kaynaklarının farklı yapıdaki üç kompozit rezinde oluşturdukları polimerizasyon derinliğinin halojenlerden daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca kablosuz ve taşınabilir olmaları, hafif olmaları ve sabit ışık gücüne sahip olmaları nedeniyle de sıklıkla tercih edilmektedirler (164).

Bu çalışmada kasplar arası mesafe ölçümünün her ölçüm zamanında aynı noktadan yapılabilmesi için dişlerin bukkal ve lingual kasp tepelerinde akışkan kompozit rezin ile rehber noktaları oluşturulmuştur. Benzer şekilde Gonzales Lopez ve diğ. (4,111) ve Campos ve diğ. (165) de kasplar arasındaki mesafeyi ölçebilmek için dişlerin bukkal ve lingual kasp tepelerine 1,5mm çapında cam toplar yerleştirmişlerdir.

Kaviteler hazırlandıktan sonra desteksiz kasplar arasındaki değişiklikleri saptamak amacı ile tekrar ölçüm yapılmıştır (166).

Kasp hareketinin stabil hale gelmesi için kompozit rezinin polimerize edilmesinden sonra 3-5 dakika beklenmesi gerektiği bildirilmiştir (110,138). Bu çalışmada da restorasyonlar ışık ile polimerize edildikten 5 dakika sonra ölçüm yapılmıştır.

Alomari ve diğ. (138) kompozit restorasyonlar uyguladıkları dişlerde, kasplarda meydana gelen stres serbestleşme miktarını 24 saat ve 48 saat sonra yaptıkları ölçümler ile değerlendirmişlerdir. Yapılan çalışmalarda kasplarda meydana gelen hareketin restorasyonlar tamamlandıktan 48 saat sonrasına kadar devam edebileceği rapor edilmiştir (143, 167).

Bu çalışmada, kaviteler hazırlandıktan sonra diş kasplarında meydana gelen hareket, diş dokusunun bütünlüğünün bozulması sonucunda kaspların

hareket kabiliyeti kazanması ile açıklanabilir. Gruplarda meydana gelen kasp hareketleri arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamsız bulunması ise tüm gruplardaki dişlerin bukkopalatinal genişliklerinin ortalamasının benzer olmasına ve açılan kavitelerin standart olmasına bağlı olabilir.

Çalışmamızda değerlendirilen kompozit rezinlerin tümü dişlerde kasp hareketine neden olmuştur.

Monteiro ve diğ. (168) Filtek P90 siloran esaslı kompozit rezin ve metakrilat esaslı kompozit rezinlerin hacimsel polimerizasyon büzölmeleri arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu, Filtek P90'ın daha az polimerizasyon büzölmesi gösterdiğini bildirmişlerdir.

Laughlin ve Sakaguchi (169) deneysel siloran esaslı kompozitin Filtek Z250'den daha az kasp hareketine neden olduğunu rapor etmişlerdir.

Geniş MOD kavitelere uygulanan Filtek Z100, Filtek Z250 ve deneysel oksiran ve siloran esaslı kompozitlerin kasp hareketine etkilerinin değerlendirildiği *in vitro* bir çalışmada, metakrilat esaslı kompozit rezinlerin (Filtek Z100, Filtek Z250) kullanıldığı gruplarda sonuçların benzer olduğu fakat oksiran ve siloran esaslı kompozit rezinlerin kullanıldığı gruplarda kasp hareketinin önemli ölçüde azaldığı bildirilmiştir. Araştırmacılar bu sonucun, bu kompozit rezinlerdeki serbest radikaller ve katyonik türler arasındaki polimerizasyon reaksiyonlarının farklı olmasına bağlı olabileceğini bildirmişlerdir (116).

Çalışmamızda da taban maddesi uygulanmayan gruplarda tüm ölçüm zamanlarında Filtek Silorane, tüm metakrilat esaslı kompozit rezinlerden daha az kasp hareketine neden olmuştur.

Bu durum silorane esaslı kompozitlerin polimerize olurken, "halka-açılımlı" monomerlerin açılıp birbirlerine bağlanmaları, düzleşip, birbirlerine doğru uzamalarından kaynaklanıyor olabilir.

Bu çalışmada taban maddesi uygulanmadan metakrilat esaslı kompozit rezinlerin kullanıldığı gruplarda meydana gelen kasp hareketleri arasındaki farklar, 5 dakika sonra yapılan ölçüm hariç, diğer tüm ölçüm zamanlarında istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur. Bu sonuç kullanılan kompozit rezinlerin içerikleri ve doldurucu oranlarının benzer olmasından kaynaklanıyor olabilir. Tüm ölçüm zamanlarında en yüksek kasp hareketi değerleri Filtek P60 uygulanan dişlerde gözlenmiştir. Bu bulgular Fleming ve diğ.nin (162) Filtek P60'ın Z250'den, Cara ve diğ.nin (9) ise Filtek P60'ın Filtek Supreme'den daha fazla kasp hareketine neden olduğunu fakat bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını gösterdikleri çalışmalarının bulguları ile uyumludur.

Filtek Supreme XT'nin içeriğinde TEGDMA olmasına rağmen Filtek P60'dan daha az kasp hareketine neden olması içeriğindeki nanodolduruculardan kaynaklanıyor olabilir (9). Nanodolduruculu kompozit rezinlerin matrikslerinde bulunan nanopartiküllerin, kompozit rezinin viskozitesini azaltarak, polimerizasyon büzülmesi ve büzülme streslerinde azalmaya neden olduğu rapor edilmiştir (170).

II. sınıf kaviteilerin restorasyonunda kullanılan kompozit rezin hacminin azaltılmasıyla, kompozit rezinde meydana gelecek polimerizasyon büzülmesi de azaltılabilir (171).

Cara ve diğ. (9) üst premolar dişlere hazırladıkları geniş MOD kaviteileri, taban maddesi olarak akışkan kompozit rezin uygulayarak ve uygulamayarak restore etmişler ve taban maddesi kullanımının kasp hareketini azalttığını bildirmişlerdir.

Başka bir çalışmada kompozit restorasyonların altında taban maddesi olarak cam iyonomer siman uygulanmasının polimerizasyon büzülme streslerini azalttığı rapor edilmiştir (172). Ancak Taha ve diğ. (11) kanal tedavisi uygulanmış üst premolar dişlere hazırlanan geniş MOD kaviteilerde

kompozit restorasyon altında rezin modifiye cam iyonomer siman taban maddesi uygulanmasının uygulanmamasına göre kasp hareketini azalttığını, ancak aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını rapor etmişlerdir.

Rezin modifiye cam iyonomer siman taban maddesi uygulanmasının ışııkla polimerize olan kompozit rezinin hacimsel polimerizasyon büzülmesini yaklaşık % 61 azalttığı belirtilmiştir (173).

McCulloch ve Smith (174) kompozit rezin altında taban maddesi olarak cam iyonomer siman uygulanmasının kasp hareketini yaklaşık 5 μm azalttığını belirtmişlerdir. Aynı araştırmacılar diğer bir çalışmalarında taban maddesi kullanılmadan restorasyon uygulandığında, diş kasplarında yaklaşık 15 μm hareket gözlenirken, cam iyonomer siman taban maddesi kullanımı ile bu değerin yaklaşık 5 μm olduğunu rapor etmişlerdir (175).

Alomari ve diğ. (138), taban maddesi uygulanmayan ve taban maddesi olarak akışkan kompozit rezin ve rezin modifiye cam iyonomer siman uygulanan kavitelere en fazla kasp hareketinin taban maddesi uygulanmayan grupta, en az kasp hareketinin ise taban maddesi olarak rezin modifiye cam iyonomer siman uygulanan grupta meydana geldiğini rapor etmişlerdir. Aynı çalışmada polimerizasyondan 5 dakika sonra yapılan ölçümde cam iyonomer taban maddesi kullanılan grupta kasp hareketi miktarı yaklaşık % 50 azalırken, 24 saat sonra yapılan ölçümde bu değer taban maddesi uygulanmayan gruptan % 43 daha az bulunmuştur.

Bu çalışmaların bulgularıyla uyumlu olarak bizim çalışmamızda da rezin modifiye cam iyonomer siman taban maddesi uygulanan gruplardaki kasp hareketinin daha az olduğu gözlenmiştir.

Bu çalışmada kullanılan rezin modifiye cam iyonomer simanın (Vitrebond), elastisite modülü değeri 1.1 GPa ve polimerizasyon büzülmesi hacimce % 2.3'tür (176). Hacimsel polimerizasyon büzülmesi ve elastisite modülü, diş yapılarındaki stres ve kasp hareketi üzerinde zıt etkilere sahiptir.

Bu durum cam iyonomer siman taban maddesi uygulanan gruplarda daha az kasp hareketi meydana gelmesini açıklamaktadır.

Bu tez çalışmasında grupların hiçbirinde kasplar arası mesafenin başlangıç haline dönmediği gözlenmiştir. Bu durum hazırlanan kavitelerin geniş olmasına ve dişlerin suda bekletilme süresinin kasplar arası mesafenin eski haline dönmesine yetecek kadar uzun olmamasına bağlı olabilir.

Ferracane ve Condon (177) kompozit rezinin su emiliminin doyuma ulaşmasının uzun süreceğini ve bu sürenin uzamasının stres azalmasını olumsuz yönde etkilediğini bildirmişlerdir.

Su emilimi, kasplar arası mesafenin başlangıç haline dönmesini büyük ölçüde etkiler. Kasplar arası mesafenin hemen hemen ya da tamamen başlangıç haline dönmesinin yaklaşık iki hafta sürdüğü, ve bu durumun orta ve büyük boyutlu kavitelerde değil küçük boyutlu kavitelerde mümkün olduğu bildirilmiştir (114,160).

Diğer bir çalışmada kasplar arası mesafenin tamamen eski haline dönemeyeceği ancak kasp hareketi miktarının yaklaşık 1/3'ü kadar geri dönüş gerçekleşebileceği bildirilmiştir (138).

Bizim çalışmamızda da Filtek Silorane kullanılan gruplar hariç diğer tüm gruplarda restorasyonlar uygulandıktan 5 dakika sonra yapılan ölçümle karşılaştırıldığında 24 saat ve 48 saat sonra yapılan ölçümlerde kasplar arasındaki mesafenin artıp, başlangıç haline yaklaştığı gözlenmiştir. Bu durum kullanılan metakrilat esaslı kompozit rezinler ile Filtek Silorane'ın su emilimi özelliklerinin, doyuma ulaşma zamanlarının ve kapasitelerinin farklı olmasına bağlı olabilir. Palin ve diğ. (178) siloran esaslı kompozit rezinlerin su emiliminin, metakrilat esaslı kompozit rezinlerden daha düşük olduğunu bildirmişlerdir.

Bitirme ve polisaj işlemi, kompozit restorasyonların estetik özelliklerini ve kullanım ömrünü etkileyen en önemli aşamalardandır (179). Kompozit restorasyonlarda oluşabilecek sızıntıyı önlemede de bitirme ve polisaj işlemlerinin etkili olduğu bilinmektedir (180). Yu ve diğ. (181), bitirme yöntemlerinin sızıntı üzerine etkilerini inceledikleri araştırmalarında, kuru polisaj diskleri ile sızıntının arttığını bildirmişler ve su soğutması altında tungsten karbit bitirme frezleri kullanılmasını önermişlerdir. Yazıcı ve diğ. (182) polisaj işleminin restorasyon tamamlandıktan 24 saat sonra yapılmasının kompozit rezinin yüzey sertliğini arttırdığını bildirmişlerdir. Bu çalışmada tüm gruplarda, bitirme ve polisaj işlemleri, restorasyonlar tamamlandıktan 48 saat sonra, su soğutması altında, elmas bitirme frezleri ve Sof-Lex polisaj diskleri kullanılarak yapılmıştır.

Ağız içerisinde, restorasyonlar devamlı olarak sıcaklık ve pH değişimlerine maruz kalmaktadır. Diş dokusu ve restoratif materyalin ısısal genleşme katsayılarının farklı olmasına bağlı olarak termal stresler ara yüzde boşluk oluşumuna ve sonrasında kenar sızıntısına neden olabilirler. Kenar sızıntısı testlerinden önce ağız içi koşullarını taklit edebilmek amacıyla dişlere termal ve mekanik yük siklusu uygulanabilir (183). Ancak bazı araştırmacılar, restorasyonlar bitirildikten hemen sonra dişlere termal siklus uygularken, bazıları ise dişleri 1 saatten 1 yıla kadar değişen sürelerde suda beklettikten sonra termal siklus uygulamaktadırlar(184). Sadek ve diğ.(185) dişlerin termal siklus öncesi 24 saat ya da 3 ay suda bekletilmesinin kenar sızıntısı sonuçlarını etkilemediğini bildirmişlerdir.

Yapılan çalışmalarda uygulanan siklus sayısı 250'den 5000'e kadar büyük bir değişkenlik göstermektedir (9,186,187). Dişlere termal siklus uygulanıp uygulanmamasının ve farklı termal siklus sayılarının kenar sızıntısı bulgularına etki etmediğini gösteren pek çok çalışma vardır (188,189) .

Pazinatto ve diğ. (187) termal siklus uygulanmayan ve 500, 1000, 2500 ve 5000 kez termal siklus uygulanan dişlerde meydana gelen kenar

sızıntısı değerleri arasında fark olmadığını, yapılan termal siklus sayısının kenar sızıntısı derecesini etkilemediğini bildirmişlerdir. Crim ve Garcia-Godoy (190), dişlerin termal banyolarda bekletilme süresi ve farklı siklus sayısının, kompozit restorasyonların kenar sızıntıları üzerindeki etkilerinin önemsiz olduğunu bildirmişlerdir.

Crim ve diğ. (191), yaptıkları başka bir kenar sızıntısı çalışmalarında, dişlerin termal banyolarda kalış süresinin, boya penetrasyon derecesini etkilemediğini göstermişlerdir.

Bu çalışmada dişler termal banyolarda 1'er dakika süre ile bekletilmiş ve termal siklus 1000 kez tekrarlanmıştır.

Kompozit rezinlerde kenar sızıntısı genellikle boya penetrasyon yöntemi ile araştırılmaktadır (192,193). Hilton (194), farklı partikül büyüklüğüne sahip bir çok boyanın, kenar sızıntısını değerlendirmek için kullanılabildiğini ancak bu farklı boyaların, sonucu etkilemediğini ve hepsinin kullanılabileceğini bildirmiştir.

Türkün ve Ergücü (139), 1997 ve 2002 yılları arasında yayınlanmış 84 *in vitro* sızıntı çalışmasını değerlendirdikleri araştırmalarında, yapılan çalışmaların % 40.8'inde bazik fuksin, % 26.5'inde gümüş nitrat ve % 20'sinde metilen mavisinin kullanıldığını bildirmişlerdir. Boyada kalma süresinin ise, bazik fuksin için 24 veya 48 saat, gümüş nitrat için 2 saat ve metilen mavisi için 4 saat olduğunu rapor etmişlerdir.

Bu tez çalışmasında, termal siklus işleminden sonra, tüm dişler % 0.5'lik bazik fuksin çözeltisi içerisinde 24 saat bekletilmiştir.

Kenar sızıntısı, özellikle derin II. sınıf kavitelerde, en sık karşılaşılan sorunlardan biridir. Kenar sızıntısının değerlendirildiği çalışmalar incelendiğinde, materyal seçiminin kenar uyumu ve kenar sızıntısını etkileyen en önemli faktörlerden biri olduğu görülmektedir (195-197).

Literatürde siloran esaslı kompozit rezinin metakrilat esaslı kompozit rezinlerden daha az kenar sızıntısına neden olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur (198-200) .

Ernst ve diğ. (201) ise siloran esaslı kompozit rezin ile metakrilat esaslı kompozit rezinin kenar sızıntısı değerlerinin benzer olduğunu rapor etmiştir.

Bizim çalışmamızda da taban maddesi uygulanmayan gruplarda Filtek Silorane ile restore edilen dişlerde meydana gelen kenar sızıntısı ile metakrilat esaslı kompozit rezinlerle restore edilen dişlerde meydana gelen kenar sızıntısı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Hardan ve diğ. (202) ve Sadeghi (203), II. sınıf kavitelere uyguladıkları Filtek Z250 ve Filtek Supreme restorasyonların benzer kenar sızıntısı sonuçları gösterdiğini rapor etmişlerdir.

Cara ve diğ. (9) Filtek P60 ve Supreme ile, Fleming ve diğ.(162) ve Tredwin ve diğ. (204) ise Filtek P60 ve Z250 ile II. sınıf restorasyonlar uyguladıkları dişlerde gözlenen kenar sızıntısı değerleri arasında anlamlı bir farklılık olmadığını bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızın bulguları da bu çalışmaların bulguları ile uyumludur.

Adeziv sistemlerin kenar sızıntısına etkilerini değerlendiren çalışmaların sonuçları çelişkilidir.

Self-etch adeziv sistemlerin etch&rinse adeziv sistemlerden daha fazla kenar sızıntısına neden olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur (205,206).

II. sınıf kavitelere self-etch adeziv sistem ve tek şişe etch&rinse adeziv sistemin kenar sızıntısına etkilerinin değerlendirildiği bir çalışmada, self-etch adeziv sistem uygulanan dişlerde daha yüksek sızıntı skorlarına rastlandığı rapor edilmiştir (207).

Owens ve Johnson (208) V. sınıf kavitelerde adeziv sistemlerin kenar sızıntısına etkilerini incelemişler ve etch&rinse adezivlerin self-etch adezivlere göre daha az kenar sızıntısına neden olduğunu bildirmişlerdir.

Diğer bir çalışmada tek aşamalı self-etch adeziv sistemlerin, iki aşamalı self-etch adeziv sistemler ve etch&rinse adeziv sistemlerden daha fazla kenar sızıntısına neden olduğu rapor edilmiştir (209) .

Bununla birlikte self-etch ve etch&rinse adeziv sistemlerin kenar sızıntısına etkilerinin benzer olduğunu bildiren çalışmalar da mevcuttur (210-212).

Deliperi ve diğ. (213) adeziv sistem ve uygulama tekniğinin kenar sızıntısına etkisi olmadığını bildirmişlerdir. Santini ve diğ. (214) mine kenarlarında, Owens ve diğ. (215) ise dentin kenarlarında meydana gelen kenar sızıntısının self-etch ve etch&rinse adeziv sistem uygulanan gruplarda benzer olduğunu rapor etmişlerdir.

Bizim çalışmamızda Filtek Supreme XT, P60 ve Z250 üretici firmalarının önerdiği etch&rinse adeziv sistem ile, Filtek Silorane ise kendi self-etch adeziv sistemi ile beraber kullanılmış ve gruplarda gözlenen kenar sızıntısı değerleri arasındaki fark anlamsız bulunmuştur.

Kompozit restorasyonların kenar uyumunu artırıp kenar sızıntısını azaltabilmek için Aboushala ve diğ. (10) taban maddesi olarak cam iyonomer siman kullanımını, Kakaboura ve diğ. (216) akışkan kompozit rezin kullanımını, Chan ve Swift (217) ise taban maddesi uygulanmadan adeziv sistemlerin kullanımını önermişlerdir.

Prati ve Montanari (218) V. sınıf kavitelerde taban maddesi olarak cam iyonomer siman uygulanan dişlerde uygulanmayan dişlerden daha fazla kenar sızıntısı meydana geldiğini bildirmişlerdir. Benzer şekilde Perkins ve

diğ. (219) de taban maddesi olarak cam iyonomer siman kullanımının kenar sızıntısını azaltmadığını rapor etmişlerdir.

Yapılan birçok çalışma ise rezin modifiye cam iyonomer simanların kompozit restorasyonların altında taban maddesi olarak kullanımının polimerizasyon büzülme streslerini, kasp hareketini, kenar sızıntısını, boşluk oluşumunu ve ikincil çürük oluşması riskini azalttığını göstermiştir (138,172,173,220,221).

Loguercio ve diğ. (222) II. sınıf kaviterlerde taban maddesi olarak cam iyonomer siman veya akışkan kompozit rezin kullanımının kenar sızıntısına etkilerini inceledikleri çalışmalarında, en düşük kenar sızıntısı skorlarının cam iyonomer siman kullanılan grupta gözlendiğini bildirmişlerdir.

Chuang ve diğ. (151) derin II. sınıf kaviterlerde rezin modifiye cam iyonomer siman kullanımının kenar sızıntısını azalttığını rapor etmişlerdir.

Taha ve diğ. (11) kanal tedavisi uygulanmış üst premolar dişlere hazırlanan geniş MOD kaviterlerde kompozit restorasyon altında rezin modifiye cam iyonomer siman taban maddesi uygulanmasının taban maddesi uygulanmamasına göre kenar sızıntısını önemli ölçüde azalttığını rapor etmişlerdir.

Bizim çalışmamızda da, taban maddesi olarak rezin modifiye cam iyonomer siman kullanımının tüm gruplarda kenar sızıntısını azalttığını gözlenmiştir.

Çalışmamızda Filtek Silorane ile restore edilen dişlerde daha az kasp hareketi meydana geldiği halde kenar sızıntısı sonuçlarının metakrilat esaslı kompozitlerle restore edilen dişlerle benzer olması Filtek Silorane ile kullanılan adeziv sisteme bağlı olabilir.

Self-etch primerlerin fosforik asitten daha yüksek pH'a sahip olmaları, dolayısıyla mineyi iyi pürüzlendirememeleri ve etch&rinse sistemlere göre daha ince smear tabakası oluşturmaları kenar sızıntısının fazla olmasına neden olabilmektedir. Hafif etkili self-etch adezivler submikron boyutta oldukça yüzeyel bir hibrit tabakası oluşturan ve tüm self-etch adeziv sistemler içerisinde pH'sı en yüksek olan adezivlerdir (223,224). Silorane Adeziv Sistem de hafif etkili self-etch adeziv grubundandır. Bu özellikler Filtek Silorane'da meydana gelen kenar sızıntısını açıklamaktadır.

Palin ve diğ. (116) deneysel oksiran ve siloran esaslı kompozit rezinler ve metakrilat esaslı Filtek Z100 ve Filtek Z250 kompozit rezinlerin kasp hareketi ve kenar sızıntısına etkilerini araştırdıkları *in vitro* çalışmalarında, oksiran ve siloran esaslı kompozit rezinlerin daha az kasp hareketine neden olmalarına rağmen kenar sızıntısını tamamen önleyemedikleri sonucuna varmışlardır. Siloran esaslı kompozit rezin ile restore edilen dişlerde Filtek Z250 ile restore edilen dişlerden daha az kenar sızıntısı gözlenmiştir. Araştırmacılar bu sonucun siloran esaslı kompozit rezinin daha az kasp hareketine ve diş- restorasyon arayüzeyinde daha az strese neden olmasına bağlı olabileceğini bildirmişlerdir. Siloran esaslı kompozit rezinin Filtek Z100'den daha az kasp hareketine neden olmasına rağmen benzer kenar sızıntısı sonuçları vermesini ise polimerizasyon büzülmesinin sadece hacimsel büzülmeye değil diş-restorasyon arayüzeyindeki bağlanmaya da bağlı olduğu şeklinde açıklamışlardır.

Taha ve diğ. (11) de kasp hareketi ve kenar sızıntısını değerlendirdikleri araştırmalarında çok az kasp hareketi gözlenen dişlerde kenar sızıntısı gözlenmesinin diş-restorasyon ara yüzeyindeki bağlanma ile ilgili olabileceğini bildirmişlerdir.

Bu tez çalışmasında taban maddesi uygulanmadan ve uygulanarak farklı yapıdaki dört kompozit rezin ile restore edilmiş MOD kavitelere kasp hareketi ve kenar sızıntısı *in vitro* koşullarda incelenmiştir. Ancak *in vitro*

alışmalar ağız içi koşulları hiçbir zaman tam olarak taklit edemez, sadece materyal ve yöntemlerin klinik performansları ile ilgili yorumlarda bulunmamıza yardımcı olurlar. *In vitro* alışmaların yapılan klinik veya *in vivo* alışmalarla desteklenmesi gerekmektedir. Bu nedenle bu konuyla ilgili klinik takiplere ve *in vivo* alışmalara ihtiyaç vardır.

6. SONUÇLAR

Bu *in vitro* çalışmada;

- 1) Farklı yapıdaki kompozit rezinlerin ve taban maddesi kullanımının kasp hareketini ve kenar sızıntısını etkilediği,
- 2) Filtek Silorane'ın metakrilat esaslı kompozitlerden daha az kasp hareketine neden olduğu,
- 3) Taban maddesi uygulanmasının kasp hareketini azalttığı,
- 4) Taban maddesi uygulandıktan sonra Filtek Silorane ile restore edilen dişlerde neredeyse hiç kasp hareketi gözlenmediği,
- 5) En fazla kasp hareketinin restorasyonlar uygulandıktan 5 dakika sonra gerçekleştiği, 24 saat ve 48 saat sonra kasplar arası mesafenin arttığı ve başlangıç haline yaklaştığı,
- 6) Taban maddesi uygulanmayan dişlerde kenar sızıntısı değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmadığı,
- 7) Taban maddesi uygulanmasının kenar sızıntısını azalttığı,
- 8) Filtek Silorane'ın, metakrilat esaslı kompozitlere göre dişlerde daha az kasp hareketine neden olurken, benzer kenar sızıntısı değerleri gösterdiği,

sonucuna varılmıştır.

KAYNAKLAR

1. Dayangaç, B. (2000). Kompozit Rezin Restorasyonlar. Güneş Kitabevi.
2. Arıkan, S. (2005) Posterior Kompozit Restorasyonlar. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 8(1).
3. Hickel, R., Dasch, W., Janda, R., Tyas, M., Anusavice, K. (1998) New direct restorative materials. FDI Commission Project. *International Dental Journal*, 48 (1), 3-16.
4. Gonzalez Lopez, S., Lucena-Martin, C., De Haro-Gasquet, F., Vilchez-Diaz, M.A., De Haro-Munoz, C. (2004) Influence of different composite restoration techniques on cuspal deflection: an in vitro study. *Operative Dentistry*, 29 (6), 656-660.
5. Çetin, A.R., Ünlü, N. (2009) One-year clinical evaluation of direct nanofilled and indirect composite restorations in posterior teeth. *Dental Materials Journal*, 28 (5), 620-626.
6. Jackson, R.D., Morgan, M. (2000) The new posterior resins and a simplified placement technique. *Journal of American Dental Association*, 131 (3), 375-383.
7. Manhart, J., Kunzelmann, K.H., Chen, H.Y., Hickel, R. (2000) Mechanical properties of new composite restorative materials. *Journal of Biomedical Materials Research*, 53 (4), 353-361.
8. Papadogiannis, D., Tolidis, K., Lakes, R., Papadogiannis, Y. (2011) Viscoelastic properties of low-shrinking composite resins compared to packable composite resins. *Dental Materials Journal*, 30 (3), 350-357.
9. Cara, R.R., Fleming, G.J., Palin, W.M., Walmsley, A.D., Burke, F.J. (2007) Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with resin-

- based composites with and without an intermediary flowable layer. *Journal of Dentistry*, 35 (6), 482-489.
10. Aboushala, A., Kugel, G., Hurley, E. (1996) Class II composite resin restorations using glass-ionomer liners: microleakage studies. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 21 (1), 67-70.
 11. Taha, N.A., Palamara, J.E., Messer, H.H. (2009) Cuspal deflection, strain and microleakage of endodontically treated premolar teeth restored with direct resin composites. *Journal of Dentistry*, 37 (9), 724-730.
 12. Mjor, I.A. (1997) The reasons for replacement and the age of failed restorations in general dental practice. *Acta Odontologica Scandinavica*, 55 (1), 58-63.
 13. Peutzfeldt, A. (1997) Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European Journal of Oral Sciences*, 105 (2), 97-116.
 14. Tagami, J., Toledano, M., Prati, C. (2000). Advanced adhesive dentistry. [Poster]. 3rd International Kuraray Symposium. Italy.
 15. Lutz, F., Phillips, R.W. (1983) A classification and evaluation of composite resin systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 50 (4), 480-488.
 16. Rawls, K.J., Esquivel-Upshaw, J. (2003). Restorative Resins. K. J. ANUSAVICE (Ed.). Phillips' Science of Dental Materials (11. bs., s. 399-437). St. Louis: W.B. Saunders.
 17. Sturdevant, C.M., Roberson, T.M., Heymann, H.O., Sturdevant, J.R. (1995). The Art and Science of Operative Dentistry (3. bs., s. 252-263). St. Louis: Mosby-Year Book Incorporation.
 18. Van Noort, R.I. (2002). Introduction to Dental Materials (2. bs., s. 96-123). London, England: Mosby International Publishing Limited.

19. McCabe, J.F., Walls, A.W.G. (2000). *Applied Dental Materials* (8. bs., s. 87-178). Oxford, England: Blackwell Scientific Publications.
20. Soderholm, K.J., Mariotti, A. (1999) BIS-GMA--based resins in dentistry: are they safe? *Journal of American Dental Association*, 130 (2), 201-209.
21. Craig, R.G. (1981) Chemistry, composition, and properties of composite resins. *Dental Clinics of North America*, 25 (2), 219-239.
22. Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., Vanherle, G. (1993) Composite resins in the 21st century. *Quintessence International*, 24 (9), 641-658.
23. Bayne, S.C., Heymann, H.O., Swift, E.J., Jr. (1994) Update on dental composite restorations. *Journal of American Dental Association*, 125 (6), 687-701.
24. Bowen, R.L. (1979) Compatibility of various materials with oral tissues. I: The components in composite restorations. *Journal of Dental Research*, 58 (5), 1493-1503.
25. Crispin, J.B. (1994). *Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals*. (3. bs., s. 60-71.). Tokyo: Quintessence Publishing Company Limited.
26. Oysaed, H., Ruyter, I.E. (1986) Water sorption and filler characteristics of composites for use in posterior teeth. *Journal of Dental Research*, 65 (11), 1315-1318.
27. Wakefield, C.W., Kofford, K.R. (2001) Advances in restorative materials. *Dental Clinics of North America*, 45 (1), 7-29.
28. Leinfelder, K.F. (1985) Composite resins. *Dental Clinics of North America*, 29 (2), 359-371.

- 29.Craig, R.G., Powers, J.M. . (2002). Restorative Dental Materials. (11. bs., s. 231-257). St. Louis: The C.V. Mosby Company.
- 30.Phillips, R.W. (1991). Skinner's Science of Dental Materials (9. bs., s. 157-235). Philadelphia: W.B. Saunders
- 31.Craig, R.G. (2000) Direct esthetic Restorative Materials. *Restorative Dental Materials*, 244-267.
- 32.Davis, N. (2003) A nanotechnology composite. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 24 (9), 662, 665-667, 669-670.
- 33.Mitra, S.B., Wu, D., Holmes, B.N. (2003) An application of nanotechnology in advanced dental materials. *Journal of American Dental Association*, 134 (10), 1382-1390.
- 34.Duke, E.S. (2003) Has dentistry moved into the nanotechnology era? *Compendium*, 24, 380-382.
- 35.Hashinger, D.T., Fairhurst, C.W. (1984) Thermal expansion and filler content of composite resins. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 52 (4), 506-510.
- 36.Li, Y., Swartz, M.L., Phillips, R.W., Moore, B.K., Roberts, T.A. (1985) Effect of filler content and size on properties of composites. *Journal of Dental Research*, 64 (12), 1396-1401.
- 37.Asmussen, E. (1984) Softening of Bis-GMA-based polymers by ethanol and by organic acids of plaque. *Scandinavian Journal of Dental Research*, 92 (3), 257-261.
- 38.Manhart, J., Kunzelmann, K.H., Chen, H.Y.,Hickel, R. (2000) Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dental Materials*, 16 (1), 33-40.

39. Leinfelder, K.F., Radz, G.M., Nash, R.W. (1998) A report on a new condensable composite resin. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 19 (3), 230-232, 234, 236-237.
40. Bayne, S.C., Thompson, J.Y., Swift, E.J., Jr., Stamatiades, P., Wilkerson, M. (1998) A characterization of first-generation flowable composites. *Journal of American Dental Association*, 129 (5), 567-577.
41. Labella, R., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., Vanherle, G. (1999) Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dental Materials*, 15 (2), 128-137.
42. Unterbring, G.L., Lienberg, W.H. (1999) Flowable Resin Composites "Filled adhesives": Literature Review and Clinical Recommendations. *Quintessence International*, 30:4, 249-256.
43. Filtek™ Silorane Low Shrink Posterior Restorative System Product Profile. 31.01, 2011, Ağ Sitesi: http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=66666UuZjcFSLXTt mxMVLxTtEVuQEcuZgVs6EVs6E666666--&fn=silorane_sell_gb.pdf
44. Zimmerli, B., Strub, M., Jeger, F., Stadler, O., Lussi, A. (2010) Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 120 (11), 972-986.
45. Buonocore, M.G. (1955) A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of Dental Research*, 34 (6), 849-853.
46. Perdigao, J., Swift, E.J. (2006). Fundamental Concepts of Enamel and Dentin Adhesion. T.M. Roberson (Ed.). Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry (5. bs.) St. Louis, Missouri: Mosby Elsevier

47. Van Meerbeek, B., Perdigao, J., Lambrechts, P., Vanherle, G. (1998) The clinical performance of adhesives. *Journal of Dentistry*, 26 (1), 1-20.
48. Li, H., Burrow, M.F., Tyas, M.J. (2000) Nanoleakage patterns of four dentin bonding systems. *Dental Materials*, 16 (1), 48-56.
49. Van Meerbeek, B., Van Landuyt, K., De Munck, J., Inoue, S., Yoshida, Y., Perdigao, J. ve diğerleri (2006). Bonding to Enamel and Dentin. J. W. R. J.B. Summitt, T.J. Hilt & R.S. Schwarz (Ed.). Fundamentals of Operative Dentistry (s. 183-260): Quintessence Publishing Company, Incorporation.
50. Tay, F.R., Gwinnett, A.J., Wei, S.H. (1996) The overwet phenomenon: a scanning electron microscopic study of surface moisture in the acid-conditioned, resin-dentin interface. *American Journal of Dentistry*, 9 (3), 109-114.
51. Pashley, D.H. (1984) Smear layer: physiological considerations. *Operative Dentistry Supplement*, 3, 13-29.
52. Van Meerbeek B., Yoshida Y, Inoue S, Vargas MA, Vijay P, Landuyt KV, Lambrechts P, Vanherle G. (2003) Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. *Operative Dentistry*, 28 (3), 215-235.
53. Gökalp, S. (2004) Self-etch adeziv sistemler. *Türk Dişhekimleri Birliği Dergisi*, 80, 57-59.
54. Leinfelder, K.F., Kurdziolek, S.M. (2003) Self-etching bonding agents. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 24 (6), 447-454, 456; quiz 457.
55. Van Meerbeek, B., Van Landuyt, K., De Munck, J., Hashimoto, M., Peumans, M., Lambrechts, P. ve diğerleri. (2005) Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dental Materials Journal*, 24 (1), 1-13.

- 56.Tay F, C.R., Pashley DH. (2004) Water movement across bonded dentin - too much of a good thing. *Journal of Applied Oral Science*. (12), 12-25.
- 57.Yoshida Y, N.K., Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, et al. (2004) Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *Journal of Dental Research*. (83), 454-458.
- 58.Roberson, T.M., Heymann, H., Swift, E.J., Sturdevant, C.M. (2006). Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry (5th bs.). St. Louis, Mo.: Mosby Elsevier.
- 59.Wilson, A.D., Kent, B.E. (1972) A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *British Dental Journal*, 132 (4), 133-135.
- 60.Yap, A.U., Pek, Y.S., Cheang, P. (2003) Physico-mechanical properties of a fast-set highly viscous GIC restorative. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30 (1), 1-8.
- 61.Nicholson, J.W. (1998) Chemistry of glass-ionomer cements: a review. *Biomaterials*, 19 (6), 485-494.
- 62.Kovarik, R.E., Haubenreich, J.E., Gore, D. (2005) Glass ionomer cements: a review of composition, chemistry, and biocompatibility as a dental and medical implant material. *Journal of Long Term Effects of Medical Implants*, 15 (6), 655-671.
- 63.Croll, T.P. (1990) Glass ionomers for infants, children, and adolescents. *Journal of American Dental Association*, 120 (1), 65-68.
- 64.Darling, M., Hill, R. (1994) Novel polyalkenoate (glass-ionomer) dental cements based on zinc silicate glasses. *Biomaterials*, 15 (4), 299-306.

- 65.Geiger, S.B.,Weiner, S. (1993) Fluoridated carbonatoapatite in the intermediate layer between glass ionomer and dentin. *Dental Materials*, 9 (1), 33-36.
- 66.Mount, G.J. (1994) Glass ionomer cements and future research. *American Journal of Dentistry*, 7 (5), 286-292.
- 67.Ngo, H., Mount, G.J., Peters, M.C. (1997) A study of glass-ionomer cement and its interface with enamel and dentin using a low-temperature, high-resolution scanning electron microscopic technique. *Quintessence International*, 28 (1), 63-69.
- 68.Mount, G.J. (1991) Adhesion of glass-ionomer cement in the clinical environment. *Operative Dentistry*, 16 (4), 141-148.
- 69.Lin, A., McIntyre, N.S., Davidson, R.D. (1992) Studies on the adhesion of glass-ionomer cements to dentin. *Journal of Dental Research*, 71 (11), 1836-1841.
- 70.Akinmade, A. (1994) Adhesion of glass-polyalkenoate cement to collagen. *Journal of Dental Research* (Special issue :181, Abstract 633).
- 71.Yip, H.K., Tay, F.R., Ngo, H.C., Smales, R.J., Pashley, D.H. (2001) Bonding of contemporary glass ionomer cements to dentin. *Dental Materials*, 17 (5), 456-470.
- 72.Trushkowsky, R. (2005) The role of glass ionomers in minimally invasive restorative dentin. *Dentistry Today*, 24 (4), 72-74, 76-77; quiz 77.
- 73.Krejci, I., Lutz, F., Krejci, D. (1988) The influence of different base materials on marginal adaptation and wear of conventional Class II composite resin restorations. *Quintessence International*, 19 (3), 191-198.

- 74.Smith, G.E. (1988) Surface deterioration of glass-ionomer cement during acid etching: an SEM evaluation. *Operative Dentistry*, 13 (1), 3-7.
- 75.Ertuğrul, F., Eltem, R.,Eronat, C. (2003) A comparative study of plaque mutans streptococci levels in children receiving glass ionomer cement and amalgam restorations. *Journal of Dentistry for Children (Chicago)*, 70 (1), 10-14.
- 76.McLean, J.W. (1990) Cermet cements. *Journal of American Dental Association*, 120 (1), 43-47.
- 77.Lim, H.N., Kim, S.H., Yu, B., Lee, Y.K. (2009) Influence of HEMA content on the mechanical and bonding properties of experimental HEMA-added glass ionomer cements. *Journal of Applied Oral Sciences*, 17 (4), 340-349.
- 78.Cattani-Lorente, M.A., Dupuis, V., Payan, J., Moya, F., Meyer, J.M. (1999) Effect of water on the physical properties of resin-modified glass ionomer cements. *Dental Materials*, (15), 71-78.
- 79.Woolford, M.J., Chadwick, R.G. (1992) Surface pH of resin-modified glass polyalkenoate (ionomer) cements. *Journal of Dentistry*, 20 (6), 359-364.
- 80.Eliades, G., Kakaboura, A., Palaghias, G. (1998) Acid-base reaction and fluoride release profiles in visible light-cured polyacid-modified composite restoratives (compomers). *Dental Materials*, 14 (1), 57-63.
- 81.Mathis, R.S.,Ferracane, J.L. (1989) Properties of a glass-ionomer/resin-composite hybrid material. *Dental Materials*, 5 (5), 355-358.
- 82.Yap, A.U., Tham, S.Y., Zhu, L.Y., Lee, H.K. (2002) Short-term fluoride release from various aesthetic restorative materials. *Operative Dentistry*, 27 (3), 259-265.

83. Deliperi, S., Bardwell, D.N., Wegley, C., Congiu, M.D. (2006) In vitro evaluation of giomers microleakage after exposure to 33% hydrogen peroxide: self-etch vs total-etch adhesives. *Operative Dentistry*, 31 (2), 227-232.
84. Sunico, M.C., Shinkai, K., Katoh, Y. (2005) Two-year clinical performance of occlusal and cervical giomer restorations. *Operative Dentistry*, 30 (3), 282-289.
85. McCabe, J.F. (1990). *Applied Dental Materials* (7. bs.). Oxford, England: Blackwell Scientific Publications.
86. Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., Aksu, L. (1993). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi.
87. Rueggeberg, F. (1999) Contemporary issues in photocuring. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, (25), S4-15; quiz S73.
88. Choi, K.K., Condon, J.R., Ferracane, J.L. (2000) The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. *Journal of Dental Research*, 79 (3), 812-817.
89. Dayangaç, B., Özgünaltay, G. (1992) Kompozit Rezinlerde Polimerizasyon Büzülmesi. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi* 13, 45-48.
90. Discacciati, N.A., Orefice, R.L., Pimenta, F.J., Sander, H.H. (2004) Effect of light intensity and irradiation time on the polymerization process of a dental composite resin. *Materials Research* (2), 313-318.
91. Rueggeberg, F., Tamareselvy, K. (1995) Resin cure determination by polymerization shrinkage. *Dental Materials*, 11 (4), 265-268.

- 92.Coelho Santos, M.J., Santos, G.J., Nagem Filho, H., Mondelli, R.F., El-Mowafy, O. (2004) Effect of light curing method on volumetric polymerization shrinkage of resin composites. *Operative Dentistry*, 29 (2), 157-161.
- 93.Lee, I.B., Cho, B.H., Son, H.H., Um, C.M. (2005) A new method to measure the polymerization shrinkage kinetics of light cured composites. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32 (4), 304-314.
- 94.Bausch, J.R., de Lange, K., Davidson, C.L., Peters, A., De Gee, A.J. (1982) Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 48 (1), 59-67.
- 95.Davidson, C.L., De Gee, A.J. (1984) Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *Journal of Dental Research*, 63 (2), 146-148.
- 96.Feilzer, A.J., De Gee, A.J., Davidson, C.L. (1987) Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *Journal of Dental Research*, 66 (11), 1636-1639.
- 97.Sakaguchi, R.L., Sasik, C.T., Bunczak, M.A., Douglas, W.H. (1991) Strain gauge method for measuring polymerization contraction of composite restoratives. *Journal of Dentistry*, 19 (5), 312-316.
- 98.Unterbrink, G.L., Liebenberg, W.H. (1999) Flowable resin composites as "filled adhesives": literature review and clinical recommendations. *Quintessence International*, 30 (4), 249-257.
- 99.Truffier-Boutry, D., Place, E., Devaux, J., Leloup, G. (2003) Interfacial layer characterization in dental composite. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30 (1), 74-77.

- 100.Carvalho, R.M., Pereira, J.C., Yoshiyama, M.,Pashley, D.H. (1996) A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Operative Dentistry*, 21 (1), 17-24.
- 101.Civelek, A., Özel, E. (2004) Işıkla Polimerize Olan Kompozitlerin Polimerizasyon Derinliği. *Akademik Dental Dişhekimliği Dergisi*, 6, 34-38.
102. O'Brien, W.J. (1997) Dental Materials and Their Selection. (2. bs., s. 97-113). Chicago: Quintessence Publishing Company, Incorporation.
- 103.Fitchie, J.G., Puckett, A.D., Reeves, G.W., Hembree, J.H. (1995) Microleakage of a new dental adhesive comparing microfilled and hybrid resin composites. *Quintessence International*, 26 (7), 505-510.
- 104.Aw, T.C., Nicholls, J.I. (2001) Polymerization shrinkage of densely-filled resin composites. *Operative Dentistry*, 26 (5), 498-504.
- 105.Applequist, E.A., Meiers, J.C. (1996) Effect of bulk insertion, prepolymerized resin composite balls, and beta-quartz inserts on microleakage of class V resin composite restorations. *Quintessence International*, 27 (4), 253-258.
- 106.Bowen, R.L., Eichmiller, F.C., Marjenhoff, W.A. (1991) Glass-ceramic inserts anticipated for 'megafilled' composite restorations. Research moves into the office. *Journal of American Dental Association*, 122 (3), 71, 73, 75.
- 107.Watts, D.C., Cash, A.J. (1991) Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light-cured materials: methods development. *Dental Materials*, 7 (4), 281-287.
- 108.Meredith, N., Setchell, D.J. (1997) In vitro measurement of cuspal strain and displacement in composite restored teeth. *Journal of Dentistry*, 25 (3-4), 331-337.

- 109.Panitvisai, P., Messer, H.H. (1995) Cuspal deflection in molars in relation to endodontic and restorative procedures. *Journal of Endodontics*, 21 (2), 57-61.
- 110.Alomari, Q.D., Mansour, Y.F. (2005) Effect of LED curing modes on cuspal deflection and hardness of composite restorations. *Operative Dentistry*, 30 (6), 684-689.
- 111.Gonzalez Lopez, S., Sanz Chinesta, M.V., Ceballos Garcia, L., de Haro Gasquet, F.,Gonzalez Rodriguez, M.P. (2006) Influence of cavity type and size of composite restorations on cuspal flexure. *Medicana Oral Patologia Oral y Cirugia Bucal*, 11 (6), E536-540.
- 112.Abbas, G., Fleming, G.J., Harrington, E., Shortall, A.C., Burke, F.J. (2003) Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite cured in bulk or in increments. *Journal of Dentistry*, 31 (6), 437-444.
- 113.Donly, K.J., Wild, T.W., Bowen, R.L., Jensen, M.E. (1989) An in vitro investigation of the effects of glass inserts on the effective composite resin polymerization shrinkage. *Journal of Dental Research*, 68 (8), 1234-1237.
- 114.Suliman, A.A., Boyer, D.B., Lakes, R.S. (1993) Cusp movement in premolars resulting from composite polymerization shrinkage. *Dental Materials*, 9 (1), 6-10.
- 115.Jantararat, J., Panitvisai, P., Palamara, J.E., Messer, H.H. (2001) Comparison of methods for measuring cuspal deformation in teeth. *Journal of Dentistry*, 29 (1), 75-82.
- 116.Palin, W.M., Fleming, G.J., Nathwani, H., Burke, F.J., Randall, R.C. (2005) In vitro cuspal deflection and microleakage of maxillary premolars restored with novel low-shrink dental composites. *Dental Materials*, 21 (4), 324-335.

- 117.Eick, J.D., Welch, F.H. (1986) Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quintessence International*, 17 (2), 103-111.
- 118.Ölmez, A., Tuna, D. (2002) Polimerizasyon Büzülmesine Etki Eden Faktörler. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 5 (1), 52-57.
- 119.Özden, B.Ö. (2006) Farklı Işık Kaynaklarının ve Işık Uygulama Tekniklerinin Kompozit Resinlerdeki Polimerizasyon Büzülmesi ve Dentine Bağlanma Dayanımlarına Etkisinin İncelenmesi. Doktora tezi, Cumhuriyet Üniversitesi, Sivas.
- 120.Altun, C. (2004) Restoratif Dişhekimliğinde Mikrosızıntı. *Gülhane Tıp Dergisi*, 46 (3), 264-269.
- 121.Kocabalkan, E. (1993) Dişhekimliğinde Mikrosızıntı ve Tespit Yöntemleri. *Atatürk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 3 (2), 52-56.
- 122.Köprülü, H. (1988) Kenar Sızıntısının Azaltılmasında Kullanılan Materyal ve Tekniklerin Önemi. *Hacettepe Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 12 (4), 253-257.
- 123.Taylor, M.J., Lynch, E. (1992) Microleakage. *Journal of Dentistry*, 20 (1), 3-10.
- 124.Alani, A.H., Toh, C.G. (1997) Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Operative Dentistry*, 22 (4), 173-185.
- 125.Amaral, C.M., De Castro, A.K., Pimenta, L.A., Ambrosano, G.M. (2002) Influence of resin composite polymerization techniques on microleakage and microhardness. *Quintessence International*, 33 (9), 685-689.

- 126.Mjor, I.A., Toffenetti, F. (2000) Secondary caries: a literature review with case reports. *Quintessence International*, 31 (3), 165-179.
- 127.Shortall, A.C. (1982) Microleakage, marginal adaptation and composite resin restorations. *British Dental Journal* , 153 (6), 223-227.
- 128.Nakabayashi, N., Kojima, K., Masuhara, E. (1982) The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *Journal of Biomedical Materials Research*, 16 (3), 265-273.
- 129.Tiritoğlu, M. (1993) Kenar Sızıntısı Belirleme Yöntemleri. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 17, 11-15.
- 130.Douglas WH, C.C., Craig RG. (1980) Improved neutron activation analysis of microleakage around a hydrophobic composite restorative. *Journal of Dental Research*, 59, 1507-1510.
- 131.Attar, N., Turgut, M.D., Güngör, H.C. (2004) The effect of flowable resin composites as gingival increments on the microleakage of posterior resin composites. *Operative Dentistry*, 29 (2), 162-167.
- 132.Peutzfeldt, A., Asmussen, E. (2002) Composite restorations: influence of flowable and self-curing resin composite linings on microleakage in vitro. *Operative Dentistry*, 27 (6), 569-575.
- 133.Duquia, R., Osinaga, PWR., Demarco, FF., Habekost, LV., Conceição EN. (2006) Cervical microleakage in MOD restorations: in vitro comparison of indirect and direct composite. *Operative Dentistry*, 31 (6), 682-687.
- 134.Leevailoj, C., Cochran, M.A., Matis, B.A., Moore, B.K., Platt, J.A. (2001) Microleakage of posterior packable resin composites with and without flowable liners. *Operative Dentistry*, 26 (3), 302-307.

- 135.Özel, E., Korkmaz, Y., Attar, N. (2008) Influence of location of the gingival margin on the microleakage and internal voids of nanocomposites. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 9 (7), 65-72.
- 136.Chuang, S.F., Jin, Y.T., Liu, J.K., Chang, C.H., Shieh, D.B. (2004) Influence of flowable composite lining thickness on Class II composite restorations. *Operative Dentistry*, 29 (3), 301-308.
- 137.Yap, A.U., Wang, H.B., Siow, K.S., Gan, L.M. (2000) Polymerization shrinkage of visible-light-cured composites. *Operative Dentistry*, 25 (2), 98-103.
- 138.Alomari, Q.D., Reinhardt, J.W., Boyer, D.B. (2001) Effect of liners on cusp deflection and gap formation in composite restorations. *Operative Dentistry*, 26 (4), 406-411.
- 139.Türkün, L.S., Ergücü, Z. (2004) Estetik Restoratif Materyallerin Mikrosızıntı Çalışmalarında Kullanılan Gereç ve Yöntemlerin Karşılaştırılması. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 21 (2), 143-151.
- 140.Mondelli, J., Steagall, L., Ishikiriama, A., De Lima Navarro, M.F., Soares, F.B. (1980) Fracture strength of human teeth with cavity preparations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 43 (4), 419-422.
- 141.Versluis, A., Tantbirojn, D., Pintado, M.R., DeLong, R., Douglas, W.H. (2004) Residual shrinkage stress distributions in molars after composite restoration. *Dental Materials*, 20 (6), 554-564.
- 142.Reeh, E.S., Messer, H.H., Douglas, W.H. (1989) Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *Journal of Endodontics*, 15 (11), 512-516.

- 143.Causton, B.E., Miller, B., Sefton, J. (1985) The deformation of cusps by bonded posterior composite restorations: an in vitro study. *British Dental Journal*, 159 (12), 397-400.
- 144.Dietschi, D., Magne, P., Holz, J. (1994) Recent trends in esthetic restorations for posterior teeth. *Quintessence International*, 25 (10), 659-677.
- 145.Hotta, M., Aono, M. (1994) Adaptation to the cavity floor of the light-cured glass ionomer cement base under a composite restoration. *Journal of Oral Rehabilitation*, 21 (6), 679-685.
- 146.Peliz, M.I., Duarte, S., Jr., Dinelli, W. (2005) Scanning electron microscope analysis of internal adaptation of materials used for pulp protection under composite resin restorations. *Journal of Esthetic Restorative Dentistry*, 17 (2), 118-128.
- 147.Opdam, N.J., Bronkhorst, E.M., Roeters, J.M., Loomans, B.A. (2007) Longevity and reasons for failure of sandwich and total-etch posterior composite resin restorations. *Journal of Adhesive Dentistry*, 9 (5), 469-475.
- 148.Randall, R.C., Wilson, N.H. (1999) Glass ionomers: systematic review of a secondary caries treatment effect. *Journal of Dental Research*, 78 (2), 628-637.
- 149.Aboush, Y.E.,Torabzadeh, H. (2000) Clinical performance of class II restorations in which resin composite is laminated over resin-modified glass-ionomer. *Operative Dentistry*, 25 (5), 367-373.
- 150.Costa, C.A., Giro, E.M., do Nascimento, A.B., Teixeira, H.M., Hebling, J. (2003) Short-term evaluation of the pulpo-dentin complex response to a resin-modified glass-ionomer cement and a bonding agent applied in deep cavities. *Dental Materials*, 19 (8), 739-746.

151. Chuang, S.F., Jin, Y.T., Lin, T.S., Chang, C.H., Garcia-Godoy, F. (2003) Effects of lining materials on microleakage and internal voids of class II resin-based composite restorations. *American Journal of Dentistry*, 16 (2), 84-90.
152. Robinson, P.B., Moore, B.K., Swartz, M.L. (1988) The effect on microleakage of interchanging dentine adhesives in two composite resin systems in vitro. *British Dental Journal*, 164 (3), 77-79.
153. Grimaldi, J.R. (1973) Lateral deformation of the tooth crown under axial cuspal loading. *Journal of Dental Research*, 52, 584.
154. Sakaguchi, R.L., Douglas, W.H., Peters, M.C. (1992) Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *Journal of Dentistry*, 20 (3), 183-188.
155. Araujo Fde, O., Vieira, L.C., Monteiro Junior, S. (2006) Influence of resin composite shade and location of the gingival margin on the microleakage of posterior restorations. *Operative Dentistry*, 31 (5), 556-561.
156. Neiva, I.F., De Andrada, M.A., Baratieri, L.N., Monteiro Junior, S., Ritter, A.V. (1998) An in vitro study of the effect of restorative technique on marginal leakage in posterior composites. *Operative Dentistry*, 23 (6), 282-289.
157. Visvanathan, A., Ilie, N., Hickel, R., Kunzelmann, K.H. (2007) The influence of curing times and light curing methods on the polymerization shrinkage stress of a shrinkage-optimized composite with hybrid-type prepolymer fillers. *Dental Materials*, 23 (7), 777-784.
158. Üçtaşlı, S., Shortall, A.C., Burke, F.J. (2002) Effect of accelerated restorative techniques on the microleakage of Class II composites. *American Journal of Dentistry*, 15 (3), 153-158.

- 159.Lee, M.R., Cho, B.H., Son, H.H., Um, C.M., Lee, I.B. (2007) Influence of cavity dimension and restoration methods on the cusp deflection of premolars in composite restoration. *Dental Materials*, 23 (3), 288-295.
- 160.Segura, A., Donly, K.J. (1993) In vitro posterior composite polymerization recovery following hygroscopic expansion. *Journal of Oral Rehabilitation*, 20 (5), 495-499.
- 161.Fleming, G.J., Cara, R.R., Palin, W.M., Burke, F.J. (2007) Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with resin-based filling materials cured using a 'soft-start' polymerisation protocol. *Dental Materials*, 23 (5), 637-643.
- 162.Fleming, G.J., Hall, D.P., Shortall, A.C., Burke, F.J. (2005) Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with posterior filling materials of varying reported volumetric shrinkage values. *Journal of Dentistry*, 33 (2), 139-146.
- 163.Mills, R.W., Jandt, K.D., Ashworth, S.H. (1999) Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *British Dental Journal* , 186 (8), 388-391.
- 164.Sadeghi, M., Lynch, C.D. (2009) The effect of flowable materials on the microleakage of Class II composite restorations that extend apical to the cemento-enamel junction. *Operative Dentistry*, 34 (3), 306-311.
- 165.Campos, E.A., Andrade, M.F., Porto-Neto, S.T., Campos, L.A., Saad, J.R., Deliberador, T.M. ve diğerleri. (2009) Cuspal movement related to different bonding techniques using etch-and-rinse and self-etch adhesive systems. *European Journal of Dentistry*, 3 (3), 213-218.

- 166.Görücü, J. (1990) Farklı Yöntemlerle Uygulanan İki Tip Posterior Kompozit Rezin Materyalinin Diş Cusplarında Oluşturduğu Deformasyon ve Kırılma Dayanıklılığı Üzerine Etkileri. Doktora tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
- 167.WH, D. (1985). Methods to improve fracture resistance of teeth S. D. Vangerle G (Ed.). Posterior Composite Resin Dental Restorative Materials (s. 433-441): The Netherlands Peter Szulc Publishing Corporation.
- 168.Monteiro, G.Q., Montes, M.A., Rolim, T.V., Mota, C.C., Kyotoku, B.D., Gomes, A.S. ve diğerleri. (2011) Alternative methods for determining shrinkage in restorative resin composites. *Dental Materials*, 27 (8), 176-185.
- 169.Laughlin, G.A., Sakaguchi, R. (2005) Cusp movement during polymerization using experimental low-shrinkage composites. *Journal of Dental Research*, 84 (Special issue A).
- 170.Bauer, F., Ernst, H., Gläsel, H.J., Naumov, S., Mehnert, R. (2003) Preparation of scratch and abrasion resistant polymeric nanocomposites by monomer grafting onto nanoparticles. *Macromolecular Chemistry and Physics*, 204 (375-383).
- 171.Bowen, R.L. (1987) Reduction of microleakage around composite restorations. *Journal of Dental Research*, 66, 246.
- 172.Feilzer, A.J., De Gee, A.J., Davidson, C.L. (1988) Curing contraction of composites and glass-ionomer cements. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 59 (3), 297-300.
- 173.Tolidis, K., Nobecourt, A., Randall, R.C. (1998) Effect of a resin-modified glass ionomer liner on volumetric polymerization shrinkage of various composites. *Dental Materials*, 14 (6), 417-423.

174. McCulloch, A.J., Smith, B.G. (1986) In vitro studies of cuspal reinforcement with adhesive restorative material. *British Dental Journal*, 161 (12), 450-452.
175. McCulloch, A.J., Smith, B.G. (1986) In vitro studies of cuspal movement produced by adhesive restorative materials. *British Dental Journal*, 161 (11), 405-409.
176. Tam, L.E., McComb, D., Pulver, F. (1991) Physical properties of proprietary light-cured lining materials. *Operative Dentistry*, 16 (6), 210-217.
177. Ferracane, J.L., Condon, J.R. (1990) Rate of elution of leachable components from composite. *Dental Materials*, 6 (4), 282-287.
178. Palin, W.M., Fleming, G.J., Burke, F.J., Marquis, P.M., Randall, R.C. (2005) The influence of short and medium-term water immersion on the hydrolytic stability of novel low-shrink dental composites. *Dental Materials*, 21 (9), 852-863.
179. Jefferies, S.R. (1998) The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dental Clinics of North America*, 42 (4), 613-627.
180. Tanrıverdi, F., Belli, S., Başbozkurt, N. (1996) Islak ve Kuru Polisajın Kompozit Restorasyonların Mikrosızıntısına Olan Etkisi. *Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 6, 34-37.
181. Yu, X.Y., Wieczkowski, G., Davis, E.L., Joynt, R.B. (1990) Influence of finishing technique on microleakage. *Journal of Esthetic Dentistry*, 2 (5), 142-144.
182. Yazıcı, A.R., Tuncer, D., Antonson, S., Önen, A., Kilince, E. (2010) Effects of Delayed Finishing/Polishing on Surface Roughness, Hardness

- and Gloss of Tooth-Coloured Restorative Materials. *European Journal of Dentistry*, 4 (1), 50-56.
- 183.Wahab, F.K., Shaini, F.J., Morgano, S.M. (2003) The effect of thermocycling on microleakage of several commercially available composite class V restorations in vitro. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 90 (2), 168-174.
- 184.Martin, F.E., Bryant, R.W. (1984) Adaptation and microleakage of composite resin restorations. *Australian Dental Journal*, 29 (6), 362-370.
- 185.Sadek, F.T., Moura, S.K., Ballester, R.Y., Muench, A., Cardoso, P.E. (2003) The effect of long-term storage on the microleakage of composite resin restorations: qualitative and quantitative evaluation. *Pesquisa Odontologica Brasileira*, 17 (3), 261-266.
- 186.Rossomando, K.J., Wendt, S.L., Jr. (1995) Thermocycling and dwell times in microleakage evaluation for bonded restorations. *Dental Materials*, 11 (1), 47-51.
- 187.Pazinatto, F.B., Campos, B.B., Costa, L.C., Atta, M.T. (2003) Effect of the number of thermocycles on microleakage of resin composite restorations. *Pesquisa Odontologica Brasileira*, 17 (4), 337-341.
- 188.Bijella, M.F., Da Silva, S.M. (2001) In vitro quantitative evaluation of marginal microleakage in class II restorations confected with a glass ionomer cement and two composite resins. *Pesquisa Odontologica Brasileira*, 15 (4), 277-282.
- 189.Wibowo, G., Stockton, L. (2001) Microleakage of class II composite restorations. *American Journal of Dentistry*, 14 (3), 177-185.
- 190.Crim, G.A., Garcia-Godoy, F. (1987) Microleakage: the effect of storage and cycling duration. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 57 (5), 574-576.

- 191.Crim, G.A., Swartz, M.L., Phillips, R.W. (1985) Comparison of four thermocycling techniques. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 53 (1), 50-53.
- 192.Civelek, A., Ersoy, M., L'Hotelier, E., Soyman, M., Say, E.C. (2003) Polymerization shrinkage and microleakage in Class II cavities of various resin composites. *Operative Dentistry*, 28 (5), 635-641.
- 193.Zivkovic, S. (2000) Quality assessment of marginal sealing using 7 dentin adhesive systems. *Quintessence International*, 31 (6), 423-429.
- 194.Hilton, T.J. (2002) Can modern restorative procedures and materials reliably seal cavities? In vitro investigations. Part 2. *American Journal of Dentistry*, 15 (4), 279-289.
- 195.Mangum, F.I., Jr., Berry, E.A., DeSchepper, E., Rieger, M.R. (1994) Microleakage of incremental versus compression matrix bulk filling of cervical resin composite restorations. *General Dentistry*, 42 (4), 304-308; quiz 317-308.
- 196.Alptekin, T., Özer, F., Ünlü, N., Çobanoğlu, N., Blatz, M.B. (2010) In vivo and in vitro evaluations of microleakage around class I amalgam and composite restorations. *Operative Dentistry*, 35 (6), 641-648.
- 197.Ashwin, R., Arathi, R. (2007) Comparative evaluation for microleakage between Fuji-VII glass ionomer cement and light-cured unfilled resin: a combined in vivo in vitro study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 25 (2), 86-87.
- 198.Yamazaki, P.C., Bedran-Russo, A.K., Pereira, P.N., Wsift, E.J., Jr. (2006) Microleakage evaluation of a new low-shrinkage composite restorative material. *Operative Dentistry*, 31 (6), 670-676.

- 199.Al-Boni, R., Raja, O.M. (2010) Microleakage evaluation of silorane based composite versus methacrylate based composite. *Journal of Conservative Dentistry*, 13 (3), 152-155.
- 200.Bağış, Y.H., Baltacıoğlu, I.H., Kahyaoğulları, S. (2009) Comparing microleakage and the layering methods of silorane-based resin composite in wide class II MOD cavities. *Operative Dentistry*, 34 (5), 578-585.
- 201.Ernst, C.P., Galler, P., Willershausen, B., Haller, B. (2008) Marginal integrity of class V restorations: SEM versus dye penetration. *Dental Materials*, 24 (3), 319-327.
- 202.Hardan, L.S., Amm, E.W., Ghayad, A., Ghosn, C., Khraisat, A. (2009) Effect of different modes of light curing and resin composites on microleakage of class II restorations-Part II. *Odonto-stomatologie Tropicale*, 32 (126), 29-37.
- 203.Sadeghi, M. (2009) Influence of flowable materials on microleakage of nanofilled and hybrid class II composite restorations with LED and QTH LCUs. *Indian Journal of Dentistry Research*, 20 (2), 159-163.
- 204.Tredwin, C.J., Stokes, A., Moles, D.R. (2005) Influence of flowable liner and margin location on microleakage of conventional and packable class II resin composites. *Operative Dentistry*, 30 (1), 32-38.
- 205.Luo, Y., Lo, E.C., Wei, S.H., Tay, F.R. (2002) Comparison of pulse activation vs conventional light-curing on marginal adaptation of a compomer conditioned using a total-etch or a self-etch technique. *Dental Materials*, 18 (1), 36-48.
- 206.Hannig, M., Fu, B. (2001) Effect of air abrasion and resin composite on microleakage of Class V restorations bonded with self-etching primers. *Journal of Adhesive Dentistry*, 3 (3), 265-272.

207. Bedran de Castro AK, Amaral CM, Ambrosano GM. (2002) Evaluation of microleakage in cervical margins of various posterior restorative systems. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 14, 107-114.
208. Owens, B.M., Johnson, W.W. (2005) Effect of insertion technique and adhesive system on microleakage of Class V resin composite restorations. *Journal of Adhesive Dentistry*, 7 (4), 303-308.
209. Deliperi, S., Bardwell, D.N., Wegley, C. (2007) Restoration interface microleakage using one total-etch and three self-etch adhesives. *Operative Dentistry*, 32 (2), 179-184.
210. Gillet, D., Nancy, J., Dupuis, V., Dorignac, G. (2002) Microleakage and penetration depth of three types of materials in fissure sealant: self-etching primer vs etching: an in vitro study. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 26 (2), 175-178.
211. Gordan, V.V., Vargas, M.A., Cobb, D.S., Denehy, G.E. (1998) Evaluation of acidic primers in microleakage of class 5 composite resin restorations. *Operative Dentistry*, 23 (5), 244-249.
212. Pontes, D.G., De Melo, A.T., Monnerat, A.F. (2002) Microleakage of new all-in-one adhesive systems on dentinal and enamel margins. *Quintessence International*, 33 (2), 136-139.
213. Deliperi, S., Bardwell, D.N., Papathanasiou, A., Kastali, S., Garcia-Godoye, F. (2004) Microleakage of a microhybrid composite resin using three different adhesive placement techniques. *Journal of Adhesive Dentistry*, 6 (2), 135-139.
214. Santini, A., Ivanovic, V., Ibbetson, R., Milia, E. (2004) Influence of marginal bevels on microleakage around class V cavities bonded with seven self-etching agents. *American Journal of Dentistry*, 17 (4), 257-261.

- 215.Owens, B.M., Johnson, W.W., Harris, E.F. (2006) Marginal permeability of self-etch and total-etch adhesive systems. *Operative Dentistry*, 31 (1), 60-67.
- 216.Kakaboura, A.I., Eliades, G.C., Palaghias, G. (1996) Laboratory evaluation of three visible light-cured resinous liners. *Journal of Dentistry*, 24 (3), 223-231.
- 217.Chan, K.C., Swift, E.J., Jr. (1994) Marginal seal of new-generation dental bonding agents. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 72 (4), 420-423.
- 218.Prati, C., Montanari, G. (1989) Comparative microleakage study between the sandwich and conventional three-increment techniques. *Quintessence International*, 20 (8), 587-594.
- 219.Perkins, E., McInnes-Ledoux, P.M., Weinberger, R. (1988) In vitro microleakage of glass-ionomer /composite laminate class V restorations. *Journal of Dental Research*, 67, 309.
- 220.Ikemi, T., Nemoto, K. (1994) Effects of lining materials on the composite resins shrinkage stresses. *Dental Materials Journal*, 13 (1), 1-8.
- 221.Cho, E., Chikawa, H., Kishikawa, R., Inai, N., Otsuki, M., Foxton, R.M. ve diğ erleri. (2006) Influence of elasticity on gap formation in a lining technique with flowable composite. *Dental Materials Journal*, 25 (3), 538-544.
- 222.Loguercio, A.D., Bauer, J.R., Reis, A., Rodrigues Filho, L.E., Busato, A.L. (2002) Microleakage of a packable composite associated with different materials. *Journal of Clinical Dentistry*, 13 (3), 111-115.
- 223.Toledano, M., Osorio, R., Ceballos, L., Fuentes, M.V., Fernandes, C.A., Tay, F.R. ve diğ erleri. (2003) Microtensile bond strength of several adhesive systems to different dentin depths. *American Journal of Dentistry*, 16 (5), 292-298.

224. Esteves-Oliveira, M., Carvalho, W.L., Eduardo Cde, P., Zezell, D.M. (2008) Influence of the additional Er:YAG laser conditioning step on the microleakage of class V restorations. *Journal of Biomedical Materials Research*, 87 (2), 538-543.

ÖZGEÇMİŞ

1982 yılında Samsun'da doğdu. 1993-2000 yılları arasında Bafra Anadolu Lisesi'nde eğitim gördü. 2005 yılında Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun oldu ve 2006 yılında Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine başladı. 2010 yılında Anadolu Üniversitesi İşletme Fakültesi'nde başladığı eğitime devam etmektedir. Evli ve bir çocuk annesidir.

Yayınlar:

1. Yazıcı A.R., **Karaman E.**, Baseren M., Tuncer D., Yazıcı E., Ünlüer Ş. Clinical evaluation of a nanofilled fissure sealant placed with different adhesive systems: 24-month results. *Operative Dentistry*, 2009 Nov-Dec; 34 (6): 642-7.
2. Yazıcı A.R., **Karaman E.**, Ertan A., Özgünaltay G., Dayangaç B. Effect of different pretreatment methods on dentin bond strength of a one-step self-etch adhesive. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 2009 Jan 1; 10 (1): 41-8.
3. **Karaman E.**, Özgünaltay G., Dayangaç B., Yazıcı A.R. Çürüksüz servikal lezyonlara self-etch adeziv sistem ile uygulanan farklı yapıdaki kompozit rezin restorasyonların 12 aylık klinik değerlendirmesi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* (Baskıda).
4. **Karaman E.**, Yazıcı A.R., Özgünaltay G., Dayangaç B. Clinical evaluation of a nanohybrid and a flowable resin composite in non-carious cervical lesions: 24-month results. *Journal of Adhesive Dentistry*'de yayına kabul edildi.

Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitabında basılan bildiriler:

1. Yazıcı A.R., **Cıblak E.**, Özgünaltay G., Dayangaç B., Karabulut E. Influence of operator variability on microleakage of current adhesive systems. 13-16 Eylül 2006. IADR PEF Dublin, Ireland.

2. Yazıcı A.R., **Karaman E.**, Ertan A., Özgünaltay G., Dayangaç B. The effectiveness of different dentin surface treatment methods on bond strength of a self-etching adhesive. 12-14 Nisan 2007. 12th Congress Of The Balkan Stomatological Society (BASS) İstanbul, Turkey
3. Yazıcı A.R., **Karaman E.**, Başeren M., Tuncer D., Yazıcı E., Ünlüer S. Clinical evaluation of a nanofilled fissure sealant placed with different adhesive systems: 6-month results. 26 - 29 Eylül 2007. The 42nd Annual Meeting of IADR-Continental European and Israeli Divisions Thessaloniki, Greece.
4. Yazıcı A.R., Başeren M., Tuncer D., Yazıcı E., Ünlüer S., **Karaman E.** 12-month clinical evaluation of fissure sealant placed with different adhesives. 10 - 12 Eylül 2008. IADR- PEF London, England.
5. Yazıcı A.R., **Karaman E.**, Görücü J., Başeren M. Effect of laser etching on fissure sealant retention: 12-month results. 14-17 Temmuz 2010. IADR General Session, Barcelona, Spain.
6. **Karaman E.**, Yazıcı A.R., Özgünaltay G., Dayangaç B. Clinical evaluation of a nanohybrid and a flowable composite resin in non-carious cervical lesions: 24 month results. 16-19 Mart 2011. The IADR/AADR/CADR General Session & Exhibition San Diego, California, USA.

Projeler:

1. Yazıcı A.R., **Karaman E.**, Doğan B., Yazıcı K., Gökalp S., Ünlüer Ş., Şizofreni Hastalarında Ağız Diş Sağlığı Düzeyinin Belirlenmesi.
2. Özgünaltay G., **Karaman E.**, Farklı Yapıdaki Kompozit Resinlerin ve Taban Maddesi Kullanımının Kasp Hareketi ve Kenar Sızıntısına Etkilerinin İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi.