

T.C.
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

FARKLI RESTORATİF MATERYALLER KULLANILARAK
YAPILAN RESTORASYONLARIN 1 YILLIK KLİNİK
PERFORMANSININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Hazırlayan

Hacer BALKAYA

Danışman

Doç. Dr. Soley ARSLAN

Uzmanlık Tezi

HAZİRAN 2018

KAYSERİ

T.C.
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

FARKLI RESTORATİF MATERYALLER KULLANILARAK
YAPILAN RESTORASYONLARIN 1 YILLIK KLİNİK
PERFORMANSININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Hazırlayan

Hacer BALKAYA

Danışman

Doç. Dr. Soley ARSLAN

Uzmanlık Tezi

HAZİRAN 2018

KAYSERİ

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK

Bu çalışmadaki tüm bilgilerin, akademik ve etik kurallara uygun bir şekilde elde edildiğini beyan ederim. Aynı zamanda bu kural ve davranışların gerektirdiği gibi, bu çalışmanın özünde olmayan tüm materyal ve sonuçları tam olarak aktardığımı ve referans gösterdiğimi belirtirim.

Adı-Soyadı: Hacer BALKAYA

İmza:

YÖNERGEYE UYGUNLUK ONAYI

“Farklı Restoratif Materyaller Kullanılarak Yapılan Restorasyonların 1 Yıllık Klinik Performansının Değerlendirilmesi” adlı **Uzmanlık Tezi**, Erciyes Üniversitesi Lisansüstü Tez Önerisi ve Tez Yazma Yönergesi’ne uygun olarak hazırlanmıştır.

Tezi Hazırlayan

Hacer BALKAYA

Danışman

Doç. Dr. Soley ARSLAN

Anabilim Dalı Başkanı

Doç. Dr. Soley ARSLAN

Doç. Dr. Soley ARSLAN danışmanlığında **Hacer BALKAYA** tarafından hazırlanan “**Farklı Restoratif Materyaller Kullanılarak Yapılan Restorasyonların 1 Yıllık Klinik Performansının Değerlendirilmesi**” adlı bu çalışma, jürimiz tarafından Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi **Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı**’nda **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

22/06/2018

JÜRİ

Danışman: Doç. Dr. Soley ARSLAN (Restoratif Diş Ted. A.D.)

Üye: Dr. Öğr. Üyesi Kaşad PALA (Restoratif Diş Ted. A.D.)

Üye: Prof. Dr. Haluk Emre ÖZEL (Kocaeli Ün. Restoratif Diş Ted. A.D.)

Yedek üye: Doç. Dr. Sezer DEMİRBUĞA (Restoratif Diş Ted. A.D.)

Yedek üye: Dr. Öğr. Üyesi Muhammet KARADAŞ (Recep Tayyip Erdoğan Ün. Restoratif Diş Ted. A.D.)

ONAY

Bu tezin kabulü Fakülte Anabilim Dalının tarih ve sayılı kararı ile onaylanmıştır.

22./06/2018

Doç. Dr. Soley ARSLAN

Anabilim Dalı Başkanı



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimime başladığım ilk günden itibaren ilgi, tecrübe ve bilgileri ile beni destekleyen, kişiliğine ve azmine hayran olup sonsuz saygı duyduğum değerli danışman hocam Doç. Dr. Soley Arslan'a,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi, tecrübe ve deneyimlerini benimle paylaşan ve her konuda destek veren değerli hocam Doç. Dr. Sezer Demirbuğa'ya,

Uzmanlık eğitimim boyunca desteğini ve yardımlarını benden esirgemeyen, bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan değerli hocam Yrd. Doç. Dr. Kaşad Pala'ya,

Uzmanlık eğitimim süresince arkadaşlıkları ve destekleri ile her zaman yanımda olan asistan arkadaşlarıma,

Hayatımın her anında desteklerini hissettiğim, sevgileriyle ve fedakârlıklarıyla bugüne gelmemi sağlayan canım aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

**FARKLI RESTORATİF MATERYALLER KULLANILARAK YAPILAN
RESTORASYONLARIN 1 YILLIK KLİNİK PERFORMANSININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Hacer BALKAYA

Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Uzmanlık Tezi, Haziran 2018

Danışman: Doç. Dr. Soley ARSLAN

KISA ÖZET

Günümüzde adeziv tekniklerdeki gelişmeler, estetiğe verilen önemin artması ve minimal girişimsel dişhekimliği yaklaşımının benimsenmesi ile birlikte pek çok yeni restoratif materyal piyasaya sunulmuştur. Son zamanlarda piyasaya sunulmuş olan bulkfill kompozit rezinler tek seferde 4-5 mm' ye kadar uygulanabilmeleri nedeniyle hekime zaman kazandırmaktadır. Diğer bir güncel restoratif materyal olan yüksek viskoziteli güçlendirilmiş cam iyonomer simanlar ise geleneksel cam iyonomerlerin avantajlarına sahip olmakla birlikte aşınma direnci, yüzey sertliği, eğme ve basma dayanıklılıkları arttırılmış ve çözünürlükleri azaltılmış materyallerdir.

Bu klinik çalışmada, sınıf II çürük lezyonlarının restorasyonunda, yüksek viskoziteli güçlendirilmiş bir cam iyonomer restoratif sistem olan Equia Forte Fil, bir bulk fil restoratif materyal olan Filtek Bulkfill Posterior Restorative kompozit rezin ve bir mikrohibrit kompozit rezin olan Charisma Smart kompozit rezinin bir yıllık klinik performanslarının kıyaslanarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

54 hastaya üç farklı restoratif materyal (Charisma Smart Kompozit, Heraeus Kulzer, Almanya; Filtek Bulk Fill Posterior Restorative, 3M ESPE, Almanya; Equia Forte Fil, GC Corporation, Tokyo, Japonya) kullanılarak toplamda 109 adet sınıf II restorasyon yapıldı. Kompozit rezin restorasyonlar yapılırken tek bir adeziv sistem (Single Bond Universal, 3M ESPE, Almanya) kullanıldı. Restorasyonlar, başlangıçta, 6 ay ve bir yılın sonunda modifiye USPHS kriterleri kullanılarak retansiyon, renk uyumu, kenar renklenmesi, anatomik form, kontak noktası, kenar uyumu, sekonder çürük, postoperatif

hassasiyet ve yüzey yapısı açısından değerlendirildi. Veriler Ki-kare, Fischer ve Mc Nemar testleri kullanılarak analiz edildi.

Bir yıl sonunda yapılan 109 restorasyonun, 103 tanesinin takibi yapılabildi. İlk 6 ay boyunca restorasyonlarda değerlendirilen kriterlerde herhangi bir değişiklik gözlenmemiştir. Bir yılın sonunda ise kompozit restorasyonlarda (Filtek Bulk Fill Posterior Restorative ve Charisma Smart Kompozit) küçük değişiklikler gözlenirken, tüm kriterler için materyallerin klinik performansları arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark gözlenmemiştir ($p>0.05$). Bununla birlikte, 1 yıllık değerlendirmede kenar renklenmesi, sekonder çürük ve postoperatif hassasiyet dışındaki tüm parametrelerde Equia Forte Fil grubu ile Filtek Bulk Fill Posterior Restorative ve Charisma Smart kompozit grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$).

Sonuç olarak Sınıf II kavitelere bulkfill kompozit rezinler ve geleneksel kompozit rezinler, yüksek viskoziteli güçlendirilmiş cam iyonomerler ile karşılaştırıldıklarında daha başarılı klinik performans sergilemişlerdir. Bu materyallerin uzun dönem klinik performansı için daha fazla çalışma gerekmektedir.

Anahtar Kelimeler: Bulkfill kompozit, Cam iyonomer , Sınıf II restorasyon

**EVALUATION OF 1 YEARLY CLINICAL PERFORMANCE OF THE
RESTORATIONS MADE USING DIFFERENT
RESTORATIVE MATERIALS**

Hacer BALKAYA

Erciyes University, Faculty of Dentistry

Department of Restorative Dentistry,

Dental Speciality Education Thesis, June 2018

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Soley ARSLAN

ABSTRACT

Today, many new restorative materials have been introduced to the market with advances in adhesive techniques, increase importance given to aesthetics, and the adoption of a minimally invasive dentistry approach. Bulkfill composite resins, which have recently been introduced to the market, can be applied up to 4-5 mm at one time, resulting in time saving. Another current restorative material, highly viscous reinforced glass ionomer cements, are the materials which are increased resistance to abrasion, surface hardness, bending and pressing resistance and reduced solubility, as well as the advantages of conventional glass ionomers.

In this clinical trial, it was aimed evaluating one-year clinical performances of a high-viscosity reinforced glass ionomer restorative system Equia Forte Fil, a bulkfill restorative material Filtek Bulk Fill Posterior Restorative composite resin and a microhybrid composite resin Charisma Smart composite resin in the restoration of class II caries lesions.

A total of 109 class II restorations were performed in 54 patients using three different restorative materials (Charisma Smart Composite, Heraeus Kulzer, Germany; Filtek Bulk Fill Posterior Restorative, 3M ESPE, Germany; Equia Forte Fil, GC Corporation, Tokyo, Japan). When composite resin restorations were performed, a single adhesive system (Single Bond Universal, 3M ESPE, Germany) was used. Restorations were evaluated for retention, color adaptation, marginal discoloration, anatomic form, contact point, marginal adaptation, secondary caries, postoperative sensitivity and

surface structure using modified USPHS criteria in baseline, 6 months and 1 year. The data were analyzed using Chi-Square, Fischer and Mc Nemar tests.

At the end of one year, 103 restorations of 109 restorations which were made, could be followed. No changes were observed for each criteria assessed during the first 6 months. At the end of one year, there were small changes in composite restorations (Filtek Bulk Fill Posterior Restorative and Charisma Smart Composite), but no statistically significant difference was observed between the clinical performances of the materials for all criteria ($p > 0.05$). However, there was statistically significant difference between Equia Forte Fil group, Filtek Bulk Fill Posterior Restorative and Charisma Smart Composite groups in all parameters except marginal discoloration, secondary caries and postoperative sensitivity at one year evaluation ($p < 0,05$).

As a result, in Class II cavities, bulkfill composite resins and conventional composite resins show more successful clinical performance than high-viscosity reinforced glass ionomers. Further studies are needed for long-term clinical performance of these materials.

Key words: Bulkfill composite, Class II restorations, Glass ionomer

İÇİNDEKİLER

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK	i
YÖNERGEYE UYGUNLUK ONAYI.....	ii
ONAY	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
KISA ÖZET	v
ABSTRACT	vii
İÇİNDEKİLER	ix
KISALTMALAR ve SİMGELER	xii
TABLolar LİSTESİ.....	xiv
ŞEKİLLER LİSTESİ	xv
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. KOMPOZİT REZİNLER	4
2.1.2. Kompozit Resinlerin Yapısı	4
2.1.2.1. Organik İçerik.....	4
2.1.2.2. İnorganik İçerik	5
2.1.2.3. Bağlayıcı Ajan	6
2.1.2.4. Kompozit Resin İçerisinde Bulunan Diğer Bileşenler	6
2.1.3. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması	7
2.1.3.1. Kompozit Resinlerin İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklükleri ve Yüzdelerine Göre Sınıflandırılması.....	8
2.1.3.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Resin Kompozitlerin Sınıflandırılması	10
2.1.3.3. Viskozitelerine Göre Resin Kompozitlerin Sınıflandırılması.....	11
2.1.3.4. Kompozit Resinlerdeki Son Gelişmeler	12

2.2. CAM İYONOMER RESTORATİF MATERYALLER	16
2.2.1. Geleneksel Cam İyonomer Simanlar (GCİS)	16
2.2.2. Hibrit Cam İyonomer Simanlar	18
2.2.2.1. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCİS)	18
2.2.2.2. Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler (Kompomerler)...	19
2.2.3. Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Simanlar (YVCİS)	19
2.2.3.1. Rezin İçerikli Yüzey Örtücü Uygulaması.....	20
2.2.4. Giomerler.....	21
2.2.5. Nano-iyonomerler.....	21
2.3. ADEZİV SİSTEMLER	22
2.3.1. Etch&rinse adezivler	22
2.3.2. Self-etch adezivler	24
2.3.3. Selektif-etch yaklaşımı	26
2.4. ÜNİVERSAL ADEZİVLER.....	26
2.5. Restoratif Materyallerin Klinik Değerlendirmesinde Kullanılan Kriterler ..	28
3. GEREÇ VE YÖNTEM	32
3.1. Çalışmaya katılan bireylerin seçimi	32
3.2. Grupların belirlenmesi, çürüğün temizlenmesi ve kavitelerin hazırlanması	33
3.3. Restorasyonların yapılması	34
3.5. Klinik değerlendirme.....	36
3.6. İstatistiksel analiz	37
4. BULGULAR.....	38
4.1. Anatomik Form	41
4.2. Kontak Noktası.....	41
4.3. Kenar Uyumu	42
4.4. Kenar Renklenmesi	43

4.5. Sekonder Çürük	43
4.6. Retansiyon Kaybı	44
4.7. Renk Uyumu	45
4.8. Yüzey Yapısı	46
4.9. Postoperatif Hassasiyet	47
4.10. Grupların Uygulandıkları Dişe Göre Değerlendirmesi	47
5. TARTIŞMA VE SONUÇLAR	53
6. KAYNAKLAR	62

ÖZGEÇMİŞ



KISALTMALAR ve SİMGELER

FDI	: World Dental Federation
USPHS	: United States Public Health Service
mm	: Milimetre
nm	: Nanometre
μm	: Mikrometre
mW/cm^2	: Birim alana düşen güç yoğunluğu
sn	: Saniye
$^{\circ}\text{C}$: Santigrat derece
Bis-GMA	: Bis-phenol A diglycidylmethacrylate
HEMA	: 2-hydroxyethyl methacrylate
TEGDMA	: Triethyleneglycodimethacrylate
MDP	: Methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate
UDMA	: Urethane Dimethacrylate
PEGDMA	: Polyethylene glycol dimethacrylate
Bis-EMA	: Ethoxylated bisphenol A glycol dimethacrylate
LED	: Light Emitting Diode
pH	: Ortamdaki hidrojen iyonları
UV	: Ultraviyole
%	: Yüzde
CQ	: Kamforokinon
PPD	: 1-fenil1-2-propanedion
Lucirin TPO	: 2,4,6-trimetilbenzoyldifenilfosfin oksit

CİS	: Cam iyonomer siman
GCİS	: Geleneksel cam iyonomer simanlar
RMCİS	: Rezin modifiye cam iyonomer siman
YVCİS	: Yüksek viskoziteli cam iyonomer siman
p	: İstatistik önem düzeyi
SiO ₂	: Silisyum dioksit /silika
Al ₂ O ₃	: Aluminyum oksit /alümina
CaO	: Kalsiyum oksit
SrO	: Stronsiyum oksit
ZnO	: Çinko oksit
CaF ₂	: Kalsiyum florür
P ₂ O ₅	: Fosfat
Na ₂ O	: Sodyum oksit /Soda
PRG	: Pre-reacted glass ionomer/ aktif cam iyonomer
A	: Alfa
B	: Bravo
C	: Charlie
D	: Delta
CSK	: Charisma Smart Kompozit
FBF	: Filtek Bulk Fill Posterior Restorative
EF	: Equia Forte Fil

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 1.	Kompozit rezinlerin doldurucu partikül büyüklükleri ve yüzdelere göre sınıflandırılması.....	8
Tablo 2.	Klinik olarak değerlendirmede kullanılan modifiye edilmiş United States Public Health Service (USPHS) kriterleri.	29
Tablo 3.	Çalışmaya dahil edilme/edilmeme kriterleri	33
Tablo 4.	Materyaller ve içerikleri.	35
Tablo 5.	Çalışmada yapılan restorasyonların dişlere ve uygulanan materyallere göre dağılımı	39
Tablo 6.	USPHS kriterlerine göre değerlendirilen restorasyonların başlangıç, 6 ay ve 12 aylık klinik değerlendirmesi (%)	39
Tablo 7.	Restorasyonların anatomik form bulguları.....	41
Tablo 8.	Restorasyonların kontak noktası bulguları	42
Tablo 9.	Restorasyonların kenar uyumu bulguları	43
Tablo 10.	Restorasyonların kenar renklenmesi bulguları.....	43
Tablo 11.	Restorasyonların sekonder çürük bulguları.....	44
Tablo 12.	Restorasyonların retansiyon kaybı bulguları.....	44
Tablo 13.	Restorasyonların renk uyumu bulguları	46
Tablo 14.	Restorasyonların yüzey yapısı bulguları	46
Tablo 15.	Restorasyonların postoperatif hassasiyet bulguları.....	47

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1.	Silan molekülünün yapısı	6
Resim 1.	a) EQUIA Forte fil, b) EQUIA Forte Coat, c) Cavity conditioner ve d) Equia uygulama tabancası.....	35
Resim 2.	a) Filtek Bulkfill Posterior Restorative ve b) uygulama tabancası.....	36
Resim 3.	a) Single Bond Universal Adeziv ve b) Charisma Smart Kompozit rezin	36
Resim 4.	45
Resim 5.	48
Resim 6.	48
Resim 7.	49
Resim 8.	49
Resim 9.	49
Resim 10	50
Resim 11.	50
Resim 12.	12 ay sonunda CSK uygulanan restorasyon örnekleri.....	51
Resim 13.	12 ay sonunda FBF uygulanan restorasyon örnekleri	51
Resim 14.	12 ay sonunda EF uygulanan restorasyon örnekleri.....	52

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüz modern diş hekimliği uygulamalarında, adeziv tekniklerdeki ilerlemeler, estetiğe verilen önemin artması ve minimal girişimsel dişhekimliği yaklaşımının benimsenmesi, anterior bölgede olduğu kadar, posterior bölgede de tedavi planlamasına önemli düzeyde yön vermektedir (1, 2).

Son yıllarda posterior bölgedeki lezyonların direkt yöntemlerle restorasyonlarında; tek seansta uygulama, estetik, preparasyon sırasında diş dokularını korumaya olanak tanıma, işlemin kısa sürmesi, indirekt yöntemlere kıyasla ucuz olma gibi üstünlükleri nedeniyle genellikle posterior kompozitler tercih edilmektedir (3). Kompozit rezin restorasyonlarda karşılaşılan marjinal uyumsuzluk, marjinal renklenme, restorasyon etrafında beyaz çizgi oluşumu, tüberkül fraktürleri, mikrosızıntı, sekonder çürükler ve postoperatif hassasiyet gibi olumsuz sonuçlar genellikle polimerizasyon büzülme stresine dayalıdır (4-6) ve bu nedenle restoratif materyallerde düşük polimerizasyon büzülmesi sağlamak için çeşitli girişimlerde bulunulmuştur (7). Ayrıca posterior restorasyonların uygulanmasında zaman kazandırıcı uygulamalar oldukça talep görmektedir. Son yıllarda rezin esaslı bulk-fill kompozitler piyasaya sürülmüştür. Bu materyallerin özelliği tek aşamada 4 veya 5 mm kalınlıktaki tabakalarının tek seferde polimerize edilebilmesi ve dolayısıyla da zaman alıcı tabakalama işlemi gerektirmemeleridir. Geleneksel rezin kompozitlerde kalın tabakalama yapılamamasının ana sebebi, diş ile materyalin ara yüzeyinde polimerizasyon büzülmesinin artmasıdır (8). Ancak bu yeni materyallerin, uygulama sırasında polimerizasyon büzülmesini, kavite adaptasyonunu ve dönüşüm derecesini olumsuz etkilemediği ve geleneksel kompozit rezinlerden daha az polimerizasyon büzülmesi gösterdikleri bildirilmiştir (9).

Ayrıca cam iyonomer simanlar (CİS) da posterior bölgedeki lezyonların konservatif olarak restorasyonunda kompozitlere alternatif olarak kullanılabilen materyallerdir.

CİS' lar, doğal diş dokusuna benzer termal genişleme katsayısına sahip olma, diş dokularına fizikokimyasal adezyon, florür salma, biyouyumluk, düşük büzülme, kenar sızıntısının az olması, restorasyon kenarlarında çürük önleyici özellik gösterme ve komşu proksimal çürükte remineralizasyonu artırma gibi avantajlara sahiptirler (10, 11). Ancak geleneksel CİS' ların düşük kırılma ve aşınma direnci, posterior restoratif materyal olarak renk stabilitelevlerinin yetersiz olması, neme karşı duyarlı olmaları ve estetik özelliklerinin iyi olmaması gibi dezavantajları da bulunmaktadır. Bu dezavantajlar, materyalin fiziksel özelliklerini zayıflatıp, yoğun çiğneme kuvvetlerine maruz kalan alanlarda kullanımını sınırlandırmaktadır (12). Son yıllarda CİS' ların erken dönemde neme karşı duyarlılığını azaltmak, sertliğini ve aşınma direncini artırmak ve çiğneme kuvvetlerine maruz kalan alanlarda kullanılabilmelerini sağlamak amacıyla; toz/likit oranı, partikül boyutları ve dağılımı değiştirilerek materyaller güçlendirilmiş ve yüksek viskoziteli CİS' lar piyasaya sunulmuştur (12) . Bu yeni geliştirilen yüksek viskoziteli simanların sertleşme mekanizmaları, geleneksel CİS' larla aynıdır ancak, geleneksel CİS' lara göre; aşınma direnci, yüzey sertliği, eğme ve basma dayanıklılıkları artırılmış ve çözünürlükleri azaltılmıştır. Çalışmalarda diğer CİS' ların aksine, yüksek viskoziteli CİS' larda sertleşme reaksiyonu daha hızlı tamamlandığından, erken dönemde suya maruz kalmasının bu materyallerin fiziksel özelliklerini olumsuz yönde etkilemediği bildirilmiştir (13). Buna rağmen üretici firmalar bu materyallerin yüzey koruyucu rezinlerle birlikte uygulanmalarını önermektedir (14). CİS yüzeyine örtücü materyal uygulanmasının, materyalin yüzeyine parlaklık kazandırdığı, zaman içerisinde materyalin translusensisinin azalmasını önlediği, materyalden ve bitirme işlemlerinden kaynaklanan boşlukları ve yüzey düzensizliklerini doldurarak düzgün bir yüzey sağladığı, erken evrede neme duyarlılığı azalttığı, restorasyonun kırılmaya ve aşınmaya karşı direncini artırdığı ve restoratif materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirdiği bildirilmiştir (14). Günümüzde, nano-dolduruculu rezinler, düşük molekül ağırlıklı monomerler, fotoinitiatörler ve diğer değişkenlerin ilavesi ile yapıları güçlendirilmiş yeni restoratif 'yüzey örtücüler' bulunmaktadır. 2007 yılında, yüksek viskoziteli güçlendirilmiş CİS ile nano-dolduruculu yüzey örtücülerin avantajlarını biraraya getirerek, posterior bölgede kompozit rezinlere alternatif olabileceği ileri sürülen ve I., II. ve V. sınıf kavitelevlerin daimi restorasyonunda kullanılmak üzere tasarlanan, yeni bir restoratif sistem (EQUIA; GC Avrupa, Tokyo, Japonya) tanıtılmıştır.

Bu çalışmanın amacı sınıf II çürük lezyonlarının tedavisinde; farklı restoratif materyallerin kullanımının restorasyon başarısı üzerine etkisini United States Public Health Service (USPHS) kriterleri ile değerlendirerek, çalışmanın “sınıf II kavitelelerin restorasyonunda kullanılan kompozit rezin materyaller ile cam iyonomer restoratif materyalin 1 yıllık klinik performansları arasında fark yoktur” sıfır hipotezinin test edilmesidir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. KOMPOZİT REZİNLER

İki veya daha fazla, birbirinden farklı özelliklere sahip olan; birbiri içerisinde eriyip çözülmeyen, kimyasal maddelerin, kullanılan kimyasalların özelliklerine sahip, yeni bir materyal oluşturmak amacıyla yapılan fiziksel karışımlarına kompozit adı verilmektedir (15-17).

Diş hekimliği, 1940'lı yılların sonuna doğru rezin bazlı materyaller ile tanışmıştır. İlk üretilen kompozit materyallerde polimerizasyon büzülmesi, dişe adezyondaki başarısızlıklar ve renk stabilitesinin sağlanamaması kısa sürede başarısızlığa sebep olmuştur ve 1956 yılında Bisfenol A glisidil metakrilat (Bis-GMA) adlı monomer Dr. Ray Bowen tarafından geliştirilmiş ve 1962 yılında diş dokularına adezyon ile bağlanan kompozit rezinler, Dr. Ray Bowen tarafından tanıtılmıştır. 1965 yılında ise Bis-GMA yapı ile silanlanmış kuartz partiküllerinden oluşan rezin materyallerin patenti alınmıştır (18, 19).

2.1.2. Kompozit Rezinlerin Yapısı

Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinler esas olarak 3 farklı bileşenden oluşurlar (20-22). Bunlar;

- Organik içerik (taşıyıcı faz)
- İnorganik içerik (dağılan faz)
- Bağlayıcı ajan (interfasiyal faz)' dır.

2.1.2.1. Organik İçerik

Organik matriks polimer bir yapı olup, monomerlerin birbirlerine bağlanarak polimer zincirlerini oluşturmasıyla meydana gelir. İçerisinde ko-monomerler, monomerler, polimerizasyon başlatıcılar, inhibitörler, stabilizörler hızlandırıcı sistem ve ultraviyole ışınlarını absorbe eden ajanlar bulunduran organik matriks, kompozit rezinlerin

polimerizasyon derecesini ve klinik performansını etkilemektedir. Organik fazın miktarının fazlalığı polimerizasyon büzülmesini artırır (21, 23).

Monomerler içerisinde en yaygın kullanılanı; glisidil metakrilatın ve bisfenol A'nın birleşmesi ile oluşan, çift fonksiyonlu Bis-GMA monomeridir. Renk değişimine dirençli olan ve iyi adezyon sağlayan, üretan dimetakrilat (UDMA), organik matriks olarak daha sonradan kullanılmaya başlanmıştır. Bis-GMA ve UDMA monomerleri; yüksek moleküler ağırlığa sahip, aşırı derecede visköz olan bileşiklerdir (20, 24, 25).

Kompozitlerde oluşan vizkoziteyi azaltmak için, Bis-GMA'ya oranla daha küçük ve daha esnek yapıda olan trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) materyallere eklenmiştir. TEGDMA, kompozit rezinlerde, aşınmaya karşı direnci düşürürken, marjinal dayanıklılık ve esnekliğin artmasına sebep olur (26).

UDMA, Bis-GMA ile karşılaştırıldığında renk değişimine daha dirençli olan ve daha iyi adezyon sağlayan bir yapı oluşur (18, 20).

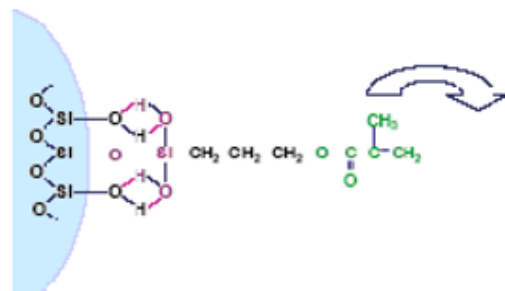
2.1.2.2. İnorganik İçerik

Restoratif rezin materyallerde gerekli mekanik direnci oluşturmak adına farklı şekil, boyut ve çeşitlilikte doldurucu ilavesi yapılmaktadır. Resin kompozitlerdeki doldurucuların esas amacı; termal genişleme katsayısının daha düşük olmasını sağlamak ve matriksteki dağılmış partiküllerin bir deformasyon oluşturmasını engellemektir. Resin kompozit materyallerinin içeriğinde yer alan inorganik yapı, matriks içine dağılmış olan farklı büyüklük ve şekildeki kuartz, baryum, zirkonyum, koloidal silika, çinko, borosilikat cam, baryum alüminyum silikat, lityum alüminyum silikat, stronsiyum ve yitriyum cam gibi doldurucu partiküllerden meydana gelir (22). Kompozit rezindeki çinko, stronsiyum, baryum ve yitriyum ise materyallere radyoopasite özelliği kazandırır. Silika partikülleri ile karışım yapının mekanik özellikleri ve ışık geçirgenliğini artırır ve dolayısıyla resin kompozitlere mineye benzer yarı şeffaf bir görüntü kazandırır. Saf silikanın, kristalin (kristobalit, tridimit, kuartz) ve non kristalin (silikat cam) olmak üzere iki formu bulunur. Günümüzde resin kompozitler genellikle silikanın non kristalin formu kullanılarak üretilmektedir. Kristalin formlarının sert olması resin kompozitin bitirme ve cila işlemlerini güçleştirir bir dezavantajdır (27-29).

Rezin kompozitlerin içerisindeki doldurucu oranının fazla olması, aynı zamanda organik matriks hacminin azalmasına neden olarak polimerizasyon büzülmesinde bir miktar azalma olmasını sağlamaktadır. Bunlara ek olarak doldurucuların diğer bir etkisi de, polimerizasyon işlemi öncesi kıvam kazandırarak restorasyonun şekillendirilmesinde kolaylık sağlamaktır (27).

2.1.2.3. Bağlayıcı Ajan

Kompozit rezin materyallerde kimyasal yapının devamlılığını sağlamak ve fiziksel özelliklerini iyileştirilmek adına organik ve inorganik fazların arasındaki adeziv bağlantı önem taşımaktadır. Organik matris ile inorganik doldurucular arasındaki bağlantıyı sağlayan bu ajanlar, silikon ve metan kelimelerinden meydana gelerek 'silan' adını almıştır (30). Silan bağlayıcı ajanlar bir uçlarından metakrilat grupları ile karbon çift bağları oluşturarak rezin matrikse, diğer uçlarından ise hidroksil grupları ile inorganik partiküllere bağlanarak birleştirici görev görürler (Şekil 1) (31). Bu ajanlar rezin materyallerin hem fiziksel hem de mekanik özelliklerini geliştirmeye yardımcı olurlar. Ayrıca rezin partikül arayüz boyunca suyun geçişini engelleyerek hidrolitik dengeyi sağlar. Silanın fonksiyon görmesiyle hem su emilimi hem de rezinin çözünürlüğü gibi bazı dezavantajlar azalabilir. Böylelikle silan bağlayıcı ajanlar, esas görevleri olan organik ve inorganik yapıları birbirine bağlamayı gerçekleştirirken, suya dirençli rezin materyallerin oluşumuna da katkı sağlamış olurlar (32, 33).



Şekil 1. Silan molekülünün yapısı

2.1.2.4. Kompozit Rezin İçerisinde Bulunan Diğer Bileşenler

a) Aktivatörler ve Başlatıcılar: Kompozit rezinlerin aktivasyonu ışıkla veya kimyasal olmak üzere iki farklı yolla olmaktadır. Işıklı aktivasyon yaklaşık 470 nm dalga boyundaki mavi ışık ile gerçekleştirilir. Bu ışıkla aktivasyon en çok üretici firma

tarafından monomere % 0.2-1 oranlarında ilave edilen kamforokinon tarafından absorbe edilerek sağlanır. Bu nedenle en sık kullanılan inisiyatör kamforokinondur. Işık ile aktive edilen kompozit rezinlerde kamforokinon (CQ) gibi diketon fotobaşlatıcılar ile dimetil aminometakrilat gibi aktivatörler kullanılırken, kimyasal olarak aktive olan kompozitlerde ise başlatıcı etki sağlayan benzoil peroksit ile hızlandırıcı etki yaratan aromatik tersiyer amin (N,N-dimetil-p-toluidin, N,N-dihidroksietil-p-toluidin vb.) birlikte kullanılır (20, 29). Diğer bir başlatıcı olan İvocerin ise germanyum bazlı bir fotobaşlatıcıdır, kamforokinona ek olarak ilave edilir ve ışığı daha iyi absorbe ederek yüksek fotoaktivite gösterir.

Işıkla sertleşen kompozit rezinlerde en yaygın kullanılan fotobaşlatıcı olan CQ, kompozit rezinin rengini etkileyebilen parlak sarı bir pigment içermektedir ve daha açık renk tonları gerektiğinde 1-fenil1-2-propanedion (PPD) veya 2,4,6-trimetilbenzoyldifenilfosfin oksit (Lucirin TPO) gibi alternatif fotobaşlatıcılar kompozit rezin formülasyonuna eklenmektedir. Ayrıca Lucirin TPO 420 nm'den daha kısa dalga boylarına duyarlıdır (34).

b) İnhibitörler: Hem çalışma sırasında hem de saklama süresince kompozitin kendiliğinden polimerizasyonunu engellemek için materyalin kompozisyonuna katılırlar. Böylece materyalin hem çalışma zamanı hem de raf ömrü uzar. En yaygın olarak kullanılan inhibitör metoksifenol ve tersiyer bütül fenoldür (27, 29).

c) UV Stabilizatörler: Polimerizasyonu kimyasal olarak gerçekleşen kompozitlerde polimerizasyonun sonrası reaksiyona girmeyen artık yapılar, ultraviyole ışığın etkisiyle parçalanarak amin renklenmesi olarak bilinen kahverengi renklenmeye sebep olabilirler. Oluşabilecek renk değişikliklerini engellemek ve kompozitin renk stabilitesini sağlamak için yapıya ultraviyole stabilizatörleri eklenebilir (29).

d) Pigmentler: Estetik olarak istenilen renkleri elde etmek amacıyla az miktarda rezin kompozitlere eklenmektedir (27).

2.1.3. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler; inorganik doldurucu partiküllerinin büyüklüğüne göre, bu partiküllerin hacim ya da ağırlık olarak yüzdesine ve polimer matrikse ekleniş biçimlerine göre, viskozitelerine ve polimerizasyon yöntemlerine göre birçok sınıflandırma gösterilebilirler. Günümüzde geçerliliğini koruyan sınıflandırma ise Lutz

ve Philips'in sınıflandırması olan inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğü ve miktarının esas alındığı sınıflandırmadır (15). Tablo 1'de inorganik doldurucu partikül büyüklüğüne ve yüzdelere göre kompozit rezinlerin sınıflandırılması gösterilmiştir (15, 29, 35).

Tablo 1. Kompozit rezinlerin doldurucu partikül büyüklükleri ve yüzdelere göre sınıflandırılması

Rezin Kompozit	İnorganik Doldurucu Büyüklüğü (µm)	İnorganik Doldurucu Yüzdesi (%)
Megafil	50-100 µm	% 70-80
Makrofil	10-100 µm	% 70-80
Midifil	1-10 µm	% 70-80
Minifil	0.1-1 µm	% 75-85
Mikrofil	0.01-0.1 µm	% 35-60
Hibrit	0.04- 1 µm	% 75-80
Nanofil	0.001-0.01 µm	% 85-90

2.1.3.1. Kompozit Rezinlerin İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklükleri ve Yüzdelere Göre Sınıflandırılması

a) Megafil Kompozitler

Megafil kompozitlerin inorganik doldurucu partikülleri 50-100 µm büyüklüğündedir. Okluzal temas bölgelerine ya da aşırı kuvvet alan ve aşınan bölgelerde kullanılması önerilen büyük çaplı cam partikülleri mega doldurucu olarak kabul edilir (22, 36).

b) Makrofil Kompozitler

Makrofil kompozitlerin doldurucu partikül büyüklükleri ortalama 10–100 µm arasında olmaktadır. İçerisinde inorganik doldurucu olarak kuartz veya cam partikülleri kullanılmıştır. Doldurucu partiküllerin büyük ve çok sert olması organik yapının inorganik partiküllere oranla daha fazla aşınmasına neden olur. Bu durum yüzey pürüzlülüğü ve renklenme gibi olumsuzluklara sebebiyet verir. Ayrıca makrofil

kompozitler çiğneme kuvvetlerine karşı dirençli değildirler. Makrofil kompozitlerin bitirme ve cila işlemlerinin zor olması en önemli dezavantajlarıdır (22, 36).

c) Midifil Kompozitler

Doldurucu partikülleri 1-10 μm büyüklüğündedir. Bu kompozitler makrofil kompozitlerden daha iyi cilalanabilmektedir. Midifil kompozitlerin makrofil dolduruculu kompozitlere göre avantajlı olduğu noktalar olsa bile benzer dezavantajlara sahiptirler. Bu nedenle günümüzde tercih edilmemektedir (22, 37).

d) Minifil Kompozitler

İnorganik doldurucu partiküller 0.1-1 μm büyüklüğündedir. Makrofil kompozitlerden daha fazla doldurucu partikül miktarı bulunmaktadır. Doldurucu partiküllerin daha küçük olmasından dolayı daha düzgün bir yüzey elde etme şansı sağlanmıştır. Bu yüzden estetik özellikler açısından daha üstün hale gelmiştir. Ayrıca aşınmaya karşı direnç artmış ve materyal daha radyoopak hale gelmiştir. Ancak çiğneme kuvvetlerine karşı dirençlerinin az olması önemli bir dezavantajlarıdır (22, 36).

e) Mikrofil Kompozitler

Bu tür kompozit rezinlerde inorganik doldurucu olarak kolloidal silika partikülleri kullanılmıştır. Partiküllerin büyüklüğü 0.01-0.1 μm arasındadır. Sıkışma dayanımları dışında diğer mekanik özellikleri makrofil kompozitlerden daha üstün değildir. Organik matriks ile doldurucu partiküllerin aşınma hızları neredeyse aynıdır. Böylece bitirme ve cila işlemleri istenilen düzeyde tamamlanabilir. Doldurucu partikül miktarına bağlı olarak organik matriks oranının artması nedeniyle bu tür kompozitlerin su absorpsiyonu artabilir. İlaveten mikrofil kompozitlerin ısıl genişleme katsayısı yükselmiş ve elastisite modülü azalmıştır. Çiğneme kuvvetlerine karşı dirençli değildirler. Bu yüzden sadece ön bölgedeki dişlerin restorasyonlarında kullanılabilirler (22, 36, 38).

f) Hibrit Kompozitler

Hibrit kompozitler farklı büyüklüklerde doldurucu içeren yapılardır. Bu kompozitler mikrofil kompozitlerin gelişmiş yüzey düzgünlüğü özelliğinden, makro moleküllü kompozitlerin de fiziksel ve mekanik özelliklerinden yararlanmak amacıyla iki farklı doldurucu büyüklüğünün karıştırılması ile oluşturulmuştur (39). Hibrit kompozitlerin doldurucu partikül büyüklükleri 0,04-1 μm arasında değişmektedir. Toplam ağırlığın yaklaşık %75-85'ini kolloidal silikadan oluşan doldurucu partiküller meydana

getirmiştir. İnorganik partikül büyüklükleri makropartiküllü kompozitlerden daha küçüktür. Miktar olarak ise mikropartiküllü kompozitlerden daha fazla inorganik partikül bulundurur. Bu durum hibrit kompozitlerin her iki kompozitten de daha iyi mekanik özellik kazanmasını sağlamıştır. Hibrit türünün belirlenmesi büyük partikülün adına göre olmaktadır. Örneğin, büyük partiküller minifil boyuttaysa kompozit minifil hibrit adını alır. Küçük partiküller karışımının genellikle ikinci komponentidir (22, 38).

Küçük partiküllü kompozitlerde doldurucu partiküllerin monomer matrikse eklenmesiyle karışımın viskozitesinde artış meydana gelmektedir. Bu problemi çözmek adına monomer matrikse doldurucu olarak önceden polimerize edilmiş mikrofil kompozit kütlesi eklenmiştir. Bu kütlede 1-20 µm büyüklüğünde partikül elde edilebilecek şekilde öğütülmüş partiküller yer almaktadır. Doldurucu partiküllerde yapılan bu modifikasyonla bu tür kompozitlere heterojen kompozitler adı verilmektedir (35, 40).

g) Nanofil Kompozitler

Son yıllarda nanoteknolojinin diş hekimliğinde kullanımı ile firmalar tarafından nanofil kompozitler piyasaya sürülmüştür. Bu kompozitlerin inorganik doldurucu partiküllerinin büyüklüğü nano boyuttadır (0.01-0.001 µm). Partiküller görünür ışık dalga boyundan daha küçük olmaları sebebiyle ışığı absorbe edemezler. Bu nedenle görünür ışık ile absorpsiyon veya saçılım gibi etkileşimlere girmezler. Dental restoratif kompozit rezinlerin yapımında nanoteknolojinin kullanımı materyallerin aşınma direnci ve fiziksel özelliklerini geliştirir. Diğer taraftan nanokompozitlerin inorganik doldurucu içeriğindeki translusensi özelliğinin mikrodolduruculu kompozitlerdeki partiküllerin translusensi özelliklerine benzemesi, materyale yüksek cilalanabilirlik ve cila kalıcılığı özelliği sunar, bu özellik de nanokompozitleri avantajlı hale getirmektedir. Nanofil kompozitler dayanıklılık açısından hibrit kompozitlere benzerken, yüzey düzgünlüğü ve estetik açıdan mikrofil kompozitlere benzemektedir (22, 35).

2.1.3.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Rezin Kompozitlerin Sınıflandırılması

a) Kimyasal Yolla Polimerize Olan Rezin Kompozitler

Kimyasal yolla polimerize olan rezinler, patlardan birinde polimerizasyonu hızlandıran organik amin (aromatik tersiyer amin) ve diğerinde ise polimerizasyonu başlatan

benzoil peroksitten oluşan çift pat sisteminde üretilmişlerdir. Polimerizasyon işlemi bu 2 bileşenin karıştırılmasıyla kimyasal olarak başlar (41).

b) Işık ile Polimerize Olan Kompozitler

Tek pat şeklinde üretilen ışıkla polimerize olan bu kompozit rezinler 1972 yılında kullanıma sunulmuştur. Bu kompozit rezinlerin polimerizasyonunda ilk başlarda ultraviyole ışık kullanılmıştır. Ancak zamanla hastaya ve hekime verebileceği zararlı etkilerden dolayı ultraviyole ışıktan vazgeçilmiş ve yerine görünür ışık kullanılmaya başlanmıştır. Işıkla ile polimerize olan bu kompozitlere polimerizasyon reaksiyonunu başlatmak için kamforokinon eklenmiştir. Görünür ışığın polimerizasyon işleminin başlaması için, 450-500 nm dalga boyunda ve en az 400 mw/cm² gücünde olması gerekir (22, 37). Günümüzde kompozit rezinlerin polimerizasyonu için plazma ark ışık kaynakları, halojen, argon lazer, diyot lazer ve LED (light emitting diode) ışık cihazları kullanılmaktadır (41-43).

c) Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize Olan Rezin Kompozitler

Kimyasal olarak polimerize olan materyallerin polimerizasyon hızı yavaştır. Bu nedenle ışıkla ilave polimerizasyon sağlanarak mevcut olumsuzluklar giderilmeye çalışılmıştır. Bu kompozit rezinler kimyasal başlatıcılar ve ışık aktivatörleri içerir. Bu yüzden polimerizasyon ışıkla başlatılıp, daha sonra kendiliğinden devam edebilir. Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinin güç olduğu durumlarda dual-cure (hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olabilen) kompozitler kullanılabilir (37). Kimyasal olarak sertleşme hızı, ışıkla sertleştirilme hızından oldukça yavaştır. Işığın ulaşamadığı bölgelerde 8-24 saat içinde kimyasal olarak polimerizasyon tamamlanır (37, 44). Bu kompozitlerin derin kavitelere 2 mm'den kalın kompozit uygulamaları gereksiniminde ve giriş alanının dar olduğu aproksimal alanlar gibi polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden endişe edildiği durumlarda kullanılması önerilmiştir (45).

2.3.3. Viskozitelerine Göre Rezin Kompozitlerin Sınıflandırılması

a) Kondanse Olabilen (Packable) Kompozitler

Kondanse olabilen kompozitlerin rezin matriksleri modifiye edilerek doldurucu miktarlarının artışına izin verilecek şekilde düzenlenmiştir. Bu kompozitlerin doldurucu partikül büyüklüğü hibrit kompozitlerin partikül büyüklüğünden daha büyüktür. Hibrit kompozitlerle karşılaştırıldığında; packable kompozitler hacimce %80 ve daha fazla

doldurucu yüzdesine sahip visköz kompozitlerdir (46). Bu kompozitler amalgam yerine posterior bölgede sınıf I ve II restorasyonlarda kullanım amacıyla geliştirilmiştir (47). Bu kompozitlerin doldurucu partiküllerinin daha büyük olmasından dolayı bitirme ve cila işlemlerinden sonra yüzeyin pürüzlü kalma ihtimalinin fazla olması dezavantajları olarak bildirilmiştir (48).

b) Akışkan Kompozitler

Akışkan kompozitler geleneksel kompozit rezinlere göre daha akışkan olan düşük viskoziteli hibrit rezinlerdir (49). Partikül büyüklüğü 0.04-1 µm arasında değişmektedir. Akışkan kompozitler klinik olarak restorasyon tamiri, fissürlerin örtülmesi, koruyucu rezin restorasyonlar, direkt olarak kuvvet almayan 5. sınıf kavite, stres kırıcı olarak restoratif materyallerin altında, insizal kenar tamirleri gibi birçok alanda kullanılırlar. Akışkan kompozitler genellikle geniş preparasyonlarda, üst yapı materyalinden kaynaklanan polimerizasyon büzülme oranını azaltmak ve stres kırıcı bir tabaka oluşturmak amacıyla sıklıkla tercih edilirler (50, 51).

Günümüzde akışkan kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmek için doldurucu oranları artırılmıştır. Bu sayede ilave hiçbir materyale ihtiyaç duyulmadan hem arka hem de ön bölge restorasyonlarında direk olarak kullanılabilen akışkan kompozitler piyasaya sürülmüştür (52).

2.1.3.4. Kompozit Rezinlerdeki Son Gelişmeler

a) Ormoserler

Ormoser, organik-modifikasyon-seramik kelimelerinin ilk hecelerinden oluşturulmuş bir tanımlamadır (22). Yeni organik modifiye seramik veya ormoser teknolojisi kondan edilebilen restoratif materyaller örnek alınarak geliştirilmiştir. Bu yapı 3 boyutlu sertleşen anorganik-organik polimer zincirleri, alifatik ve aromatik dimetakrilatları içerir. Ormoserler çok fonksiyonlu üretilen ile tioeter oligo metakrilat alkoksil silanın organik ve inorganik kopolimerlerinden oluşur (53). Silanın alkoksil grupları hidroliz ve polikondensasyon reaksiyonları ile inorganik Si-O-Si ağını, metakrilat grupları da kimyasal yolla organik polimerizasyonu gerçekleştirir (54). Çapraz bağlı dimetakrilat monomer ve silika/cam doldurucu birleşiminden oluşan farklı organik matris yapısına sahip ormoserler, geleneksel rezinlerin polimerizasyon

büzülmesi, aşınma direnci, biyoyumluluk ve optik özelliklerini geliştirmek amacıyla üretilmiştir (55).

Geleneksel polimerlerden farklı olarak ormoserler, üzerinde polimerize edilen organik ünitelerin eklendiği, SiO₂ üzerine kurulan inorganik bir iskeletten oluşurlar. Doldurucu partiküller bu çapraz bağlı inorganik ve organik matriks ağı ile birleştirilmiştir. Doldurucu materyal özel cam, seramik ve yüksek düzeyde silikadan oluşan kompozitlerdeki dolduruculara benzer bir yapıdır. Ormoser esaslı restoratif materyallerin kompozit esaslı restoratif materyallerden daha yüksek aşınma direncine sahip oldukları bildirilmiştir (17, 56).

b) Siloranlar

Yeni bir monomer sistem olan siloranlar, kompozit rezin materyallerin klinik performansını arttırmak adına geliştirilmiştir. Bu sistemler ile polimerizasyon büzülmesinin azaltılması sağlanmıştır. Siloran esaslı kompozitler siloksan ve oksiran moleküllerinin reaksiyonu sonucu oluşur. Bu reaksiyon sayesinde iki fayda sağlanır. İlk olarak halka-açılma polimerizasyon reaksiyonu ile polimerizasyon büzülme oranı düşer. İkinci olarak da ortamda sıvı varlığında siloksan yapının materyalin çözünürlüğünü azaltması sonucu hidrofobik yapının meydana gelişi gerçekleşir (57). Yapılan çalışmalar siloran kompozitlerin dimetakrilat rezinlere göre daha farklı renk ve geçirgenlik sergileyebileceklerini bildirmiştir (58).

Günümüzde kompozitler oldukça iyi fiziksel özellik ve estetik sergilemesine karşın, polimerizasyon büzülmesi halen geliştirilmesi gereken temel sorun olarak karşımıza çıkmaktadır. Yapısında siloksan ve oksiran barındıran, katyonik halka açılımı gösteren bir hibrit monomer sistemi olan siloran bazlı kompozit rezinler bunun için geliştirilen bir sistem olmuştur (59, 60). Bir siloran çekirdeği çevresine dört adet oksiran halkası sarılmasıyla siloran molekülünün yapısı oluşur. Katyonik halka açılımıyla birlikte hacimsel bir genişleme oluşmakta ve bu durum moleküler bağlanma esnasında meydana gelen büzülmeyi kompanse etmektedir (61).

Siloran bazlı kompozitler; biyoyumlulukları, iyi mekanik özellikleri, hidrofobik yapıları ve düşük polimerizasyon büzülmelerinden dolayı metakrilat monomeri içeren rezinlere alternatif olarak düşünülmüş ve piyasaya sunulmuştur (62).

c) Nanokompozitler

Nanoteknoloji, materyalleri nanometrelerle ölçülebilecek düzeyde işleyen, pek çok çalışma alanını ya da disiplini birleştiren multidisipliner bir teknolojidir (63). Kullanılan parçacık büyüklüğü 0.1-100 nm aralığında olan nanoteknoloji, çeşitli kimyasal ve fiziksel metotlarla fonksiyonel materyallerin ve yapıların üretimini kapsayan bir alan haline gelmiştir (64).

Bu teknolojinin ilerlemesiyle üretici firmalar tarafından doldurucu partikülleri nanometrik boyutta olan yeni kompozit rezinler üretilmeye başlanmıştır. Nanopartiküllü kompozit materyaller diğer geleneksel ve hibrit kompozitlere benzer polimer yapıda organik matrikse sahiptir. Ancak nano kompozitlerin inorganik yapısını oluşturan partiküllerin iki ayrı yapısı bulunmaktadır (65). Bu yapılardan biri nanomer kompozitin organik yapısında dağınık bir şekilde bulunan kümeleşmemiş partiküllerdir. Diğer yapı ise nanomer öbekleri (nano-cluster) adı verilen 50 nm'den daha ufak nanomerlerin gevşek bağlar ile bağlanmasıyla meydana gelen yapılardır (64-66).

Nanometrik boyuttaki partiküllerin konvansiyonel teknoloji ile üretilen partiküllerle kombinasyonu sonucu elde edilen kompozitlere nanohibrit kompozit adı verilmiştir. Resin matriksin içerisine nanometrik boyutta partiküllerin eklenmesi ile elde edilen yapı ise nanofil kompozit adını almıştır (67). Nanokompozitlerin piyasaya sürülmesindeki esas hedef; ağızda bütün bölgelerde kullanılabilmesi ve hibrit kompozitlerin güçlü mekanik özellikleri ile mikrofil kompozit rezinlerin iyi cilalanabilme özelliklerini bir araya getirmesidir. Aşınma dirençlerinin ve mekanik özelliklerinin yüksek olmasının yanı sıra yüzey özelliklerinin düzgünlüğü ve stabilitesi nano kompozitlerin tercih edilme sebepleri arasındadır (64).

d) Bulkfill Kompozit Resinler

Polimerizasyon derinliğinin sınırlı olması ve tabakalı olarak uygulama gereksinimi ışık ile polimerize edilen kompozitlerin önemli bir dezavantajıdır. Tabaka kalınlığı, ışığın penetrasyon derinliği dikkate alınarak en fazla 2 mm olarak belirlenmiştir (68). Bu durum derin kaviteelerde işlem süresinin uzamasına ve kompozit tabakaları arasında hava kabarcığı oluşma riskinin artmasına neden olmaktadır. Çeşitli üreticiler bu sorunu gidermek için bulkfill olarak adlandırılan yeni tip kompozitleri üretmişlerdir (8). Derin ve geniş kaviteelerde bulkfill kompozitlerin kaviteye 4-5 mm kalınlığında tek tabaka

olarak yerleştirilmesi, klinikte geçen süreyi azaltarak klinisyenler için önemli bir avantaj sağlamaktadır (69).

Firmaların piyasaya sunduğu bulkfill kompozit adı verilen bu rezin materyallerin birçok olumlu özelliğinin bulunması; hekimler tarafından tercih edilmelerine sebep olmaktadır. Bu kompozitlerin düşük büzülme stresi ve buna bağlı olarak iyi kenar uyumu göstermesi, yeterli radyoopasiteye sahip olması, posterior bölgede çiğneme kuvvetlerine karşı yeterli direnç göstermesi ve estetik özellik olarak iyi cilalanabilir özellikte olması olumlu özellikleri arasında sayılabilir. Bu materyallerin kaviteye yerleştirilmesi geleneksel kompozitlere göre daha kolay olmaktadır. Ortam ışığı altında çabuk polimerize olmaması restorasyonun şekillendirilmesi için hekime yeterli zaman sunmaktadır. Bulkfill kompozitlerde ışık penetrasyonunun daha iyi gerçekleşmesi translusensi özelliklerinin artırılmasıyla ve içerdikleri fotobaşlatıcılar sayesinde olmaktadır. Bu sayede daha kalın tabakalarda daha derin bir polimerizasyon sağlanır (70-72).

Bulkfill kompozitlerin kullanılması restorasyon yapılırken, tabakalama tekniği esnasında oluşabilecek boşluk kalma ihtimalini ve tabakalar arasında kontaminasyon riskini önleyerek daha kompakt restorasyonlar elde edilmesini sağlar. Bulkfill kompozitlerin standart sınıf II kavitelere kaspal hareketliliği azalttığı (73) ve yüksek bağlanma değerlerini sergiledikleri rapor edilmiştir (74).

Yeni nesil nanohibrit bir rezin kompozit türü olan bulk-fill kompozitler üretici firmalarına göre değişkenlik göstermesiyle birlikte genel olarak; yiterbiyum triflorid, baryum cam, proakrilat, karmaoksit, zirkonyum/silika partikülleri içerirler. Bu partiküller sayesinde radyoopasite artırılarak ışık cihazının etkisinin derinlere ulaşabilmesi sağlanmaktadır (75, 76). Bulkfill kompozitlerde polimerizasyon derinliğini arttıran bir diğer faktör olarak bu kompozitlerin inorganik doldurucu oranlarının geleneksel kompozitlere oranla daha düşük fakat doldurucu boyutlarının daha büyük olması gösterilebilir.

Düşük viskoziteli (akışkan) bulk-fill kompozit rezinler klinikte restoratif uygulamaları kolaylaştırmak için üretilen, inorganik doldurucu miktarı azaltılmış rezinlerdir. Bulkfill akışkan kompozitlerdeki akışkanlık, özellikle ulaşımı zor olan derin kavitelere kullanım kolaylığı sağlamaktadır (77). Ancak düşük vizkoziteli kompozitlerin kullanıldığı restorasyonlarda; restorasyonun mekanik ve aşınma özelliklerini geliştirmek

amacıyla, restorasyonun son tabakası olarak kondanse edilebilen bir geleneksel kompozit tabakası yerleştirilerek restorasyonun bitirilmesi önerilir (8).

2.2. CAM İYONOMER RESTORATİF MATERYALLER

Cam iyonomer simanlar (CİS), Wilson ve Kent tarafından ilk kez 1972 yılında diş hekimliğine tanıtılmıştır ve Alumino-Silikat-Poliakrilik-Asit olan içeriğin baş harfleri alınarak ASPA adı verilmiştir (78). CİS'in sertleşme reaksiyonunun tamamını ya da büyük bir bölümünü asit-baz reaksiyonu oluşturur, CİS flor rezervuarı olan ve devamlı olarak flor salınımı gerçekleştirebilen restoratif materyallerdir. CİS uygulama şekillerine göre aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir (79, 80):

Tip I: Kuron, köprü ve braketlerin yapıştırılmasında kullanılan simanlar

Tip II: Restoratif simanlar

Tip III: Kaide materyali ve pit ve fissür örtücü olarak kullanılan simanlar

Tip IV: Kanal dolgu patı olarak kullanılan simanlar

CİS içeriklerine göre ise aşağıdaki gibi sınıflandırılabilirler;

1. Geleneksel cam iyonomer simanlar (GCİS)
2. Hibrit cam iyonomer simanlar
 - a. Rezin modifiye cam iyonomer simanlar (RMCİS)
 - b. Poliasit modifiye kompozit rezinler (Kompomerler)
3. Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar (YVCİS)
4. Giomerler
5. Nano-iyonomerler

2.2.1. Geleneksel Cam İyonomer Simanlar (GCİS)

Günümüzde, CİS kalsiyum veya stronsiyum esaslı alumina-silikat cam tozlarının suda eriyebilen polimerik asitlerle kombinasyonu ve flor ilavesi ile elde edilmektedir (81-83). CİS' da kullanılan cam partikülleri karmaşık bir yapıya sahiptir ve silisyum dioksit (SiO_2), alüminyum oksit (Al_2O_3) ve kalsiyum oksit (CaO) içerirler. Camın iskeletini, alüminyum oksit ve silisyum dioksit oluşturmaktadır ve yapı, üç boyutlu silikat yapısıyla tetrahedral bir yapıdır. Genellikle stronsiyum oksit (SrO) ve çinko oksit (ZnO)

kalsiyum oksitinin (CaO) yerini almaktadır. Rezervuar görevi gören flor (CaF₂)'un yanında genellikle fosfat (P₂O₅) ve soda da (Na₂O) içerirler (84). Cam tozu, 1100°C-1500°C sıcaklıkta erimiş alümina (Al₂O₃), silika (SiO₂), metal oksit, metal florür ve metal fosfatın bileşiminden meydana gelmektedir (81).

CİS'in reaktivitesi, asit veya kopolimerik asidin türüne, moleküler ağırlığına ve konsantrasyonuna bağlıdır. Maleik ya da itakonik asit ilavesi ile toplam moleküler ağırlığa bağlı olarak karboksilik asit gruplarının sayısı artar ve bu durum reaktivitenin artmasını sağlar. Polikarboksilik asit, simanın toz ya da likit kısmında bulunabilir. Diğer bir yaklaşım ise, likit kısmı distile su olan ve çözünebilen kuru poliasitlerin toz kısmında yer aldığı simanlardır (84, 85). CİS yapısında; akrilik asit, maleik asit, itakonik asit, bütan dikarboksilik asit ve vinil fosforik asit gibi farklı poliasitler bulunabilmektedir (81).

GCİS'lerin toz-likit bileşenlerinin karıştırılmasıyla, katı cam tozlarının asit gruplarını nötralize etmesine dayanan bir sertleşme reaksiyonu meydana gelir. Cam iyonomer simanların sertleşme mekanizması dört ayrı fazda gerçekleşir. Bunlar (81);

1. Likidin teması,
2. Cam partikülleri üzerine asit atağı,
3. Matrisin şelasyonu
4. Matrisin sertleşmesi

Başlangıç fazında, cam partiküller, polikarboksilik asit solüsyonu içinde dağılır ve siman matrisinde doldurucu olarak işlev görür. Asit atağının gerçekleştiği fazda, yüzeydeki cam tozlarının yıkımı başlar ve simanı oluşturan metal iyonlarının (Al⁺³, Ca⁺², Sr⁺², F⁻¹) serbestlenmesi ile reaksiyon devam eder. Serbestlenen metal iyonları simanın likit fazına doğru hareket ederler. Katyonların daha sonra poliasit zincirleri arasında tuz köprülerinin oluşumuna yardım etmesiyle yüzeyinde silikadan zengin "silika hidrojel tabakası" oluşur (81, 86, 87). Kalsiyum poliakrilat oluşumu, alüminyum poliakrilat oluşumundan daha hızlı bir reaksiyon sergiler. Reaksiyon devam ederken, matris içindeki iyon konsantrasyonu artar ve poliakrilik asidin poliakrilatlara dönüşmesi ile birlikte ortamın pH'ı ve viskozitesi artar (86). Genellikle, polikarboksilik asidin %45'lik sulu solüsyonu kullanılmakla birlikte CİS'in sertleşme reaksiyonunu kontrol edebilmek için, cam tozuna yeterli miktarda kuru poliakrilik asit ilave edilir (87).

GCİS'lar yüksek düzeyde flor salınımı yapan, reşarj özelliği olan, diş sert dokularına kimyasal olarak bağlanan ve özellikle yüksek çürük riskine sahip bireylerde tercih edilen materyallerdir (88). Ayrıca bu materyaller düşük organik asit içerikli bir yüzey düzenleyici ile birlikte kullanıldıklarında diş sert dokularına daha iyi bağlanabilmektedir. Bu avantajlarına karşın, aşınma dirençlerinin zayıf olması ve kırılma dayanıklılıklarının yetersiz olması nedeniyle daimi direkt restoratif materyal olarak tercih edilememektedirler (89).

CİS'in kimyasal yapılarına metal tozları eklenerek, fiziksel özelliklerini geliştirilmiş metal modifiye cam iyonomer simanlar elde edilmiştir. CİS yapısına ilk olarak gümüş alaşımı eklenmiştir. Gümüş alaşımının eklenmesinin materyalin fiziksel özelliklerinin artmasında anlamlı bir etkisi olmamış ve bu materyal arka bölge dişlerinde restoratif materyal olarak başarılı sonuçlar sergilememiştir (90).

2.2.2. Hibrit Cam İyonomer Simanlar

2.2.2.1. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCİS)

RMCİS, 1980'lerin sonuna doğru piyasaya sürülmüştür ve yapıcı %80 cam iyonomer siman ve %20 rezin esaslı hibrit bir restoratif materyalden oluşmaktadır (22). RMCİS, GCİS'larda görülen nem hassasiyeti ve düşük fiziksel özellikleri gibi sorunlarının giderilmesi için geliştirilmişlerdir. Ayrıca bu materyal geliştirilirken, GCİS'in flor salınımı, reşarj özelliği ve kimyasal adezyon gibi özelliklerinin korunması da amaçlanmıştır. RMCİS'ın fiziksel ve mekanik özellikleri, GCİS ile kompozit rezinler arasındadır. Toz kısmında floroaluminosilikat cam tozları bulunurken, likit kısmında HEMA (2-Hidroksietil metakrilat), metakrilat grupları, poliakrilik asit, tartarik asit ve %8 oranında su bulunmaktadır (91). RMCİS'lar asit-baz reaksiyonuna ek olarak foto-kimyasal bir sertleşme mekanizmasına da sahiptirler. Kimyasal yapılarına eklenen düşük miktardaki monomerler, asit-baz reaksiyonunu destekleyen ikincil bir ışıkla polimerizasyon reaksiyonu sağlamaktadır. Bununla birlikte materyal HEMA ile reaksiyona girecek kimyasal bir indikatör içeriyorsa üç aşamalı bir sertleşme görülür. %23 oranında flor içeren RMCİS'ların flor salınımı ve reşarj kapasitesi GCİS'lardan daha fazladır (92) ve GCİS'lardan farklı olarak diş dokularına fiziksel ve kimyasal adezyon gösterirler.

Firma talimatlarına uygun polimerizasyon sağlansa bile artık monomer (HEMA) salınımı olabilir. Bu durum pulpa biyolojisini hassasiyetten enflamasyona kadar çeşitli

düzeylede olumsuz yönde etkileyebilir, alerjik reaksiyonlara ve kontak dermatite yol açabilir. RMCİS'in biyouyumluluğu içerdiği HEMA'ya bağlı olarak GCİS'dan daha düşüktür (93).

2.2.2.2. Poliasit Modifiye Kompozit Reziner (Kompomerler)

Kompomerler yapılarında iki karboksil gruplu dimetakrilat monomerler ve GCİS'larda bulunan iyon salabilen cam benzeri doldurucular içermektedirler. Bunlara ilaveten, reaksiyon başlatıcılar, stabilizörler ve pigmentler bulunur (94). İçeriğinde %20-30 oranında cam iyonomer siman ve %70-80 oranında kompozit rezin bulunan kompomerler, %13 oranında flor ihtiva eder ve flor salınımları da oldukça düşüktür (22, 92). Bu materyallerin fiziksel ve estetik özellikleri ise kompozit rezinlere daha yakındır. Uygulamaları kolay olmakla birlikte ışıkla polimerize olmaları tercih edilme nedenlerindedir (95).

2.2.3. Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Simanlar (YVCİS)

YVCİS, GCİS'in zayıf mekanik özelliklerini ve okluzal kuvvetler karşısındaki aşınma direncini arttırmak ve Sınıf I ve Sınıf V restorasyonlarla sınırlı olan endikasyon alanlarını genişletmek için geliştirilmiş materyallerdir (96, 97). Ayrıca, daimi restorasyon materyali olarak kompozit rezin ve amalgama alternatif olmaları da amaçlanmıştır. GCİS'daki toz likit oranı 3:1 veya 4:1 iken; YVCİS'da bu oran 6:1 veya 7:1'dir (98, 99).

Sertleşme mekanizmaları GCİS'la aynı olmakla birlikte YVCİS'ın aşınma direnci, yüzey sertliği, eğme ve basma dayanıklılıkları artırılmış ve çözünürlükleri azaltılmıştır. Ayrıca, flor salınımları GCİS'larla aynı orandadır ve biyouyumlulukları da benzerdir (100, 101).

Cam iyonomer simanların mekanik özellikleri mikro yapıları ile yakından ilişkilidir. Partikül boyutu ya da porozite dağılımı simanın dayanıklılığını belirgin olarak etkilemektedir (89, 102). Cam ve likitin içeriğindeki değişim, toz/likit oranı ve karıştırma yöntemi (el ile, vibrasyonlu ya da rotasyonlu aletlerle) gibi faktörler simanın mekanik özelliklerini etkilemektedir (89, 103). Özellikle karıştırma yöntemi, simanın yapısına hava girişine bağlı porozite oluşumundan dolayı, büyük önem taşımaktadır. El ile karıştırılan simanlarda ortalama %3,5'lük porozite oranı bulunmuştur (104). Simanın viskozitesinin azalması da porozitede bir artışa neden olmaktadır. Nomoto ve

arkadaşları (105), CİS'in viskozitesine bağlı olarak, restoratif amaçla kullanılan bir cam iyonomer simanda %0,2'lik porozite varlığında dayanıklılığın %10 oranında azaldığını ya da yapıştırma simanı formunda %3 porozite içerdiğinde ise %50'ye varan dayanıklılık azalması olduğunu bildirmişlerdir.

Günlük klinik kullanımda, doğru toz/likit oranlarının belirlenmesinin ve el ile karıştırmanın zor olması nedeniyle, klinisyenler için kullanım kolaylığı, standart ve yüksek toz/likit oranı, homojen ve uygun kıvam gibi avantajlar sağlayan kapsül formunda cam iyonomer simanlar geliştirilmiştir (102).

Ayrıca, çeşitli firmalar tarafından yüksek viskoziteli kapsül cam iyonomer simanlar rezin içerikli yüzey örtücülerle kombine olarak klinik kullanıma sunulmuştur.

2.2.3.1. Rezin İçerikli Yüzey Örtücü Uygulaması

Başlangıç sertleşme aşamalarında, uygun maturasyonda su anahtar görevi gördüğü için nem kontaminasyonu ve dehidratasyon CİS'in fiziksel özelliklerini olumsuz yönde etkiler (106, 107). Gemalmaz ve arkadaşları (108), erken dönemde nem kontaminasyonunun cam iyonomer restorasyonların mekanik dayanıklılığını düşürdüğünü ve yüzeyinin erozyona ve abrazyona bağlı aşınmaya eğilimli hale geldiğini bildirmişlerdir. Cam iyonomer siman uygulanan restorasyonlarda, bu dezavantajları ortadan kaldırmak için, restorasyonların yapımından sonra en az 1 saatten 2 haftaya kadar değişen sürelerde nem etkileşiminden kesinlikle korunması önerilmektedir (109, 110). Geçmiş dönemlerde, vazelin, kakao yağı, sıvı geçirmeyen yüzey örtücüler ve tırnak cilaları yüzey örtücü olarak kullanılmıştır. Fakat bu yüzey örtücülerin çiğnemeye bağlı aşınma sonucu kısa zamanda restorasyon yüzeyinden uzaklaştığı görülmüştür. Yüzey örtücü sistemlerdeki gelişmelerle birlikte, ışıkla sertleşen yüzey örtücüler optimal yüzey koruyucu ajanlar olarak karşımıza çıkmaktadır. Su emilimini azaltan rezin içerikli yüzey örtücüler polimerizasyon büzülmesinin hızını da yavaşlatmaktadır (111).

Son zamanlarda, YVCİS ile kombine kullanılan nano dolduruculu yüzey örtücüler piyasaya sürülmüştür. Bu self adeziv, nano dolduruculu rezin içerikli yüzey örtücülerin, yüksek hidrofilik özellikleri ve çok düşük olan viskoziteleri ile cam iyonomer siman yüzeyinde mükemmel bir örtüleme sağladıkları firmalar tarafından bildirilmiştir. Rezin içerikli yüzey örtücü uygulamasının, CİS' in mikrosertliğini arttırmadığı, hatta azalttığı ve yüzey pürüzlülüğünün de örtücü uygulanmış ve uygulanmamış restoratif cam

iyonomer simanlar için benzer olduğu görülmüştür (112, 113). Bununla birlikte, nano dolduruculu yüzey örtücü uygulamasının YVCİS' in makaslama ve basma dayanımının 4-8 haftalık süre sonunda arttırdığı ve düşük yüzey gerilimine bağlı olarak kenar örtülenmesini de olumlu yönde etkilediği bildirilmiştir (112, 113). Nano dolduruculu yüzey örtücülerin, restorasyonun uygulandığı kişinin çiğneme kuvvetine, okluzyonuna, çiğneme alışkanlıklarına ve diyetine bağlı olarak ortalama altı ay süreyle restorasyon yüzeyinde kaldığı görülmüştür (114). Altı ay sonunda, YVCİS' in maturasyonu tamamlanmış olduğundan yüzey örtücü uygulamasının tekrarlanmasına gerek duyulmamaktadır. Ayrıca, nano dolduruculu rezin içerikli yüzey örtücüler YVCİS' lar ile kombine kullanıldığında diğer cam iyonomer simanlara kıyasla daha etkili sonuçlar vermektedir (112).

2.2.4. Giomerler

Giomer, florealuminasilikat cam partikülleri ile polialkenoik asit arasında sulu ortamda meydana gelen asit-baz reaksiyonu sonucu oluşan aktif cam iyonomer partikülleri (PRG- pre-reacted glass ionomer) içeren, flor salabilen ve ışıkla sertleşen restoratif bir materyal olarak piyasaya sürülmüştür. "Giomer" ismi, "Glass ionomer + polimer" kelimelerinden türetilmiştir (115). PRG partiküllerinin, yüzey aktif (S-PRG) ve tüm partikül aktif (F-PRG) olmak üzere iki farklı formu bulunmaktadır. Beautifil (Shofu, Kyoto, Japonya), S-PRG teknolojisi ile üretilmiş diş renginde rezin esaslı ilk giomer restoratif materyaldir. Giomerlerde cam iyonomer simanlarda görülen hidrojel fazı geçişi görülmemektedir. PRG partikülleri cam iyonomer siman yapısında olup flor salınımından sorumludurlar. Kompomerler gibi ışıkla sertleşen ve diş dokusuna adezyon için bir bağlayıcı sisteme ihtiyaç duymayan giomerlerin, uzun dönemli flor salınımına dair şüpheler olmakla birlikte, yapılan çalışmalarda demineralizasyonu inhibe etme yeteneklerinin cam iyonomer simanlarla benzer olduğu görülmüştür (116, 117, 118).

2.2.5. Nano-iyonomerler

GCİS ve RMCİS' a ek olarak, nano dolduruculu rezin modifiye cam iyonomer simanlar (nano-iyonomer) son yıllarda klinik uygulamalarda yerini almıştır. Nano-iyonomerlerde mekanik dayanıklılık artarken polimerizasyon büzülmesi azalmıştır (119). Ketac N100 (3M ESPE, St Paul, MN, ABD), ışıkla sertleşen, nano-teknoloji ile üretilmiş ilk pasta-pasta nano-iyonomer materyaldir.

Nano-iyonomer yapısı, akrilik ve itakonik asit kopolimerlerinin floroaluminosilikat cam partikülleri ve su ile gerçekleştirdiği cam iyonomer reaksiyonuna dayanmaktadır. Ayrıca nano-iyonomer yapısında, Bis-GMA, TEGDMA, PEGDMA ve HEMA gibi çeşitli rezin monomerler de bulunmaktadır. Nano-iyonomerleri diğer cam iyonomer simanlardan ayıran en önemli özellik, doldurucu içeriklerinin ağırlıkça %69'unu nano dolduruculardan oluşmasıdır. Materyalin birincil sertleşmesi ışık aktivasyonu ile gerçekleşmektedir ve RMCİS ile benzer sertleşme reaksiyonu göstermektedir. Dentin ve mine dokusuna bağlanmaları CİS gibidir. Kalsiyum-polikarboksilat formasyonu açıkça görülmekte ve bu kimyasal bağlanma materyalin uzun dönemli olumlu sonuçlar vermesi için kilit faktördür (120). Materyal yüzeyindeki flor oranının karşılaştırıldığı bir çalışmada, Ketac N100 ve Fuji grubu (GC Europe, Leuven, Belçika) cam iyonomer simanların benzer düzeyde flor içerdiği, buna karşın Ketac N100'ün Fuji grubu cam iyonomer simanlara nazaran daha az porozite ve yüzey çatlakları sergilediği bildirilmiştir (121). Flor salınımı ve reşarj özelliklerinin kompozitlerden yüksek; GCİS ve RMCİS ile benzer olduğu görülmüştür (122).

2.3. ADEZİV SİSTEMLER

Adeziv diş hekimliğinin yeni dönemi 1955' te Buonocore ile başlamıştır. Buonocore, %85 fosforik asitle pürüzlendirilmiş mineye rezin uygulamasını önermiştir (123). Adeziv sistemlerin kimyasal yapıları, uygulama aşamalarının sayısı ve uygulama teknikleri farklılıklar göstermektedir.

Günümüze kadar adeziv sistemlerin gelişimi, uygulama kolaylığı, teknik hassasiyetin azaltılması ve bağlanma kuvvetinin artırılması yönünde olmuştur. (124). Günümüzde modern adeziv sistemler diş dokularına farklı bağlanma tekniklerine göre etch&rinse ve self-etch sistemler olmak üzere iki ana kategoriye ayrılabilir (124, 125).

2.3.1. Etch&rinse adezivler

Fusayama, kavitelere total-etch konseptini tanıttığında ABD ve Avrupa'daki diş hekimleri fosforik asitle dentinin pürüzlendirilmesi işleminin olumsuz pulpal reaksiyonlara neden olabileceğini ileri sürmüşlerdir (126). Daha sonra yapılan bir çalışmada dentinin asitle pürüzlendirilmesi işlemiyle olumsuz pulpal reaksiyonlar görülmediği ortaya konmuştur (127).

Etch&rinse adezivlerde ilk olarak asitleme ve yıkama basamağını takiben primer ve adeziv uygulaması yapılır (128). Asitlenmiş dentin yüzeyine, bir çözücü içinde bulunan hidrofilik monomerlerden oluşan dentin yüzey hazırlayıcısı (primer) uygulanır. Primerlerde kullanılan çözücü; su, aseton veya etanol olabilir ve hidrofilik monomer ise genellikle HEMA dır (129). Asitleme aşaması ile dentinde yoğun bir kollojen ağı ortaya çıkar. Bu organik tabakanın yüzey enerjisi ve ıslanabilirliği oldukça düşüktür. Primerin esas görevi dentinin yüzey enerjisini ve ıslanabilirliğini arttırmak, kollajen liflerin arasını açmak ve adeziv materyalin penetrasyonunu sağlamaktır (128, 130). Primer uygulamasını takiben uygulanan adeziv rezin Bis-GMA, TEG-DMA ve UDMA gibi hidrofobik monomerlerden oluşur.

Yapılan asitleme basamağı ile smear tabakası kaldırılır, dentin tübülleri açığa çıkarılır ve bağlanma kapasitesini arttırmak için mikro gözenekli bir yüzey oluşturulur (128). Bununla birlikte asitin kontrollü bir şekilde uygulanması ve ideal yüzey nemliliğinin sağlanması zordur. Etch&rinse tekniğın klinik uygulama basamaklarında yapılan en küçük hata, bağlanmanın bozulmasına ve erken marjinal adaptasyon kaybına neden olmasına rağmen, mineye etkili ve stabil bağlar kurmak için hala en güvenilir yaklaşım olduğu düşünülmektedir (124, 131-133). Ayrıca bu yöntem dentine olan bağlanmayı bozulmalara karşı korumaktadır (134-137).

Etch&rinse adeziv sistemler primer ve bondun tek şişede olup olmasına bağlı olarak iki veya üç basamaklı olabilir (138).

Üç basamaklı sistem: Sırasıyla; asitleme/yıkama, primer uygulama, adeziv ajanın uygulanması basamakları vardır. İlk basamakta uygulanan asit, smear tabakasını kaldırılarak dentinin 3-5 µm veya daha fazla derinlikte dekalsifiye olmasını sağlar. Böylece hidroksiapatitini kaybetmiş kollajen fibrilleri açığa çıkar. Bu fibriller, rezin monomerin mikromekanik tutuculuğu için mikro-tutucu ağ olarak fonksiyon görürler (128). İkinci basamak, bağlanmayı arttırıcı monomerlerin (primer) uygulanmasıdır. Bu basamakta açığa çıkmış kollajen fibrillerin yeterince ıslatılması ve kalan suyun uzaklaştırılması sağlanmalıdır. Böylece dentin, adeziv penetrasyonu için hazır hale gelir. Son basamak adeziv rezinin uygulanmasıdır. Adeziv rezinin, kollajen fibrilleri ile karışmış primerle birlikte kopolimerize olması sonucu “hibrit tabaka” oluşur (128).

İki basamaklı sistem: Geleneksel adeziv sistemler kullanıldığında, nem kontrolünün zorluğu ve uygulama basamaklarının çok olması nedeniyle hata yapma olasılığı

yüksektir. Bu nedenle üreticiler, üç basamaklı total-etch adezivleri basitleştirmeye yönelmişler ve iki basamaklı total-etch (one-bottle) sistemini geliştirmişlerdir (129).

Bu sistemde birinci basamağı asit uygulanması oluştururken tek şişede birleştirilmiş primer ve adeziv rezin uygulaması ikinci basamağı oluşturur (139). Bu sistemlerin bağlanma mekanizmaları üç basamaklı total-etch sistemler ile aynıdır ve neredeyse hepsi üç basamaklı sistemler gibi nemli bağlanma tekniği gerektirirler. Nemli bağlanma tekniğinde yüzey, asitleme ve yıkama işleminden sonra tamamen kurutulmayarak hafif nemli bırakılır. Böylece kollajen fibrilleri çökmez ve rezinin penetrasyonu için sünger gibi davranırlar. Yüzeğe uygulanan adeziv rezin içeriğindeki aseton ya da etanol çözücü su ile yer değiştirerek kollajen ağ içerisine rezini taşır (129).

İki aşamalı sistemlerin uygulanması 3 aşamalıya göre daha basittir ancak bu sistemlerde ikinci aşamanın birkaç kez uygulanmasının önerilmektedir ve bu da sürenin uzamasına ve teknik hassasiyet gerekliliğinin artmasına neden olmaktadır. Ayrıca üç basamaklı total-etch tekniğinin dezavantajları bu sistem içinde geçerlidir (139). Asit uygulanan dentinin klinik koşullarda iyi kapatılmama olasılığı mevcuttur ve primer ile adeziv rezinin birlikte kullanılmasının hibridizasyon etkinliğini azaltabileceği bildirilmiştir (129).

Bu adeziv sistemlerin başarıyla uygulanmasında nemli bağlanma tekniği oldukça önemlidir. Nemli bağlanma tekniğinde asit uygulandıktan ve yıkandıktan sonra dentin yüzeyi tamamen kurutulmaz, hafif nemli bırakılır. Böylece kollajen fibrillerin çökmesi önlenir. Adeziv rezin içeriğindeki aseton ya da etanol çözücü su ile yer değiştirerek kollajen ağ içerisine rezinin penetrasyonu gerçekleşir. Aşırı nem, primeri sulandırarak etkisinin azalmasına, hibrit tabakası içindeki rezinin polimerizasyonunun tam olarak gerçekleşmemesine, poröz yapı oluşumuna ve suyun kalmasına neden olarak, bağlanma dayanımı olumsuz yönde etkiler (129, 140).

2.3.2. Self-etch adezivler

Etch&rinse sistemler ile ilgili devam eden problemler, self-etch adezivlerin geliştirilmesine neden olmuştur (129). Self-etch sistemlerde yıkama ve kurutma fazına gereksinim duyulmamaktadır. Böylece hem klinik uygulama zamanı kısalır hem de uygulama ve manipülasyon sırasındaki hata riski ve teknik hassasiyet belirgin oranda azaltılmış olur (132). Self-etch primerlerin etki mekanizması, yıkama gerektirmeyen asidik monomerlerin kullanılması temeline dayanmaktadır (132). Bu sistemlerde

asitleme sonrası yıkama işlemi yapılmadığı için smear tabakası ve demineralizasyon ürünleri ortamdan uzaklaşmaz ve adeziv rezin içerisine dahil olur (128). Bununla birlikte yüzeyin fazla kurutulması sonucu açığa çıkmış kollajen yapıda çökme veya bağlanmayı engelleyecek ölçüde ıslak kalma riski de azalmaktadır (139). Ayrıca, asitleme ve rezin infiltrasyonu eş zamanlı olduğundan eksik infiltrasyon olasılığı düşüktür.

Self-etch adezivler kısa uygulama süresi ve wet-bonding'e ihtiyaç duymaması gibi nedenlerden dolayı daha az teknik hassasiyet gerektirir. Bu nedenle iyi bir bağlanma gösterirken, güvenilir klinik performans sergilediği iddia edilmektedir. Self-etch adezivlerin başka bir özelliği de etch&rinse adezivlerle kıyaslandığında ya hiç ya da en azından düşük post operatif hassasiyet oluşturmalarıdır (141-143). Bu durum büyük ölçüde daha az agresif bir uygulama olmasından (dentine direkt fosforik asit uygulanmasına kıyasla) ve böylece dentinde daha yüzeysel demineralizasyon göstermesinden ve tübüllerin büyük ölçüde smear tabakası ile kapanmış olmasından kaynaklanmaktadır. Tüm bu olumlu özellikler günümüz dental uygulamalarında self-etch adezivlerin popüleritesinin giderek artmasına yol açmıştır (124).

Tüm self-etch adezivler, asitleme işlemi için iyonize edici madde olarak su içerirler. İstisna olarak birkaç tane su içermeyen self-etch adeziv mevcuttur. Fakat bu adezivler daha fazla teknik hassasiyet gerektiren wet bonding uygulaması gerektirirler (144). Genel olarak self-etch adezivler, diş yüzeyinde demineralizasyon ve infiltrasyon derinliklerinin aynı olması avantajına sahiptir, teorik olarak adeziv penetrasyonu tamamen sağlanır (145). Artan derinlikle birlikte asidik monomerler yüzeydeki mineral ile giderek tamponlanır ve demineralize etme özelliklerini kaybederler (146, 147). Self-etch adezivler tarafından oluşturulan adeziv-diş arayüzeyinin morfolojik özellikleri, büyük ölçüde dental substratlar ile fonksiyonel monomerlerin etkileşime bağlıdır (148).

Self-etch adezivler uygulama basamağına göre iki gruba ayrılabilir (128).

- **İki basamaklı self-etch adezivler:** Bu adeziv sistemlerde birinci basamağı asidik monomer ilave edilmiş hidrofilik primer solüsyonunun uygulanması oluştururken, ikinci basamağı hidrofobik adeziv rezin uygulaması oluşturmaktadır.

- **Tek basamaklı (all-in-one) self-etch adezivler:** Bu adeziv sistemler hidrofilik ve hidrofobik komponentlerin karışımından oluşmaktadır. Asidik monomer ilave edilmiş primer ve adeziv birlikte yer almakta ve aynı anda uygulanmaktadır.

Basamak sayısından bağımsız olarak self-etch adezivler içinde, fonksiyonel monomerler (fosforik asit veya karboksilik asit esterleri), çapraz bağlı monomerler, monofonksiyonel ko-monomerler, doldurucular, fotoinitiatör gibi maddeler içeren kompleks solüsyonlardır (149, 150).

Bu adezivlerin demineralizasyon miktarı ve smear tabakası ve altındaki dentinle etkileşim derecesi, adezivin pH ve kimyasal içeriğine bağlıdır (130, 151, 152). Genel olarak self-etch adezivler daha az asidik oldukları için dentindeki meydana getirdikleri demineralizasyon etch&rinse adezivlerin meydana getirdiği demineralizasyondan daha yüzeyseldir (149).

Adeziv sistemler diş dokularında uygulama şekline göre de üç gruba ayrılabilir: etch &rinse, self-etch, selektif-etch (132, 153).

2.3.3. Selektif-etch yaklaşımı

Selektif-etch yaklaşımı, self-etch adezivlerin uygulanmasından önce yalnızca minenin fosforik asitle pürüzlendirilmesini içeren bir konsepttir (154, 155). Self-etch adeziv sistemlerin dentinde iyi bir bağlanma performansı sergilediği bilinmekle birlikte mineye olan bağlamaları daha sınırlıdır ve bu durum restorasyon marjinlerinin yetersiz olmasına neden olmaktadır (124, 132, 152). Yapılan araştırmalarda, self-etch adezivlerin uygulanmasından önce yalnızca mineye asit uygulamanın, self-etch adezivlerin bağlanma performansını geliştirdiği bildirilmiştir (156). Ayrıca yapılan bazı çalışmalara göre adeziv uygulamasından önce minenin asitle pürüzlendirmesi gap formasyonunu azaltmaktadır (156-159).

2.4. ÜNİVERSAL ADEZİVLER

Farklı yapıdaki (mine, dentin, sağlıklı veya çürük diş dokusu) diş dokularına eşit derecede etkili bağlanma sağlamak zordur (124). Bu nedenle bazı üreticiler klinisyenlere kavite durumuna göre en uygun olan adeziv protokolü üzerinde karar verme olanağı sağlayan çok yönlü adeziv sistemleri piyasaya sürmüşlerdir. Adezivlerin bu yeni sınıfı “üniversal” olarak adlandırılmış ve piyasadaki en son jenerasyon adezivleri temsil etmektedirler (160-163). Bu adezivler mevcut olan all-in-one konsepti

altında tasarlanmıştır fakat aynı zamanda farklı klinik durumlara adapte olabilmektedir (163).

Üniversal adezivler, geleneksel tek aşamalı self-etch adezivlerle benzer bileşimlere sahiptir. Bu adezivlerin çoğunda hidroksiapatit içinde kalsiyuma iyonik olarak bağlanabilen spesifik karboksilat ve/veya fosfat monomerlerini içerir (164-166). Bu monomerler arasında methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate (10-MDP) artık bir çok üniversal adezivin bileşimine dahil edilmiştir (167).

Mine ve dentine üniversal adezivlerin etch&rinse olarak uygulanıp uygulanmayacağı konusunda hala tartışmalar mevcuttur. Bununla birlikte asit uygulaması dentinden kalsiyumu uzaklaştırır ve su ile çevrelenmiş yüzeysel bir kollajen ağı oluşturur. Kalsiyumun uzaklaştırılması kalsiyum ile adeziv içindeki fosfat ve/veya karboksilat grupları arasındaki potansiyel iyonik bağlanmayı engelleyebilir (168). Üniversal adezivlerin içerisinde bulunan 10-MDP'nin asitle pürüzlendirilmiş mine dokusunun mine kristalleri ile kimyasal olarak bağlanması, 10-MDP bulunmayan sistemlere kıyasla, bağlanma dayanımını arttırabilir (169).

Kolaylaştırılmış klinik tekniğin üniversal adezivlere sağladığı yararlar rağmen, diğer kolaylaştırılmış adezivlere benzer bir hidrolitik bozulma paternine sahiptirler. Aslında tüm üniversal adezivler bileşiminde su barındırmaktadırlar. Asidik monomerin dentin ve mine ile iyonik bağ kurabilmesi için su gerekmektedir. Rezidüel su, monomerin asidik pH' sı ile güçlendirilmiş olan polimer ve kollajenin hidrolitik degradasyonunu tetikler (170, 171). Bu nedenle üniversal adezivler de dahil olmak üzere tüm su bazlı adezivlerin uygulanması esnasındaki kritik adımlardan biri, dentin ve minede adeziv uygulama sırasında gerçekleştirilecek olan çözücü buharlaşma süresidir (172). Üreticilerin önerdiği çözücü buharlaşma süresinin arttırılması bazı universal adezivlerde 24 saatlik dentin bağlanma dayanımında önemli artışlara neden olmuştur (172). Ek olarak, polimerize edilmiş üniversal adezivlerin üzerine tekrar hidrofobik rezin tabakasının uygulanması, üniversal adezivlerin self-etch modunda uygulandığında bağlanma dayanım değerlerinin hemen ve 6 ay sonra geliştiği gösterilmiştir (173).

Bazı üniversal adezivler içerisinde ise silan bulunmaktadır. Silanın dahil edilmesindeki asıl amaç cam-seramik bağlanma protokolünü basitleştirmektir. Teorik olarak klinisyenler seramik restorasyona hidroflorik asit uyguladıktan sonra ekstra bir silan solüsyonu uygulamak zorunda kalmazlar (174).

Üniversal adezivlerin en büyük avantajı, daha geniş çeşitlilikte restoratif prosedürler ve adezyon stratejileri için endike olmasıdır. Ayrıca bu yeni adezivler self-etch modunda kullanıldıklarında dentinde hidroksiapatite kimyasal olarak bağlanabilirler. Bununla birlikte mineye bağlanmada, asidik monomer tarafından sağlanan hidroksiapatite kimyasal olarak bağlanmayı tamamlayacak kuvvetli bir mikro mekanik bağlanma için hala asitle pürüzlendirmeyi gerektirebilir.

2.5. Restoratif Materyallerin Klinik Değerlendirmesinde Kullanılan Kriterler

Restoratif materyallerin klinik performanslarının belirlenebilmesi için klinik çalışmalara uygun objektif ve güvenilir kriterlerin kullanılması gerekmektedir. United States Public Health Service (USPHS) skorum sistemi veya Ryge Kriterleri olarak bilinen bu sistem, restorasyonların kalite kontrolünde en sık tercih edilen ve çalışmaya doğrudan uygulama kolaylığı sağlayan bir yöntemdir (175). Bu sistem restorasyonların başarı derecelerini değil; restorasyonların kabul edilebilirliklerini (Evet/Hayır) yansıtmak amacıyla geliştirilmiştir (3).

Cvar ve Ryge tarafından 1972 yılında geliştirilen USPHS kriterleri 5 adet çok boyutlu parametreden oluşmaktadır. Orijinal kategoriler arasında renk uyumu, kenar renklenmesi, anatomik form, marjinal uyum ve çürük bulunmaktadır (176). USPHS kriterleri, California Dental Association tarafından da restorasyonların klinik performanslarının skorlanması amacıyla da kullanılmaktadır (177).

1980'lerin başında Indiana, North Carolina, San Antonio'daki Texas üniversitesi gibi pek çok üniversiteden gelen öğretim görevlilerinin katıldığı bir toplantıda, restorasyonların direkt takibinde kullanılan USPHS kriterlerindeki kategori sayısı artırılmıştır. Orijinal beş kategori dışında oklüzyon, postoperatif hassasiyet, kırık, retansiyon gibi parametreler de sınıflamaya dahil edilmiştir. Restorasyonların klinik performanslarının incelendiği pek çok klinik çalışmada bu kriterler geniş listeler halinde rapor edilmiştir. Bu modifiye edilen kriterler "Modifiye USPHS Kriterleri" olarak adlandırılmışlardır (176).

USPHS kriterleri basit isim türünde (nominal) bir skaladan oluşmaktadır. Restorasyonlar skaladaki her özelliğe uygun olarak skorlandığında, kayıtları tutan kişiden kaynaklanabilecek hataları engellemek amacıyla skorlamalar Alfa (A), Bravo (B), Charlie (C), Delta (D) gibi birbirinden farklı fonetik isimler ile adlandırılmıştır. Bu isimler Amerikan Hava Kuvvetlerinin telsiz iletişimlerini sırasında kullanılan

harflerden birkaçını oluşturmaktadır (176). Bazı araştırmacılar ise hastaların hiç bilgi sahibi olmadığı skorlama kodları olan Romeo, Sierra, Tango ve Victor'ü kullanmayı tercih etmişlerdir (177). Çalışmamızın klinik takip bölümünde, restorasyonların skorlanması sırasında kullanılan skorlama kodları ve açıklamaları Tablo 2' de görülmektedir.

Tablo 2. Klinik olarak değerlendirmede kullanılan modifiye edilmiş United States Public Health Service (USPHS) kriterleri.

Kriter	Alfa	Bravo	Charlie
Anatomik form	Restorasyon dişle devamlılık gösteriyor.	Restorasyonun dişle devamlılığı kısmen bozulmuş, ancak klinik olarak kabul edilebilir.	Restorasyonun dişle devamlılığı tamamen bozulmuş, yenilenmesi gerekiyor.
Kontak noktası	Normal kontak noktası/kontak noktası yok ama periodontal irritasyon bulgusu yok.	-	Kontak noktası yok ama periodontal irritasyon bulgusu var/ hasta dolgunun değişimini istiyor.
Kenar uyumu	Kenar boyunca görülebilir bir aralanma mevcut değil.	Görülebilir ve sondla muayenede fark edilebilir bir aralanma var.	Dentin veya kaide açığa çıkacak kadar aralanma var.
Kenar renklenmesi	Restorasyonla bitişik diş dokusu arasında renk değişikliği yok.	Hafif ve yüzeysel renklenme (lokalize ve polisaj ile kaldırılabilir)	Kenardan pulpa yönünde dentin seviyesine kadar ilerlemiş renklenme var.
Sekonder çürük	Sekonder çürük yok.	-	Sekonder çürük var.
Renk uyumu	Diş ile restorasyon arasında renk, gölge veya parlaklık açısından uyumsuzluk mevcut değil.	Normal klinik sınırlar çerçevesinde, önemsiz bir renk, gölge veya parlaklık uyumsuzluğu var.	Renk uyumsuzluğu ve estetik olmayan bir görünüm var.
Postoperatif hassasiyet	Restoratif tedavi ve/veya çalışma süresince hiç duyarlılık yok.	Restoratif tedavi ve/veya çalışma süresince hafif duyarlılık var.	Restoratif tedavi ve/veya çalışma süresince çok duyarlılık var.
Retansiyon kaybı	Restoratif materyalde kayıp yok.	-	Restoratif materyalde kırık ve/veya kayıp var.
Yüzey yapısı	Mineye benzer yüzey.	Klinik olarak kabul edilebilir ancak mineye göre daha pürüzlü yüzey.	Klinik olarak kabul edilemez düzeyde pürüzlü yüzey.

Her ne kadar USPHS kriterleri klinik çalışmalarda yaygın olarak kullanılsa da; çalışmalarda kullanılan modifiye edilmiş USPHS kriterleri arasındaki farklılıklar nedeniyle, klinik değerlendirmede bazı ölçütlerin yetersiz kalmakta, erken dönem bozulmaları ve farklılıklar detaylı olarak belirlenmemektedir. Bu nedenle araştırmacılar yeni değerlendirme kriterleri geliştirmeye yönelmiştir. Hickel ve ark. (178) bu

eksiklikleri gidermek için 2007 yılında, Clinical Oral Investigation, Journal of Adhesive Dentistry ve International Dental Journal isimli dergilerde eş zamanlı olarak FDI kriterleri olarak tanımlanan yeni kriterleri diş hekimliği literatürüne tanıtmışlardır.

FDI kriterlerinin tanıtıldığı makalelerde, klinik çalışmalarda sadece restorasyonları değerlendirme ölçütlerinin yer alması eleştirilerek çalışmanın nasıl yürütüldüğü ve vaka seçimi ile ilgili yeterli bilginin de verilmesi gerektiği vurgulanmıştır. Bu görüşe göre, bir klinik çalışma planlanırken hastaların çalışmaya dahil olma ve olmama kriterleri listelenmeli, kontrol grubu tanımlanmalı ve hastaların randomizasyonu yapılmalıdır. Bununla birlikte hastaların brüksizm gibi alışkanlıkları, ağız hijyeni alışkanlıkları, tıbbi durumları ve çürük risk seviyeleri de dikkate alınmalıdır (179, 180).

FDI kriterleri estetik, fonksiyonel ve biyolojik özellikler olmak üzere 3 kategori altında toplanmıştır. Kategorilerin altında alt kategoriler yer almaktadır.

Estetik özellikler kategorisinde:

1. Yüzey parlaklığı ve pürüzlülüğü
2. Yüzey ve kenar renklenmesi
3. Renk uyumu/stabilitesi ve translusensi
4. Anatomik form

Fonksiyonel özellikler kategorisinde:

1. Restoratif materyalin kırılması ve restorasyonun retansiyonu
2. Kenar uyumu
3. Aşınma
4. Proksimal kontakt noktası ve yiyecek birikimi (food impaction)
5. Radyografik muayene
6. Hasta memnuniyeti

Biyolojik özellikler kategorisinde:

1. İşlem sonrası hassasiyet ve diş vitalitesi
2. Başlangıç patolojinin tekrarı (ikincil çürük, erozyon, abrazyon/ abfraksiyon)
3. Diş çatlağı veya kırığı
4. Restorasyonun periodonsiyuma etkisi
5. Restorasyonla direkt temasta olan yumuşak dokudaki lokalize reaksiyonlar
6. Oral ve somatik / psikiyatrik semptomlar alt kategorileri yer almaktadır.

Kategorilerin altında yer alan herbir alt kategori için 1'den 5'e kadar skortlama yapılmaktadır (178). Buna göre;

1. Klinik olarak çok iyi
2. Klinik olarak iyi (restorasyon düzeltildikten sonra çok iyi)
3. Klinik olarak yeterli / tatminkar (diş zarar vermeden düzeltilemeyen ancak bırakıldığında olumsuz etkisi olmayacağına karar verilen minör hatalar var)
4. Klinik olarak yetersiz (restorasyonun tamiri gerekiyor)
5. Klinik olarak zayıf (yenileme gerekiyor) anlamına gelmektedir (178).



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu klinik çalışma Erciyes Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından, 20.01.2017 tarih ve 2017/44 protokol numarası ile onaylanmıştır (Ek-1). Çalışmanın tamamı Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Kliniğinde gerçekleştirilmiştir ve Erciyes Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar ve Projeler Koordinatörlüğü tarafından desteklenmiştir (Proje No. 2017/7479). Çalışmamızda arka bölge dişlere uygulanan tabakalı teknikle kullanılan geleneksel kompozitler ile bulkfill kompozitler ve güçlendirilmiş cam iyonomer materyalin karşılaştırılması ve klinik olarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

3.1. Çalışmaya katılan bireylerin seçimi

Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda yürüteceğimiz klinik çalışma için uygun kriterlerde hastaları seçmek için klinik ve radyografik değerlendirmeler yapıldı. Çalışmaya dahil edilecek 54 (31 kadın, 23 erkek) gönüllü katılımcıya araştırma protokolü ve olası komplikasyonlar hakkında ayrıntılı sözlü bilgi verildikten sonra bilgilendirilmiş hasta onam formu okutularak imzalatıldı (Ek-2).

Bu çalışmaya herhangi bir sistemik hastalığı olmayan, ağız hijyeni iyi, klinik ve radyografik değerlendirmeler sonucu radyografik çürük sınıflandırma sistemine göre D1 veya D2 düzeyinde çürük lezyonu bulunan 18 yaş üstü bireyler dahil edildi. Bruksizm ve malokluzyonu bulunan, restorasyonlu, endodontik tedavili, periodontal ve periapikal patolojili ve karşıtı ve kontağı olmayan dişler çalışmaya dahil edilmedi (Tablo 3). Tüm hastalara tedavi öncesi ağız hijyenlerinin sağlanması ve devamı için oral hijyen talimatları verildi.

Tablo 3. Çalışmaya dahil edilme/edilmeme kriterleri

Hastaların çalışmaya dahil edilme kriterleri	Hastaların çalışmaya dahil edilmeme kriterleri
1. Çalışma hakkında bilgi verildikten sonra çalışmaya katılmayı gönüllü olarak kabul etmiş olması 2. Hastanın 18 yaşından büyük olması 3. Sistemik olarak sağlıklı olması 4. Ağız hijyeninin iyi olması 5. Klinik ve radyografik değerlendirmeler sonucu radyografik çürük sınıflandırma sistemine göre D1 ve D2 düzeyinde Sınıf II çürük lezyonu bulunması 6. İlgili dişin vital olması 7. Hastanın 6. ay ve 1. yıl kontrollerine gelmeyi kabul etmesi	1. Çalışma hakkında bilgi verildikten sonra çalışmaya katılmayı kabul etmemesi 2. Hastanın bruksizm hikayesinin olması 3. Hastanın 18 yaşından küçük olması 4. Hastanın ortodontik tedavi görüyor olması 5. Hastanın ciddi bir sistemik rahatsızlığının bulunması 6. İlgili dişin periodontal ve endodontik açıdan sağlıklı olmaması 7. Hamilelik 8. İlgili dişin kantağındaki ve/veya karşındaki dişlerden birinin eksik olması

3.2. Grupların belirlenmesi, çürüğün temizlenmesi ve kaviterin hazırlanması

Çalışmamızda kullanılan materyaller ve içerikleri Tablo 3’ de ve Resim 1-3 te gösterilmektedir. Bu çalışmada; 54 hastada toplam 109 diş 3 farklı restoratif materyalle restore edilmiştir.

Restoratif işleme başlanmadan önce işlem yapılacak bölgeye Ultracain DS (Artikain hidroklorür + Epinefrin HCl) ile lokal anestezi yapıldı. Kavitenin başlangıç aşamasında, mine dokusunu ve çürüğü uzaklaştırmak için elmas frezler (Diamir, srl Resia UD, İTALYA) kullanılarak bir su soğutmalı bir aeratör (NSK, Pana Air, JAPAN) yardımıyla kaviterler açıldı, çürük lezyonu tungsten karbit frezler (Meisinger, Düsseldorf, ALMANYA) ile temizlendi. Gereksiz madde kaybı oluşturmamak için kavite kenarlarına bizotaj yapılmadı. Kavite şekillendirmesi yapılırken mümkün oldukça minimal invaziv prensiplere uyulmaya çalışıldı. Pamuk peletler ve tükürük emiciler yardımıyla izolasyon sağlandıktan sonra dişlere Ivory matriks ve kamalar yerleştirildi. Kaviterler daha sonra % 0,2 lik klorheksidin glukonat ile dezenfekte edildi.

3.3. Restorasyonların yapılması

Bu klinik çalışmada tüm restoratif işlemler tek bir uygulayıcı tarafından yapıldı.

Grup 1; Single Bond Universal (3M ESPE, Deutschland GmbH, Almanya) adeziv, bir mikro uçlu aplikatör yardımıyla aktif bir şekilde 20 sn boyunca kaviteye uygulandı, 5 sn hafif havayla inceltildikten sonra bir LED ışık cihazı (Valo, 1000 mW/cm², Ultradent, ABD) kullanılarak 10 sn ışıkla polimerize edildi. Charisma Smart Kompozit (CSK) (Heraeus Kulzer, Almanya) tabakalı olarak kaviteye yerleştirildi, her tabaka LED ışık cihazı ile 20 sn polimerize edildi. Matriks ve kamalar uzaklaştırıldıktan sonra restorasyonlara bukkal ve lingual/palatinal yönden tekrar 10'ar sn ışık uygulandı.

Restoratif materyal fazlalıkları, su soğutması altında aeratör ile ince grenli sarı kuşak alev uçlu ve labut şeklindeki kompozit bitirme frezleri (Meisinger Dental Burs, Hager&Meisinger GmbH, Almanya) ve Sof-Lex XT (3M Espe, ABD) diskler kullanılarak alındı. Fissürler ve fossalar oklüzyona ve anatomik forma uygun olacak şekilde düzenlendi. Yapılan işlemler sırasında restorasyon-diş ara yüzeyine ve komşu dişlere zarar vermemeye dikkat edildi. Oklüzyon kontrolü için artikülasyon kağıdı kullanıldı. Erken temas noktaları tamamen kaldırıldı. Restorasyonların yüzeylerinin polisajı için sarı kompozit cila lastikleri kullanıldı.

Grup 2; Single Bond Universal adeziv, bir mikro uçlu aplikatör yardımıyla aktif bir şekilde 20 sn boyunca kaviteye uygulandı, 5 sn hafif havayla inceltildikten sonra bir LED ışık cihazı kullanılarak 10 sn ışıkla polimerize edildi. Filtek Bulk Fill Posterior Restorative (FBF) rezin kompozit (3M ESPE, Almanya) en fazla 4 mm kalınlıkta olacak şekilde bulk olarak kaviteye yerleştirildi, LED ışık cihazı ile 20 sn polimerize edildi. Matriks ve kamalar uzaklaştırıldıktan sonra restorasyonlara bukkal ve lingual/palatinal tekrar 10'ar sn ışık uygulandı. Bitirme ve polisaj işlemleri Grup 1' de anlatıldığı gibi yapıldı.

Grup 3; Cavity Conditioner (GC) kavitelere 10 sn uygulandı, yıkandı ve kaviteler kurulandıktan sonra kapsül formundaki Equia Forte Fil (EF) (GC Corporation, Tokyo, Japonya) otomatik bir karıştırıcıya (Linea Tac 400M) yerleştirilerek 10 s karıştırıldı. Daha sonra kapsül özel uygulayıcısına yerleştirilerek kavitelere uygulandı. Gerekli bitim işlemleri yapıldıktan sonra restorasyon yüzeylerine Equia Coat (GC) mikro uçlu bir aplikatör yardımıyla uygulanıp 20 sn ışıkla polimerize edildi.

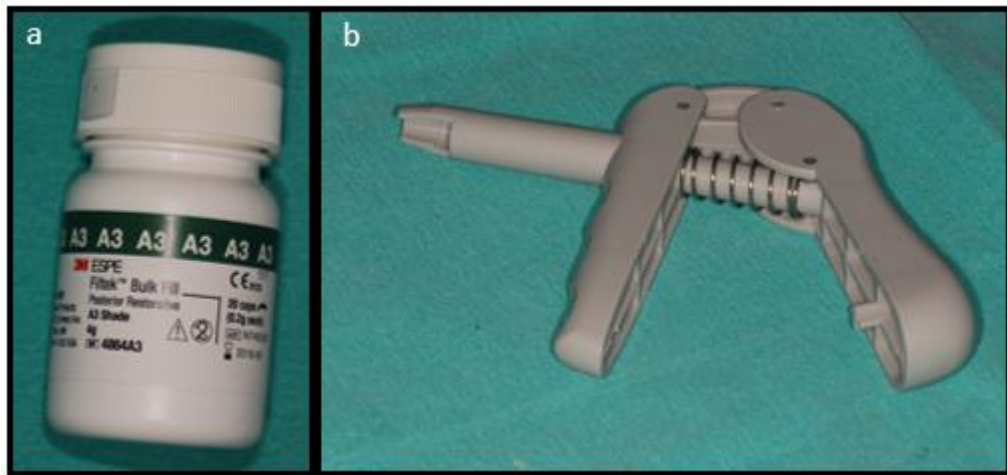
Restorasyonların bitirme ve polisaj işlemlerini takiben, hastalara ağız hijyen eğitimi verildi.

Tablo 4. Materyaller ve içerikleri.

Materyaller	İçerikleri
Charisma Smart Kompozit (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Almanya) Batch 010501A	Bis-GMA, Baryum Alüminyum Florür cam, silikon dioksit
Filtek Bulk fill Posterior Restorative Kompozit (3M-ESPE, St. Paul, MN, ABD) Batch N651351	Aromatik dimetakrilat (AUDMA), Üretan dimetakrilat (UDMA) ve 1,12-dodekan dimetakrilat (DDMA). Zirkonya / silika ve iterbium trifluorid doldurucu.
EQUIA Forte Fil (GC, Tokyo, Japonya) Batch 150213B	Toz: % 95 stronsiyum fluoroalümino-silikat cam, % 5 poliakrilik asit Likit: % 40 sulu poliakrilik asit EQUIA Forte Coat: 50% Metilmetakrilat, 0.09% kamfirkinon
Single Bond Universal (3M ESPE, Neuss, Almanya) Batch 620318	10-MDP fosfat monomer, Vitrebond, kopolimer, HEMA, Bis-GMA, dimetakrilat rezin, silan, etanol, su.



Resim 1. a) EQUIA Forte fil, b) EQUIA Forte Coat, c) Cavity conditioner ve d) Equia uygulama tabancası



Resim 2. a) Filtek Bulkfill Posterior Restorative ve b) uygulama tabancası



Resim 3. a) Single Bond Universal Adeziv ve b) Charisma Smart Kompozit rezin

3.5. Klinik değerlendirme

Yapılan restorasyonların klinik değerlendirmesi, modifiye edilmiş United States Public Health Service (USPHS) kriterlerine (Tablo 2) göre başlangıç, 6 ay ve 12 ay sonra iki deneyimli bağımsız diş hekimi tarafından yapıldı. 6 ay ve 12 aylık değerlendirmelerde sekonder çürükleri saptamak için hastalardan bite-wing radyografiler alındı.

Restorasyonlar klinik olarak değerlendirilirken her bir kriter “Alfa”, “Bravo” ve “Charlie” gibi terimlerle tanımlanmıştır. Bu sistemde “Alfa” değeri kabul edilebilir en iyi seviyeyi, “Bravo” değeri birtakım eksiklik ve deformasyonlarla beraber klinik olarak başarılı kabul edilip herhangi bir müdahaleyi gerektirmeyen durumu; “Charlie” değeri ise klinik olarak başarısız bulunan durumları ifade etmektedir (177, 181-183). Bu klinik çalışmada yapılan her bir restorasyonun değerlendirilmesinde kullanılan modifiye USPHS kriterlerinde; retansiyon, renk uyumu, kenar renklenmesi, anatomik form,

kontak noktası, kenar uyumu, sekonder çürük, postoperatif hassasiyet ve yüzey yapısı kriterleri ayrı ayrı incelendi ve kaydedildi.

3.6. İstatistiksel analiz

Elde edilen değerler bir veri havuzunda toplandı ve istatistiksel analizleri, SPSS 22.0 (SPSS; Chicago, IL, ABD) yazılım programı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Bağımsız nitel verilerin analizinde Ki-Kare testi ve Fischer testi kullanılmıştır. Bağımlı nitel verilerin analizinde ise Mc Nemar testi kullanılmıştır.



4. BULGULAR

Bu klinik çalışmada 54 hastaya toplam 109 restorasyon yapılmıştır ancak 12 ay sonunda hastalardan 3 tanesi kontrol randevusuna gelmemiştir ve 51 hastada yapılan 103 restorasyonun bir yıllık takibi yapılabilmiiştir (Tablo 5). Çalışmamızda 12 ay sonundaki restorasyon takip oranı % 95 idi. Çalışmaya katılan bireylerin başlangıç değerlendirmesi, restorasyonların yapılmasından 1 hafta sonra gerçekleştirilmiş olup hastalar 6 ve 12 ay sonunda tekrar değerlendirilmek üzere çağırılmıştır. Tüm değerlendirilmeler iki deneyimli diş hekimi tarafından modifiye USPHS kriterleri kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Değerlendirme sırasında herhangi bir uyuşmazlık meydana geldiğinde, nihai karar her iki değerlendirmecinin görüş birliği ile sağlanmıştır.

Tablo 5. Çalışmada yapılan restorasyonların dişlere ve uygulanan materyallere göre dağılımı

	Filtek Bulkfill Posterior Restorative Kompozit		Charisma Smart Kompozit		Equia Forte Fil Cam İyonomer	
	PREMOLAR	MOLAR	PREMOLAR	MOLAR	PREMOLAR	MOLAR
Yapılan restorasyon sayısı	18	20	17	20	16	18
6 ay sonunda takip edilen restorasyon sayısı	18	20	17	20	16	18
1 yıl sonunda takip edilen restorasyon sayısı	16	20	15	20	15	17

Başlangıç, 6 ay ve 12 aylık klinik değerlendirme sonuçları Tablo 6’da görülmektedir.

Tablo 6. USPHS kriterlerine göre değerlendirilen restorasyonların başlangıç, 6 ay ve 12 aylık klinik değerlendirmesi (%)

KRİTER	BAŞLANGIÇ			6. AY DEĞERLENDİRME			12. AY DEĞERLENDİRME		
	A	B	C	A	B	C	A	B	C
Anatomik Form									
CSK	35 (100)	0	0	35 (100)	0	0	35 (100)	0	0
FBF	36 (100)	0	0	36 (100)	0	0	36 (100)	0	0
EF	32 (100)	0	0	32 (100)	0	0	26 (81,25)	4 (12,5)	2 (6,25)
Kontak Noktası									
CSK	35 (100)	-	0	35 (100)	-	0	35 (100)	-	0
FBF	36 (100)	-	0	36 (100)	-	0	36 (100)	-	0
EF	32 (100)	-	0	32 (100)	-	0	27 (84,4)	-	5 (15,6)
Kenar Uyumu									
CSK	35 (100)	0	0	35 (100)	0	0	30 (85,7)	5 (14,3)	0
FBF	36 (100)	0	0	36 (100)	0	0	34 (94,5)	2 (5,5)	0

EF	32 (100)	0	0	32 (100)	0	0	20 (62,5)	10 (31,25)	2 (6,25)
Kenar Renklenmesi									
CSK	35 (100)	0	0	35 (100)	0	0	35 (100)	0	0
FBF	36 (100)	0	0	36 (100)	0	0	34 (94,5)	2 (5,5)	0
EF	32 (100)	0	0	32 (100)	0	0	31 (96,9)	1 (3,1)	0
Sekonder Çürük									
CSK	35 (100)	-	0	35 (100)	-	0	35 (100)	-	0
FBF	36 (100)	-	0	36 (100)	-	0	36 (100)	-	0
EF	32 (100)	-	0	32 (100)	-	0	32 (100)	-	0
Renk Uyumu									
CSK	35 (100)	0	0	35 (100)	0	0	35 (100)	0	0
FBF	36 (100)	0	0	36 (100)	0	0	35 (97,2)	1 (2,8)	0
EF	0	6 (19)	26 (81)	0	6 (19)	26 (81)	0	6 (19)	26 (81)
Postoperatif Hassasiyet									
CSK	35 (100)	0	0	35 (100)	0	0	35 (100)	0	0
FBF	36 (100)	0	0	36 (100)	0	0	36 (100)	0	0
EF	32 (100)	0	0	32 (100)	0	0	32 (100)	0	0
Retansiyon Kaybı									
CSK	35 (100)	-	0	35 (100)	-	0	35 (100)	-	0
FBF	36 (100)	-	0	36 (100)	-	0	36 (100)	-	0
EF	32 (100)	-	0	32 (100)	-	0	24 (75)	-	8 (25)
Yüzey Yapısı									
CSK	35 (100)	0	0	35 (100)	0	0	35 (100)	0	0
FBF	36 (100)	0	0	36 (100)	0	0	36 (100)	0	0
EF	32 (100)	0	0	32 (100)	0	0	22 (68,8)	9 (28,1)	1 (3,1)
CSK; Charisma Smart Kompozit, FBF; Filtek Bulkfill Posterior Restorative, EF; Equia Forte Fil									
A; Alfa, B; Bravo, C; Charlie									

4.1. Anatomik Form

Restorasyonların anatomik form bulguları Tablo 7’de gösterilmiştir. Başlangıç ve 6. ay değerlendirmesinde anatomik form açısından, kullanılan restoratif materyal fark etmeksizin, değerlendirilen restorasyonların tamamı Alfa olarak skorlanmıştır. Anatomik form açısından hem gruplar arasında, hem de grupların kendi içinde başlangıç ve 6 aylık değerlendirmeler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$).

Oniki aylık değerlendirmede ise CSK ve FBF uygulanan gruplara ait restorasyonların tamamı Alfa skoru alırken, EF uygulanan gruptaki 32 restorasyonun 26 tanesi Alfa, 4 tanesi Bravo, 2 tanesi ise Charlie olarak değerlendirilmiştir. Anatomik form açısından bir yıllık değerlendirmede CSK ve FBF uygulanan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0.05$), EF uygulanan grup ile bu iki grup (CSK ve FBF) arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p<0.05$).

Tablo 7. Restorasyonların anatomik form bulguları

ANATOMİK FORM	Charisma Smart Kompozit			Filtek Bulkfill Posterior Restorative			Equia Forte FI		
	Başlangıç	6. ay	12. ay	Başlangıç	6. ay	12. ay	Başlangıç	6. ay	12. ay
A	35(%100)	35(%100)	35(%100)	36(%100)	36(%100)	36(%100)	32(%100)	32(%100)	26(%81,25)
B	0	0	0	0	0	0	0	0	4(%12,5)
C	0	0	0	0	0	0	0	0	2(%6,25)

4.2. Kontak Noktası

Restorasyonların kontak noktası bulguları Tablo 8’de gösterilmiştir. Başlangıç ve 6. ay değerlendirmesinde kontak noktası açısından, kullanılan restoratif materyal fark etmeksizin, değerlendirilen restorasyonların tamamı Alfa olarak skorlanmıştır. Kontak noktası açısından başlangıç ve 6 aylık değerlendirmede hem gruplar arasında, hem de grupların kendi içinde zaman dilimleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$).

12. Ay değerlendirmesinde ise CSK ve FBF uygulanan gruplara ait restorasyonların tamamı Alfa skoru alırken, EF uygulanan gruptaki 32 restorasyonun 27 tanesi Alfa

skoru alırken 5 restorasyon marjinal kırık sebebiyle kontak noktası açısından Charlie olarak değerlendirilmiştir. Bir yıllık değerlendirmede kontak noktası açısından CSK ve FBF uygulanan gruplarda değerlendirme periyotları ve gruplar arasında anlamlı fark gözlenmezken ($p>0.05$), EF uygulanan grup ile diğer iki grup arasında anlamlı farklılık görülmüştür ($p<0.05$).

Tablo 8. Restorasyonların kontak noktası bulguları

KONTAK NOKTASI	Charisma Smart Kompozit			Filtek Bulkfill Posterior Restorative			Equia Forte Fil		
	Başlangıç	6. ay	12. ay	Başlangıç	6. ay	12. ay	Başlangıç	6. ay	12. ay
A	35(%100)	35(%100)	35(%100)	36(%100)	36(%100)	36(%100)	32(%100)	32(%100)	27(%84,4)
C	0	0	0	0	0	0	0	0	5(%15,6)

4.3. Kenar Uyumu

Restorasyonların kenar uyumu bulguları Tablo 9’de gösterilmektedir. Kenar uyumu açısından başlangıç ve 6. ay değerlendirmesinde, 103 restorasyonun tamamı Alfa olarak değerlendirilmiştir. 12. ay değerlendirmesinde ise FBF uygulanan gruba ait 36 restorasyonun 34 tanesi Alfa, 2 tanesi Bravo; CSK uygulanan gruba ait 35 restorasyondan 30 tanesi Alfa, 5 tanesi Bravo skoru alırken, EF uygulanan gruptaki 32 restorasyondan 20 tanesi Alfa, 10 tanesi Bravo ve 2 tanesi ise Charlie olarak skorlanmıştır. Kenar uyumu açısından başlangıç ve 6 ay kontrol zamanlarındaki verilere göre gruplar arasında ve grupların kendi içinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$). 12 aylık değerlendirmede ise CSK ve FBF uygulanan gruplar arasında kenar uyumu açısından anlamlı fark gözlenmezken ($p>0.05$), EF uygulanan grup ile diğer iki grup arasında anlamlı fark gözlenmiştir ($p<0.05$).

Tablo 9. Restorasyonların kenar uyumu bulguları

KENAR UYUMU	Charisma Smart Kompozit			Filtek Bulkfill Posterior Restorative			Equia Forte Fil		
	Başlangıç	6. ay	12. ay	Başlangıç	6. ay	12. ay	Başlangıç	6. ay	12. ay
A	35(%100)	35(%100)	30(%85,7)	36(%100)	36(%100)	34(%94,5)	32(%100)	32(%100)	20(%62,5)
B	0	0	5(%14,3)	0	0	2(%5,5)	0	0	10(%31,25)
C	0	0	0	0	0	0	0	0	2(%6,25)

4.4. Kenar Renklenmesi

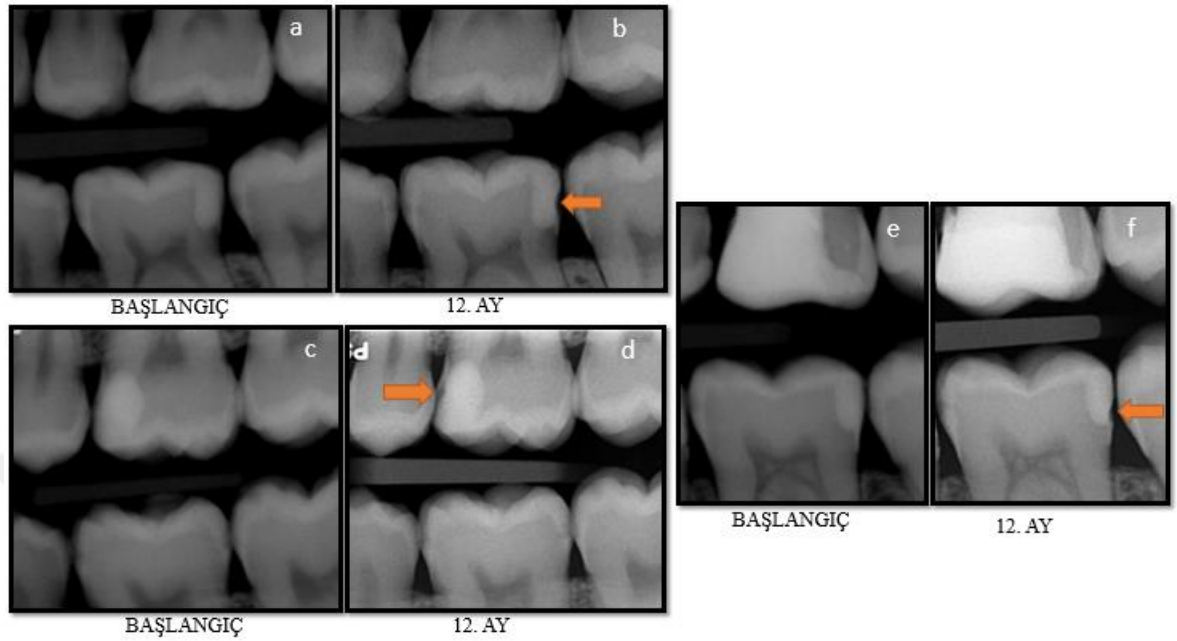
Restorasyonların kenar renklenmesi bulguları Tablo 10'da gösterilmiştir. Bütün restorasyonlar başlangıç ve 6. ay değerlendirmesinde, hiçbir restorasyonda kenar renklenmesi görülmemiştir ve kenar renklenmesi açısından tüm restorasyonlar Alfa skoru almıştır. Onikinci ay değerlendirmesinde ise CSK uygulanan gruba ait restorasyonların hepsi kenar renklenmesi açısından Alfa skoru alırken; FBF uygulanan grupta 2, EF uygulanan grupta 1 restorasyon Bravo olarak skorlanmıştır. Tüm kontrol zamanlarındaki verilere göre gruplar arasında ve grupların kendi içinde zamana bağlı olarak kenar renklenmeleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

Tablo 10. Restorasyonların kenar renklenmesi bulguları

KENAR RENKLENMESİ	Charisma Smart Kompozit			Filtek Bulkfill Posterior Restorative			Equia Forte Fil		
	Başlangıç	6. ay	12. ay	Başlangıç	6. ay	12. ay	Başlangıç	6. ay	12. ay
A	35(%100)	35(%100)	35(%100)	36(%100)	36(%100)	34(%94,5)	32(%100)	32(%100)	31(%96,9)
B	0	0	0	0	0	2(%5,5)	0	0	1(%3,1)
C	0	0	0	0	0	0	0	0	0

4.5. Sekonder Çürük

Restorasyonların sekonder çürük oluşumu bulguları Tablo 11'de gösterilmiştir. 12. ay sonunda değerlendirilen restorasyonların hiçbirinde sekonder çürük oluşumu gözlenmemiştir ve 103 restorasyonun tamamı Alfa olarak skorlanmıştır ($p>0.05$).



Resim 4. a,b,c,d, e ve f; aproksimal yüzeyde materyal kaybı nedeniyle retansiyon açısından Charlie olarak değerlendirilmiş restorasyon örneklerini göstermektedir.

4.7. Renk Uyumu

Restorasyonların renk uyumu bulguları Tablo 13’da gösterilmektedir. Başlangıç ve 6. ay değerlendirmesinde FBF ve CSK uygulanan gruplardaki restorasyonların tümü renk uyumu açısından Alfa olarak skorlanmıştır. 12. ay değerlendirmesinde CSK uygulanan grupta hiçbir restorasyonda renk uyumsuzluğu oluşmazken, FBF uygulanan grupta 1 restorasyon renk uyumu açısından Bravo olarak değerlendirilmiştir. EF uygulanan grupta ise değerlendirme periyotları arasında herhangi bir renk değişimi gözlenmemekle birlikte; tüm değerlendirme periyotlarında renk uyumu açısından 32 restorasyonun 6 tanesi Bravo, 26 tanesi Charlie olarak skorlanmıştır.

Renk uyumu açısından tüm kontrol zamanlarında grupların kendi içindeki zamana bağlı değişimlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$). Bununla birlikte EF uygulanan grup, diğer iki gruba göre tüm zaman dilimlerinde renk uyumu açısından anlamlı olarak daha yüksek Bravo ve Charlie oranı göstermiştir ($p<0.05$).

4.9. Postoperatif Hassasiyet

Restorasyonların postoperatif hassasiyet bulguları Tablo 15’de gösterilmiştir. 12. aylık değerlendirme süresince restorasyonların hiçbirinde postoperatif hassasiyet gözlenmemiştir ve 103 restorasyonun tamamı Alfa olarak skorlanmıştır ($p>0.05$).

Tablo 15. Restorasyonların postoperatif hassasiyet bulguları

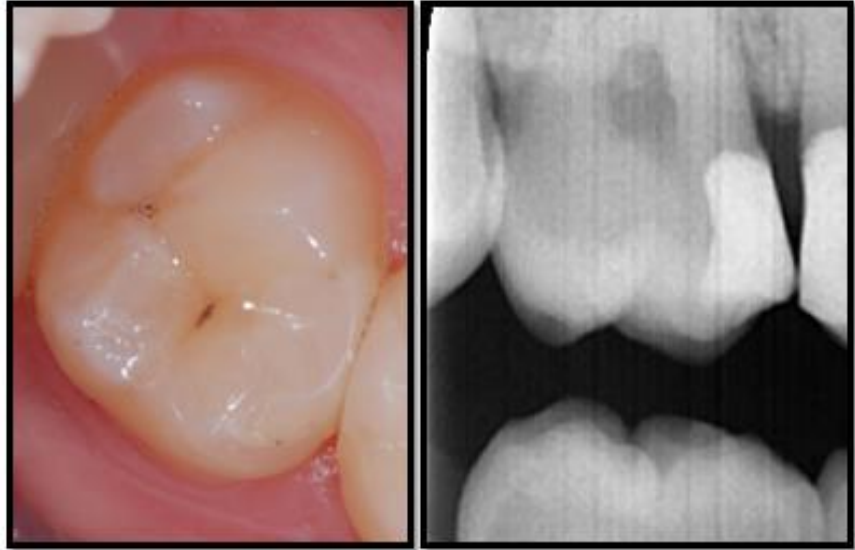
POSTOPERATİF HASSASİYET	Charisma Smart Kompozit			Filtek Bulkfill Posterior Restorative			Equia Forte Fil		
	Başlangıç	6. ay	12. ay	Başlangıç	6. ay	12. ay	Başlangıç	6. ay	12. ay
A	35(%100)	35(%100)	35(%100)	36(%100)	36(%100)	36(%100)	32(%100)	32(%100)	32(%100)
B	0	0	0	0	0	0	0	0	0
C	0	0	0	0	0	0	0	0	0

4.10. Grupların Uygulandıkları Dişe Göre Değerlendirmesi

Başlangıç, 6 ay ve bir yıllık değerlendirmede, FBF uygulanan gruba ait 16, CSK uygulanan gruba ait 15 ve EF uygulanan gruba ait 15 adet olmak üzere toplam 46 premolar diş restorasyonu ve FBF uygulanan gruba ait 20, CSK uygulanan gruba ait 20 ve EF uygulanan gruba ait 17 adet olmak üzere toplam 57 molar diş restorasyonu değerlendirilmiştir. Tüm restorasyonların yapıldığı diş şekline göre değerlendirilen tüm parametreler ve tüm değerlendirme periyotları açısından premolar ve molar dişler arasında anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

Resim 5.

12 aylık değerlendirmede tüm parametreler açısından Alfa olarak skorlanmış FBF uygulanan restorasyon örneği.

Resim 6.

12 aylık değerlendirmede tüm parametreler açısından Alfa olarak skorlanan CSK uygulanan restorasyon örneği

Resim 7.



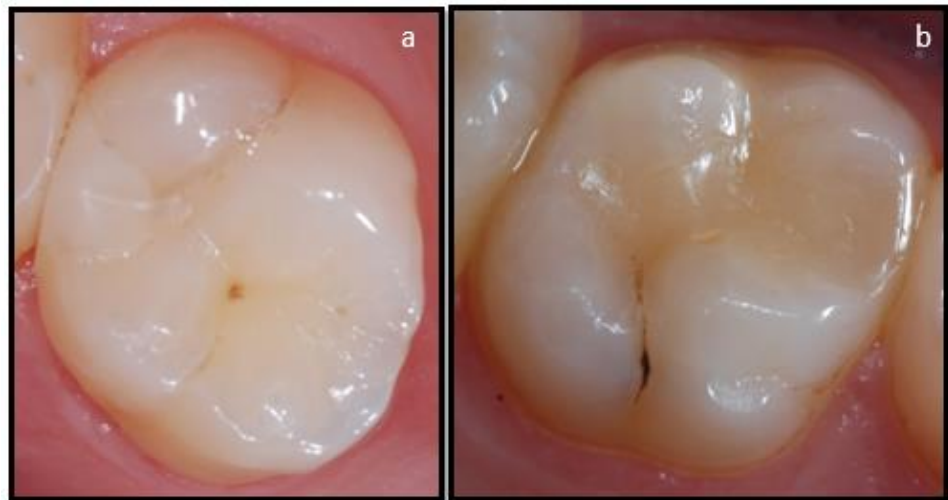
12 aylık değerlendirilmede anatomik form, kenar uyumu ve yüzey yapısı Bravo; renk uyumu Charlie ve diğer parametreler açısından Alfa olarak skorlanan EF uygulanan restorasyon örneği.

Resim 8.

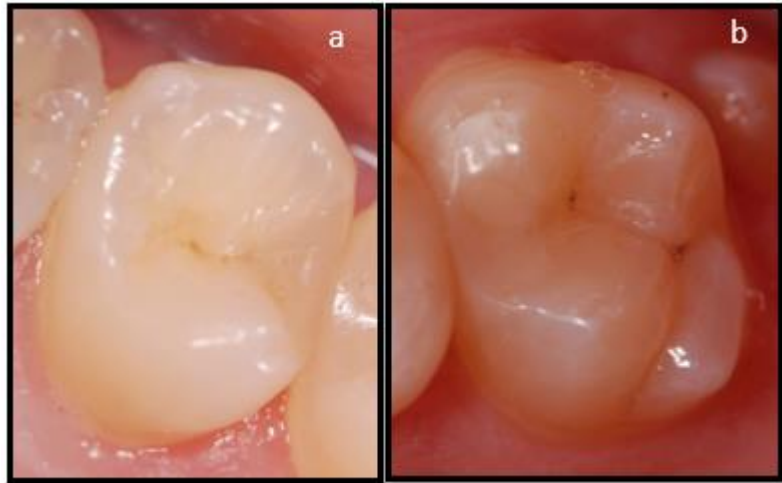


12 ay sonunda kenar uyumu, kenar renklenmesi ve yüzey yapısı Bravo, renk uyumu Charlie, diğer parametreler Alfa olarak skorlanmış EF uygulanan restorasyon örneği

Resim 9.



12 aylık değerlendirilmede kenar uyumu Bravo, diğer parametreler Alfa olarak skorlanmış CSK (a) ve FBF (b) uygulanan restorasyon örnekleri.

Resim 10.

12 aylık değerlendirmede tüm parametreler Alfa olarak skorlanmış FBF (a) ve CSK (b) uygulanan restorasyon örnekleri.

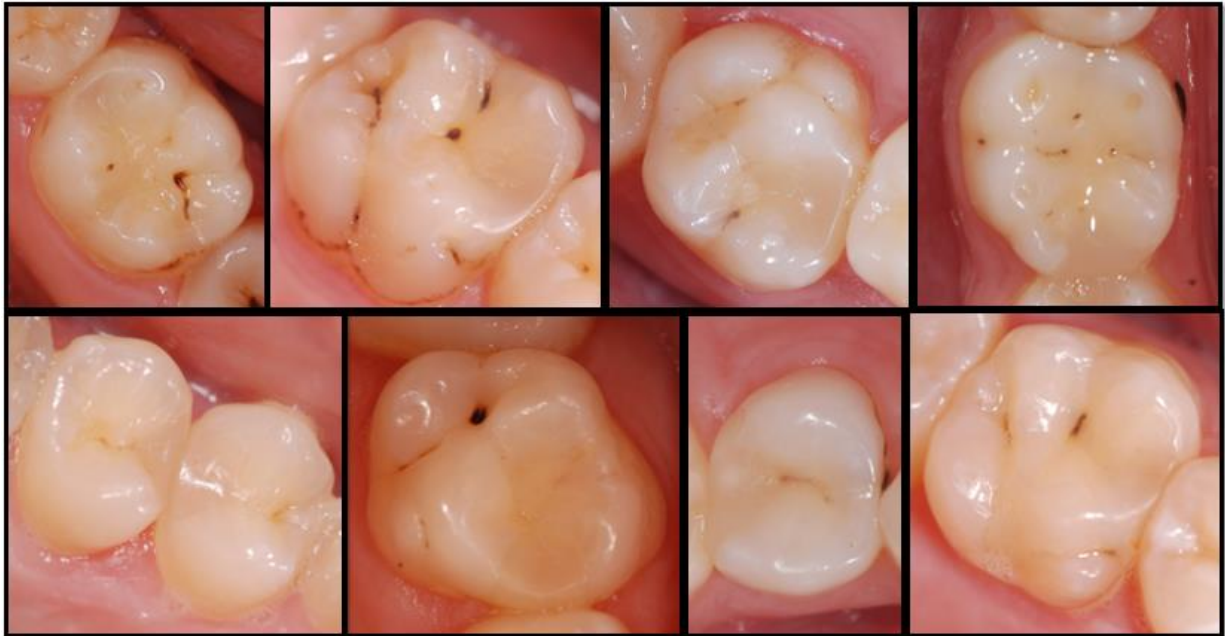
Resim 11.

12 aylık değerlendirmede anatomik form, kontak noktası, kenar uyumu, yüzey yapısı, renk uyumu ve retansiyon kaybı açısından Charlie; kenar renklenmesi, sekonder çürük ve postoperatif hassasiyet açısından Alfa olarak skorlanmış EF uygulanan restorasyon örneği.

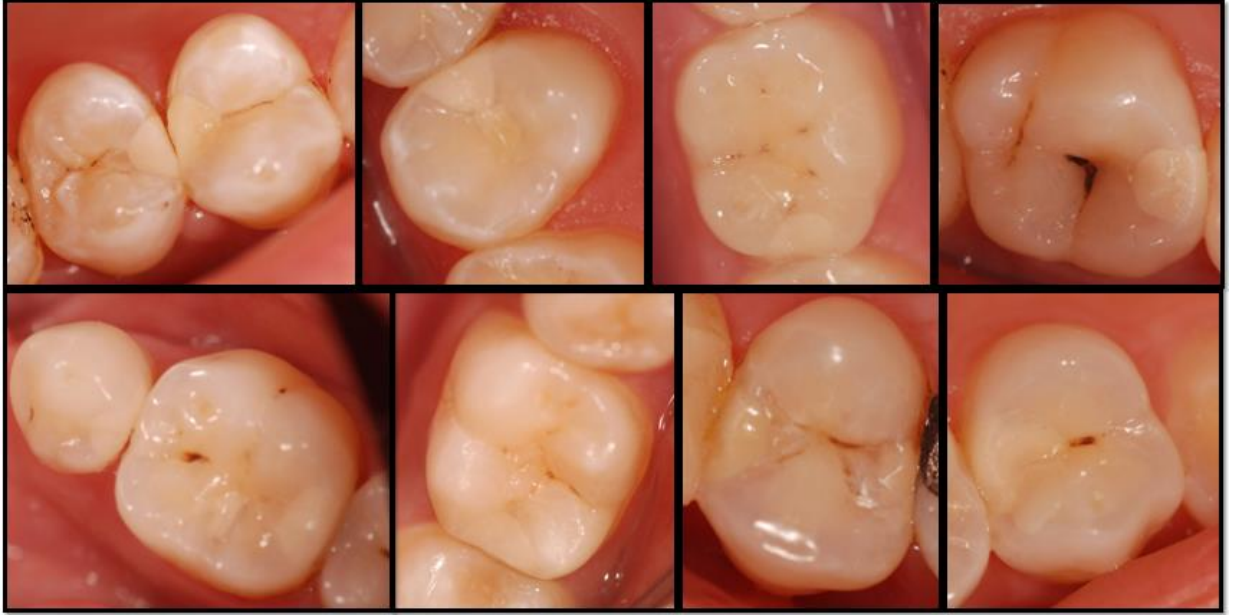
Resim 12. 12 ay sonunda CSK uygulanan restorasyon örnekleri



Resim 13. 12 ay sonunda FBF uygulanan restorasyon örnekleri



Resim 14. 12 ay sonunda EF uygulanan restorasyon örnekleri



5. TARTIŞMA VE SONUÇLAR

Adeziv restoratif materyallerdeki gelişmelere paralel olarak diş hekimliği pratiğinde kullanılmak üzere birçok yeni materyal piyasaya sürülmektedir. Bu artışla birlikte klinisyenlerin, sayısı gün geçtikçe artan restoratif materyaller arasından doğru materyali seçmeleri de zorlaşmaktadır. Restoratif materyallerle yapılan çalışmalar, klinisyenlerin uygun restoratif materyal seçmesinde ışık tutmaktadır. İn vitro yapılan laboratuvar testleri, restoratif materyallerin gelişimine ve başlangıç değerlendirmesine katkıda bulunmaktadır ancak her ne kadar klinik koşullar taklit edilmeye çalışılsa da ağız içindeki değişken parametrelerden dolayı materyalin klinik performansını doğru bir şekilde yansıtmamaktadır. Bu nedenle diş hekimliği pratiğinde yeni üretilen materyallerin performansını değerlendirmede ve farklı restoratif materyallerin karşılaştırılmasında iyi planlanmış, randomize kontrollü klinik çalışmalar için en etkili yöntemlerden biridir (184).

Her ne kadar restoratif materyallerin klinik başarısını değerlendirmede in vivo çalışmalar çok önem taşısa da, bir restoratif materyalin başarısı birçok parametreye bağlıdır. Klinisyenin deneyimi, ışık kaynağının tipi, kullanılan izolasyon metodu gibi dış faktörler de restorasyonun başarısını önemli ölçüde etkilemektedir. Ayrıca, pek çok çalışmada yaş, ağız hijyeni, okluzal yük ve dentin sklerozu gibi hastaya bağlı faktörler kullanılan materyalin özelliklerinden daha etkili olarak bulunmuştur (185, 186). Bu nedenle, bir klinik çalışma yürütülürken uygun bir çalışma dizaynı yapılması en önemli husustur. Bu nedenle çalışmamıza 18 yaşından büyük, ağız hijyeni iyi, brüksizm gibi herhangi bir parafonksiyonel alışkanlığı olmayan, tedavi edilecek dişleri periodontal ve endodontik açıdan sağlıklı ve bu dişlerinin karşıt ve komşuluğundaki dişleri mevcut olan bireyler dahil edilmiştir. Ayrıca bu çalışmaya dahil edilen bireylerde, detaylı bir ağız içi muayene ve alınan bitewing radyografilerin değerlendirilmesi sonucunda benzer

boyutta olan Sınıf II çürük lezyonları seçilmiştir ve her dişe randomize bir şekilde deneysel tedavilerden birisi uygulanmıştır.

Restoratif materyallerin klinik performanslarının belirlenebilmesi için klinik çalışmalara uygun objektif ve güvenilir kriterlerin kullanılması gerekmektedir. Literatürde, klinik takip çalışmalarında en çok kullanılan metodun USPHS kriterleri veya bunun modifikasyonları olduğu görülmektedir (175, 187, 188). Biz de bu klinik takip çalışmamızda, kullandığımız restoratif materyallerin klinik başarısını iki farklı deneyimli diş hekimi gözetiminde modifiye USPHS kriterlerini kullanarak değerlendirdik. Çalışmamızda klinik değerlendirmeler başlangıç, 6. ay ve 12. ay olmak üzere üç kere yapıldı ve tüm restorasyonlar retansiyon, renk uyumu, kenar renklenmesi, anatomik form, kontak noktası, kenar uyumu, sekonder çürük, postoperatif hassasiyet ve yüzey yapısı gibi kriterler değerlendirildi.

Posterior dişlerin restorasyonunda rezin kompozitler oldukça popülerdir, ancak kavite derinliği, konfigürasyon faktörü ve kullanılan materyalin polimerizasyon derinliğine bağlı olarak polimerizasyon büzülme stresini azaltmak için tabakalı yerleştirme tekniği gerektirmektedirler. Bununla birlikte tabakalı yerleştirme, El-Safty ve ark. (76) tarafından rapor edildiği gibi, tabakalar arası boşluk oluşumu, kontaminasyon riski ve tedavi süresinin uzamasına neden olmaktadır. Bu nedenle üreticiler, klinik olarak başarısının iyi olmasının yanında, uygulanması ve şekillendirilmesi kolay ve kısa zamanda uygulanabilen bir dental materyal üretmeyi amaçlamışlardır ve tek seferde 4-5 mm derinliğe kadar uygulanabilen “bulk fill kompozit rezin materyaller” piyasaya sürülmüştür.

Üniversal adezivler diş hekimliği piyasasına sunulmuş olan en son jenerasyon adeziv sistemlerdir. Üretici firmalar tarafından üniversal adezivlerin hem etch&rinse hem de self-etch modunda kullanılabileceği iddia edilmektedir. Ayrıca yapılan bazı çalışmalar da bunu desteklemektedir (189, 190). Perdigao ve ark. Scotchbond Universal (Single Bond Universal) Adeziv’ i etch&rinse ve self-etch modunda çürüksüz servikal lezyonlar üzerinde test ettikleri 6, 18 ve 36 aylık 3 adet klinik çalışma yapmışlardır (191-193) ve çalışmalarının sonuçlarına göre 6, 18 ve 36 ayın sonunda üniversal adezivin klinik davranışı üzerinde uygulama stratejisinin etkisinin olmadığını bildirmişlerdir. Bununla birlikte, Karaman ve ark. yaptıkları in vitro çalışmada Single Bond Universal’ in self-etch yaklaşımı ile kullanıldığında, self-etch adeziv sistemler için altın standart olarak

kabul edilen Clearfil SE Bond ile benzer dentine bağlanma değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir (194). Benzer şekilde Marchesi ve ark. bir yıllık in vitro çalışmalarında Single Bond Universal'i total-etch ve self-etch yaklaşımla uygulayarak bağlanma dayanımını incelemişlerdir ve bir yılın sonunda en yüksek bağlanma dayanım değerlerinin self-etch grubundan elde edildiğini ifade etmişlerdir (168). Single Bond Universal adeziv, yapısında hidroksiapatit kristalleriyle kimyasal bağlantıyı sağlayan polialkenoik asit kopolimeri olan Vitrebond (3M ESPE) içermektedir ve Single Bond Universal adezivin yüksek bağlanma dayanımı göstermesinin içeriğinde bulunan polialkenoik asit kopolimeri ile ilişkili olabileceği düşünülmektedir (163, 189, 195). Bu çalışmada kullanılan FBF kompozitle kullanımı üretici firma tarafından önerilen bir universal adeziv sistem olan Single Bond Universal adeziv, self-etch modda kullanıldığında da yüksek bağlanma dayanımı göstermesi ve asitleme aşamasının teknik hassasiyet gerektiren bir aşama olması nedeniyle asitleme aşamasından doğabilecek sorunların elimine edilmesi için, self-etch modda uygulanmıştır.

Geleneksel kompozit rezinlerin monomer kimyasında ve doldurucu teknolojisinde yapılan değişiklikler ile elde edilen bulkfill kompozitlerin translusent yapısı geliştirilmiştir ve metakrilat rezin içerisine yerleştirilen foto aktif gruplar, bu kompozitlerin polimerizasyon kinetiğinin daha iyi kontrol edilmesine ve 4-5 mm derinliğe kadar polimerize edilebilmesine izin vermektedir (196). Geleneksel kompozitlerde yer alan Bis-GMA monomerinin kimyasında yapılan değişikliklerle viskozitesi düşük yeni bir monomer elde edilmiştir. Bu sayede geleneksel kompozit rezinlerden ve hatta akışkan kompozitlerden daha düşük derecede polimerizasyon büzülmesi gösteren bulkfill kompozitler geliştirilmiştir. Polimerizasyon büzülmesinin az olması ise çürük, kenar sızıntısı, pulpa irritasyonu ve hassasiyet gibi bazı olumsuzlukların oluşumuna engel olmaktadır (197). Çalışmamızda kullandığımız FBF kompozit, üretici firmanın önerileri doğrultusunda 4 mm'ye kadar tek tabaka halinde uygulanmıştır.

Rossato ve arkadaşları (198), bulkfill kompozitlerle ve tabakalama tekniğiyle restore edilen molarların mekanik özelliklerini değerlendirdikleri çalışmalarında, konvansiyonel kompozit ile tabakalı olarak restore edilen molar dişlerin belirgin olarak daha düşük kırılma dayanımı değerleri gösterdiğini bulmuşlardır. Premolar dişlerde

yapılan diğer çalışmalarda ise doldurma tekniğinin (bulkfill ya da tabakalama) kırılma direnci üzerinde anlamlı bir etkisi olmadığı ortaya konulmuştur (199, 200).

Çolak ve ark. (201) ise sınıf II kavitelere yaptıkları 37 adet nanohibrit (Tetric EvoCeram) ve 37 adet yüksek yoğunluklu bulkfill kompozit (Tetric EvoCeram Bulk Fill) restorasyonları modifiye USPHS kriterlerine göre 12 ay takip ettikleri çalışmalarında, 12 ay sonunda değerlendirilen kriterler açısından restoratif sistemler arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark olmadığını bildirmişlerdir.

Bayraktar ve ark.'nın yaptıkları bir çalışmada (202) ise farklı kompozit rezinlerle (Clearfil Photo Posterior, Filtek Bulk Fill Flowable ve Filtek P60, Tetric EvoCeram Bulk-Fill, SonicFill) yapılan 200 adet (her grupta 50 adet olacak şekilde) restorasyon klinik olarak karşılaştırılmış ve 1. yıl sonunda takip oranının %86 olduğu ve gruplar arasında değerlendirilen parametrelerde istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı bildirilmiştir.

Yazıcı ve ark. (203) bir bulkfill kompozit rezin(Tetric EvoCeram Bulk Fill) ile nanofil kompozitin (Filtek Ultimate) 36 aylık klinik performansını karşılaştırdıkları çalışmalarında 104 adet sınıf II restorasyon yapmışlardır ve bulkfill kompozit rezinin marjinal adaptasyon ve marjinal renklenme açısından daha iyi klinik performans sergilediği sonucuna varmışlardır. Post-operatif hassasiyet, sekonder çürük ve anatomik form kaybı hiç bir restorasyonda gözlenmezken, retansiyon açısından da her iki grup arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Bununla birlikte, Filtek Ultimate grubundaki restorasyonlarda 24 ve 36. ayda 2 restorasyonda hafif pürüzlü yüzey gözlenirken ve 12 ve 18. aylarda 2, 24. ayda 1 ve 36. ayda 2 restorasyonda hafif renk uyumsuzluğu gözlenmiştir.

Bizim çalışmamızda ise bir yıl sonunda takip oranı % 95 idi ve FBF ve CSK uygulanan gruplarda restorasyonların hiçbirinde post-operatif hassasiyet, sekonder çürük, anatomik form ve retansiyon kaybı gözlenmedi ve bununla birlikte değerlendirilen tüm parametrelerde FBF ve CSK uygulanan gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark yoktu. Ayrıca bir yıl sonunda bu gruplardaki sağkalım oranı % 100 olarak bulundu.

Posterior bölgedeki lezyonların konservatif olarak restorasyonunda cam iyonomer simanlar (CİS) da kompozitlere alternatif olarak kullanılabilen materyallerdir. Özellikle son yıllarda geliştirilmiş olan yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar ve nano-doldurucu yüzey örtücü rezinlerin birlikte kullanımıyla, geleneksel CİS' ların düşük

kırılma ve aşınma direnci, posterior restoratif materyal olarak renk stabiliteilerinin yetersiz olması, neme karşı duyarlı olmaları ve estetik özelliklerinin iyi olmaması gibi dezavantajların üstesinden geldiği üretici firmalar tarafından öne sürülmektedir.

Cam iyonomerlerin kaviteye uygulanmasından önce kavite yüzeylerinin hazırlanması amacıyla % 20'lik poliakrilik asit içeren bir "cavity conditioner" kullanılması üretici firma tarafından önerilmektedir. Böylece mikromekanik retansiyon artırılarak bağlanma dayanımında artış sağlanmış olur. Bu nedenle, bu klinik çalışmada EF ile restorasyon öncesi kavitelere "cavity conditioner" uygulaması yapılmıştır. Ayrıca daha önce yapılan çalışmalarda; cam iyonomer restorasyon sonrası uygulanan yüzey örtücü ajanın materyalin erken evrede ağız sıvılarıyla temasını önleyerek, kimyasal polimerizasyonunun daha iyi gerçekleşmesine olanak tanıdığı, restorasyona parlaklık kazandırdığı, yüzey düzensizliklerini doldurarak pürüzsüz bir yüzey sağladığı, kenar uyumu, aşınma ve kırılma direncini arttırdığı rapor edilmiştir (109). Bu nedenle bu çalışmada EF, üretici firma tarafından da önerildiği gibi bir yüzey örtücü (Equia Forte Coat) ile birlikte uygulanmıştır.

Vaid ve ark. çürüksüz servikal lezyonların tedavisinde kullandıkları güçlendirilmiş cam iyonomer (Equia), rezin modifiye cam iyonomer ve nanohibrit bir kompozit rezinin bir yıllık klinik performansını modifiye USPHS kriterlerine göre değerlendirmişlerdir (204) ve bir yıl sonunda retansiyon, marjinal renklenme, marjinal adaptasyon, yüzey pürüzlülüğü ve postoperatif hassasiyet bakımından bu üç restoratif materyal arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir.

Klinke ve ark. ise, sınıf I ve sınıf II lezyonların tedavisinde kullandıkları iki yüksek viskoziteli cam iyonomer restoratif sistemin (Fuji IX GP ve Equia fil) 4 yıllık klinik performansını FDI kriterlerine göre değerlendirmişlerdir (205). 4 yıl sonunda 312 sınıf I restorasyonun sadece 5 tanesinde (1 tane Fuji IX GP restorasyon ve 4 tane Equia fil restorasyonda) başarısızlık gözlenirken; 436 sınıf II (MO ya da DO) restorasyonun 47 tanesinde (27 tane Fuji IX GP restorasyon ve 20 tane Equia fil restorasyonda) başarısızlık gözlenmiştir, bununla birlikte bu materyallerin 4 yıllık klinik performansları arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır.

Yılmaz ve ark. çalışmalarında, süt dişlerinde yüksek viskoziteli cam iyonomer Fuji IX ve yüzey örtücü Final Varnish (Voco, Cuxhaven, Almanya) kullanarak yaptıkları toplam 68 adet sınıf I (34 adet) ve sınıf II (34 adet) restorasyonu 1 yıl boyunca takip

etmişlerdir (206). Araştırmacılar bir yıl sonunda 67 adet restorasyonu USPHS kriterlerine göre değerlendirmişlerdir ve sadece 4 restorasyonda (3 adet sınıf II, 1 adet sınıf I) sekonder çürük gözlendiğini, ancak radyografik olarak çürüğün gözlenmediğini rapor etmişlerdir. Ayrıca anatomik form ve kenar uyumu açısından Charlie skoru alan hiçbir restorasyon olmamıştır ve renk uyumu açısından tüm restorasyonlar Alfa olarak skorlanmıştır. Kenar renklenmesi kriterinde sınıf I restorasyonların %85,3' ü; sınıf II restorasyonların %51,5' i Alfa skoru alırken, sınıf II restorasyonların sadece % 3,1' i Charlie skoru almıştır.

Diem ve ark. yaptıkları çalışmalarında, 11-12 yaşlarındaki çocukların 1. büyük azı dişlerindeki orta derinlikte oklüzal çürük lezyonlarını bir Equia sistem (Fuji IX GP Extra) ve bir mikrohibrit rezin kompozit ile restore etmişlerdir (207). Çalışmalarında 87 adet yüzey örtücüsüz; 84 adet ise yüzey örtücülü Fuji IX GP Extra restorasyonu ve 83 adet mikrohibrit kompozit rezin restorasyon yapmışlardır. Üç yıl sonunda bu 254 restorasyonun 198'i değerlendirilebilmiştir ve 3 restorasyonda sekonder çürük gözlenmiştir. Bununla birlikte yüzey örtücülü veya yüzey örtücüsüz uygulanan Fuji IX GP Extra restorasyonların oklüzal kavitelerde klinik olarak kabul edilebilir sonuçlar sergilediği araştırmacılar tarafından rapor edilmiştir.

Gürkan ve ark. ise güçlendirilmiş bir cam iyonomer restoratif sistem (Equia) ve bir mikrohibrit kompozit (Gradia Direct Posterior) ile yaptıkları 115 restorasyonun (70 adet sınıf I, 45 adet sınıf II) modifiye USPHS kriterlerine göre 6 yıllık klinik takibini yapmışlardır (208). Her iki restoratif materyalde de anatomik form, sekonder çürük, postoperatif hassasiyet, yüzey yapısı ve retansiyon açısından anlamlı bir değişiklik gözlenmezken; marjinal adaptasyon ve renklenme açısından her iki materyalde de klinik olarak kabul edilebilir (Bravo) değişiklikler gözlenmiştir. Ayrıca 3 ve 4. yıllarda 2 adet Equia restorasyon kaybedilmiştir. Araştırmacılar başarısızlık nedeninin genellikle restorasyonun kırığına bağlı olarak gerçekleştiğini ve her iki restoratif materyalin de 6 yıl sonunda klinik olarak başarılı performans sergilediğini bildirmişlerdir.

Türkün ve ark. (209) iki farklı cam iyonomer restoratif sistem (Equia Fil ve Riva SC) ile yaptıkları 6 yıllık klinik takip çalışmalarında, Equia Fil restoratif sistemin renk uyumu, retansiyon, anatomik form ve marjinal adaptasyon açısından Riva SC' den daha başarılı klinik sonuçlar sergilediğini bildirmişlerdir. Bununla birlikte retansiyon kriteri açısından

(restoratif materyalin total ya da parsiyel kaybı) 88 adet EquiaFil restorasyonun 6 tanesi tamir edilebilir olarak değerlendirilirken, 1 tanesi ise yenilenmiştir.

Tal ve ark., süt dişlerinin sınıf II restorasyonunda yüksek viskoziteli bir cam iyonomerin (Equia fil) klinik performansını değerlendirdikleri bir çalışmalarında 44 hastada yaptıkları 93 restorasyonun klinik performansını iki yıl boyunca değerlendirmişlerdir (210). Araştırmacılar takip periyodu süresince hiçbir restorasyonda ikincil çürük ve kenar renklenmesi olmadığını, ve hiç bir hastada postoperatif hassasiyet gözlenmediğini ancak 18 ay sonrası alınan radyografilerde restorasyonların % 28' inde proksimal duvarda konkav şekilde materyal kaybı gözlendiğini rapor etmişlerdir. Bununla birlikte bu çalışmada 3 restorasyonun total kaybı ve 10 restorasyonda marjinal kırık gözlenmiştir.

Scholtanus ve Huysmans yaptıkları klinik çalışmalarında bir yüksek viskoziteli bir cam iyonomer olan Fuji IX GP (Equia) ve Fuji LC Varnish ile yaptıkları 116 sınıf II restorasyonu 6 yıl boyunca takip etmişlerdir (97). İlk 18 ayda herhangi bir başarısızlık gözlenmezken, 36 ay sonunda restorasyonların % 5' inde, 72 ay sonunda ise %40 'ında başarısızlık gözlenmiştir. Araştırmacılar, restorasyonlarda görülen başarısızlık nedenlerinin marginal kenardaki küçük kırıklar ve restorasyon arayüzeyinde radyografik olarak gözlenebilen materyal kaybı olarak rapor etmişlerdir.

Bu çalışmada, kenar renklenmesi, sekonder çürük ve postoperatif hassasiyet dışındaki tüm parametrelerde EF uygulanan grup ile FBF ve CSK uygulanan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardı. Bir yıl sonunda EF ile yapılan 32 restorasyonun 10 tanesi, marjinal kenarda küçük kırıklar, kenar uyumunda bozulma ve/veya restorasyonun aproksimal yüzeyinde materyal kaybı nedeniyle yenilendi ve bir yıl sonunda EF uygulanan gruptaki sağkalım oranı yaklaşık olarak % 68,8 idi.

EF ile yapılan restorasyonlarda restorasyonun erken dönem nem kontaminasyonunu önlemek için restorasyon yüzeyine uygulanan rezin örtücü materyalin arayüzeyde etkili bir şekilde uygulanması oldukça zordur ve biz restorasyon arayüzeyinde radyografik olarak gözlenebilen materyal kaybının, bu yüzey örtücü ajanın yeterli uygulanamaması sonucunda nem maruziyetine karşı yeterince korunmayan bölgede çözünmeye bağlı olarak gerçekleştiğini düşünmekteyiz. Ayrıca Scholtanus ve ark. (97) yaptıkları çalışmalarında arayüzeydeki bu materyal kaybının, metal matriks kullanımı nedeniyle

cam iyonomer simanın metale yapışması sonucu metal bant çıkarılırken simanda mikroçatlakların oluşmasının sorumlu olabileceğini belirtmişlerdir.

Bununla birlikte daha önce yapılan çalışmalarda (114, 209), bu yüzey örtücü ajanın aşınma nedeniyle yaklaşık olarak altı ay yüzeyde kalabildiği bildirilmiştir. Benzer şekilde bizim çalışmamızda ilk 6 aylık değerlendirmede herhangi bir yüzey değişikliği gözlenmezken, 12 aylık değerlendirmede yüzey koruyucu ajanın aşınmasına bağlı olarak yüzey pürüzlülüğünde hafif artış görülmüştür ve bir yıllık değerlendirmede yüzey yapısı açısından EF restorasyonların 9'u Bravo; 1 tanesi Charlie olarak skorlanmıştır. Bununla birlikte yüzey yapısı açısından EF grubunda takip periyotları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Çalışmamızda EF grubuna ait restorasyonlardaki diğer bir sorun ise restorasyonun çevre dış dokusu ile renk uyumunun iyi olmaması idi. Diem ve ark. (207) yaptıkları çalışmalarında başlangıçta %25 iyi olan renk uyumunun, 3 yıl sonunda siman maturasyonu sonucunda materyaldeki translusensinin artmasıyla birlikte % 80'e çıktığını belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda değerlendirme periyotları arasında herhangi bir renk değişikliği gözlenmezken, renk uyumu açısından 6 restorasyon Bravo, 26 restorasyon Charlie olarak değerlendirilmiştir. Bununla birlikte, bizim çalışmamızın takip süresi 1 yıldır ve bu süre siman maturasyonu için yeterli olmayabilir.

Ayrıca dental restorasyonların klinik olarak uzun ömürlü olabilmesi uygulayıcı hekimin materyali işleme becerisi, restoratif sistemin bağlanma kapasitesi, uygulama ve polimerizasyon tekniği, restorasyonun boyutu ve şekli, hastaya bağımlı bazı değişkenler (oklüzal kuvvetler, sıcaklık ve pH değişiklikleri) gibi pek çok değişkene bağımlıdır (211). Bu nedenle bu klinik çalışmada tüm restoratif prosedürler tek bir hekim tarafından yapılmıştır, katılım koşullarını sağlamayan bireyler çalışmaya dahil edilmemiştir ve bireylerde benzer derinlikteki sınıf II lezyonlara rastgele olacak şekilde restorasyonlar yapılmıştır.

SONUÇLAR

Çalışmamızda kullanılan materyaller ile yapılan restorasyonların her biri, modifiye USPHS kriterlerine göre 6. ay ve 12. ay sonunda değerlendirilmiştir ve çalışmamızın sonuçları aşağıda belirtildiği gibidir;

1. Anatomik form, kontak noktası, kenar uyumu, kenar renklenmesi, sekonder çürük, retansiyon kaybı, renk uyumu, yüzey yapısı ve postoperatif hassasiyet kriterleri açısından incelenen restorasyonlarda, 6 ay ve 1 yıl sonunda FBF ve CSK uygulanan gruplar, her bir inceleme kriteri için birbirleri ile benzer ve klinik olarak başarılı sonuçlar sergilemiştir.
2. Her üç restoratif materyalde de değerlendirilen kriterler için ilk 6 ay boyunca herhangi bir değişiklik gözlenmemiştir.
3. Bu çalışmada, EF uygulanan gruba ait restorasyonların 1 yıllık sağkalım oranı %68,8 olup bu materyalin uzun dönem başarısını gösteren daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.
4. Tüm değerlendirme periyotları için molar ve premolar dişlere yapılan restorasyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir.

6. KAYNAKLAR

1. de Andrade AK, Duarte RM, Medeiros e Silva FD, et al. 30-Month randomised clinical trial to evaluate the clinical performance of a nanofill and a nanohybrid composite. J Dent 2011; **39**(1): 8-15.
2. Brunthaler A, König F, Lucas T, Sperr W, Schedle A. Longevity of direct resin composite restorations in posterior teeth. Clin Oral Investig 2003; 7(2): 63-70.
3. Turkun LS, Aktener BO, Ates M. Clinical evaluation of different posterior resin composite materials: a 7-year report. Quintessence Int 2003; 34(6): 418-26.
4. Irie M, Suzuki K, Watts DC. Marginal gap formation of light-activated restorative materials: effects of immediate setting shrinkage and bond strength. Dent Mater 2002; 18(3): 203-10.
5. Sakaguchi RL, Peters MC, Nelson SR, Douglas WH, Poort HW. Effects of polymerization contraction in composite restorations. J Dent 1992; 20(3): 178-82.
6. Ferracane JL. Buonocore Lecture. Placing dental composites--a stressful experience. Oper Dent 2008; 33(3): 247-57.
7. Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR technology. Dent Mater 2011; 27(4): 348-55.
8. Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. Oper Dent 2013; 38(6): 618-25.
9. Venus® bulk fill Technical Information. 2015; Available from: http://heraeus-kulzer.com/en/ourproducts/dentistry_1/composites/venus_bulk_fill/venus_bulk_fill. .
10. Uzer Çelik E, Ermiş B. Koruyucu rezin uygulamasının yüksek viskoziteli geleneksel cam iyonomer simanın mikrosertliği üzerine etkisinin in vitro olarak değerlendirilmesi. CÜ Diş Hek Fak Derg 2008; 11(2): 11-12.

11. Bağlar S, Dalli M, olak H, Ercan E, Hamidi MM. iki farklı restoratif materyalin sınıf V kavitelerdeki mikrosızıntıya etkisi. Cumhuriyet Dent J 2010; 13-21.
12. Friedl K, Hiller KA, Friedl KH. Clinical performance of a new glass ionomer based restoration system: a retrospective cohort study. Dent Mater 2011; 27(10): 1031-7.
13. Wang XY, Yap AU, Ngo HC. Effect of early water exposure on the strength of glass ionomer restoratives. Oper Dent 2006; 31(5): 584-9.
14. Earl MS, Mount GJ, Hume WR. The effect of varnishes and other surface treatments on water movement across the glass ionomer cement surface. II. Aust Dent J 1989; 34(4): 326-9.
15. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. J Prosthet Dent 1983; 50(4): 480-8.
16. McCabe JF, Walls A. Applied dental materials (9th ed), Oxford, UK ; Ames, Iowa: Blackwell Pub, 2008: 303.
17. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New direct restorative materials. FDI Commission Project. Int Dent J 1998; 48(1): 3-16.
18. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. Eur J Oral Sci 1997; 105(2): 97-116.
19. Koray F, Yücel T. Restoratif materyaller ve klinik uygulamaları kompozitin ön dişlerde kullanımı. Türk. Diş Hek Bir Derg 2002; 71: 16-23.
20. Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ Jr. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry (5th ed), St. Louis Missouri, Mosby, 2006.
21. Hervas-Garcia A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2006; 11(2): E215-20.
22. Dayangaç B. Kompozit Restorasyonlar. Ankara, Quint Yayıncılık, 2011.
23. Murchison DF, Roeters J, Vargas MA, Chan DCN. Direct anterior restorations. Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach (3rd ed), Chicago Quint, 2006.
24. Sakaguchi RL, Powers JM. Resin Composite Restorative Materials: Including Craig's Restorative Dental Materials (12th ed), Missouri, Mosby, 2006.

25. Ferracane JL. Direct posterior restoratives. *Materials in dentistry: principles and applications*, Philadelphia, JB Lippincott, 1995.
26. Parker S, Braden M. Water absorption of methacrylate soft lining materials. *Biomaterials* 1989; 10(2): 91-5.
27. Rawls KJ, Esquivel-Upshaw J. *Restorative resins: Phillips Science Of Dental Materials* (11th ed), St. Louis, W.B. Saunders, 2003.
28. Craig RG, Ward ML. *Direct Esthetic Restorative Materials: Restorative Dental Materials*, Michigan, Mosby, 2005.
29. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Composite resins in the 21st century. *Quint Int* 1993; 24(9):641-58.
30. Musanje L, Ferracane JL. Effects of resin formulation and nanofiller surface treatment on the properties of experimental hybrid resin composite. *Biomaterials* 2004; 25(18): 4065-71.
31. R Van Noort. *Resin Composites. Introduction to Dental Materials* (2nd ed), Philadelphia, Mosby, 2002: 96-123.
32. KF Leinfelder. Composite resins. *Dent Clin North Am* 1985; 29(2): 359-71.
33. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater* 1992; 8(5): 310-9.
34. Cardoso KA, Zarpellon DC, Madruga CF, Rodrigues JA, Arrais CA. Effects of radiant exposure values using second and third generation light curing units on the degree of conversion of a lucirin-based resin composite. *J Appl Oral Sci* 2017; 25(2): 140-146.
35. Bayne SC, Heymann HO, Swift EJ Jr. Update on dental composite restorations. *J Am Dent Assoc* 1994; 125(6): 687-701.
36. WJ O'Brien. *Dental materials and their selection* (4th ed) London, Quint Pub, 2008.
37. Sturdevant CM, Roberson TM, Heymann HO, Sturdevant JR. *The Art and Science of Operative Dentistry* (3rd ed), St. Louis, Mosby-Year Book Inc, 1995: 252-63.
38. McCabe JF, Walls A. *Applied dental materials* (8th ed), Oxford, Malden, MA: Blackwell Science, 1998: 242.

39. Roberson TM, Heymann HO, Ritter AV. Introduction to composite restorations. *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry*. St. Louis, Mosby, 2002: 473-99.
40. Li Y, Swartz ML, Phillips RW, Moore BK, Roberts TA. Effect of filler content and size on properties of composites. *J Dent Res* 1985; 64(12): 1396-401.
41. Rueggeberg F. Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent Suppl* 1999; (25): S4-15; quiz S73.
42. Knezevic A, Ristic M, Demoli N, et al. Composite photopolymerization with diode laser. *Oper Dent* 2007; 32(3): 279-84.
43. Yaman BC, Efes BG, Dörter C, et al. The effects of halogen and light-emitting diode light curing on the depth of cure and surface microhardness of composite resins. *J Conserv Dent* 2011; 14(2): 136-9.
44. Craig RG, Powers JM. *Restorative dental materials* (11th ed), St. Louis, Mosby Co. 2002: 231-57.
45. Anusavice KJ. Restorative Resins, In: *Phillips' Science of Dental Materials*. 11th ed. ed. 2003, USA: Saunders. 399-441.
46. Wakefield CW, Kofford KR. Advances in restorative materials. *Dent Clin North Am* 2001; 45(1): 7-29.
47. Brackett WW, Covey DA. Resistance to condensation of 'condensable' resin composites as evaluated by a mechanical test. *Oper Dent* 2000; 25(5): 424-6.
48. Yazici AR, Celik C, Ozgunaltay G. Microleakage of different resin composite types. *Quintessence Int* 2004; 35(10): 790-4.
49. Chuang SF, Jin YT, Liu JK, Chang CH, Shieh DB. Influence of flowable composite lining thickness on Class II composite restorations. *Oper Dent* 2004; 29(3): 301-8.
50. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater* 1999; 15(2): 128-37.
51. Unterbrink GL, Liebenberg WH. Flowable resin composites as "filled adhesives": literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int* 1999; 30(4): 249-57.

52. Salerno M, Derchi G, Thorat S, et al. Surface morphology and mechanical properties of new-generation flowable resin composites for dental restoration. *Dent Mater* 2011; 27(12): 1221-8.
53. Wolter H, Storch W, Ott H. New inorganic/organic copolymers (ORMOCERs) for dental applications. *Mat Res Symp Proc* 1994; (346): 143-149.
54. Manhart J, Chen HY, Hickel R. The suitability of packable resin-based composites for posterior restorations. *J Am Dent Assoc* 2001; 132(5): 639-45.
55. Kalra S, Singh A, Gupta M, Chadha V. Ormocer: An aesthetic direct restorative material; An in vitro study comparing the marginal sealing ability of organically modified ceramics and a hybrid composite using an ormocer-based bonding agent and a conventional fifth-generation bonding agent. *Contemp Clin Dent* 2012; 3(1): 48-53.
56. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dent Mater* 2000; 16(1): 33-40.
57. Pires-de-Souza Fde C, Garcia Lda F, Roselino Lde M, Naves LZ. Color stability of silorane-based composites submitted to accelerated artificial ageing--an in situ study. *J Dent* 2011; 39(1): 18-24.
58. Pérez MM, Ghinea R, Ugarte-Alvan LI, Pulgar R, Paravina RD. Color and translucency in silorane-based resin composite compared to universal and nanofilled composites. *J Dent* 2010; 38(2): 110-6.
59. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater* 2005; 21(1): 68-74.
60. Furuse AY, Gordon K, Rodrigues FP, Silikas N, Watts DC. Colour-stability and gloss-retention of silorane and dimethacrylate composites with accelerated aging. *J Dent* 2008. 36(11): 945-52.
61. Lien W, Vandewalle KS. Physical properties of a new silorane-based restorative system. *Dent Mater* 2010; 26(4): 337-44.
62. Guggenberger R, Weinmann W. Exploring beyond methacrylates. *Am J Dent* 2000; 13: 82-4.
63. Freitas RA Jr. What is nanomedicine? *Dis Mon* 2005; 51(6): 325-41.
64. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc* 2003; 134(10): 1382-90.

65. Davis N. A nanotechnology composite. *Compend Contin Educ Dent* 2003; 24(9): 662, 665-7, 669-70.
66. Ure D, Harris J. Nanotechnology in dentistry: reduction to practice. *Dent Update* 2003; 30(1): 10-5.
67. Swift EJ. Ask the experts: Nanocomposites. *J Esthet Restor Dent* 2005; 17(1): 3-4.
68. Sakaguchi RL, Douglas W H, Peters MC. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *J Dent* 1992; 20(3): 183-8.
69. Benetti AR, Havndrup-Pedersen C, Honoré D, Pedersen MK, Pallesen U. Bulk-fill resin composites: polymerization contraction, depth of cure, and gap formation. *Oper Dent* 2015; 40(2): 190-200.
70. Walter R. Critical appraisal: bulk-fill flowable composite resins. *J Esthet Restor Dent* 2013; 25(1): 72-6.
71. Fleming GJ, Awan M, Cooper PR, Sloan AJ. The potential of a resin-composite to be cured to a 4mm depth. *Dent Mater* 2008; 24(4): 522-9.
72. Flury S, Hayoz S, Peutzfeldt A, Hüsler J, Lussi A. Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? *Dent Mater* 2012; 28(5): 521-8.
73. Moorthy A, Hogg CH, Dowling AH, et al. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. *J Dent* 2012; 40(6): 500-5.
74. Van Ende A, De Munck J, Van Landuyt KL, et al., Bulk-filling of high C-factor posterior cavities: effect on adhesion to cavity-bottom dentin. *Dent Mater* 2013; 29(3): 269-77.
75. Lazarchik DA, Hammond BD, Sikes CL, Looney SW, Rueggeberg FA. Hardness comparison of bulk-filled/transooth and incremental-filled/occlusally irradiated composite resins. *J Prosthet Dent* 2007; 98(2): 129-40.
76. El-Safty S, Silikas N, Watts DC. Creep deformation of restorative resin-composites intended for bulk-fill placement. *Dent Mater* 2012; 28(8): 928-35.
77. Garcia D, Yaman P, Dennison J, Neiva G. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Oper Dent* 2014; 39(4): 441-8.
78. Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J* 1972; 132(4): 133-5.

79. Al-Badry IA, Kamel FM. Clinical use of glass ionomer cement: a literature review. *Saudi Dent J* 1994; 6(2): 107-16.
80. Graham JM. An atlas of glass-ionomer cements. A clinician's guide (3th ed), UK, Martin Dunitz Ltd, 2002.
81. Crisp S, Kent BE, Lewis BG, Ferner AJ, Wilson AD. Glass-ionomer cement formulations. II. The synthesis of novel polycarboxylic acids. *J Dent Res* 1980; 59(6): 1055-63.
82. Crisp S, Lewis BG, Wilson AD. Characterization of glass-ionomer cements. 5. The effect of the tartaric acid concentration in the liquid component. *J Dent* 1979; 7(4): 304-12.
83. Wilson AD, McLean JW. Glass-ionomer cement. Chicago, USA, Quintessence Publishing Co, 1988.
84. Williams JA, Billington RW, Pearson GJ. Effect of moisture protective coatings on the strength of a modern metal-reinforced glass-ionomer cement. *J Oral Rehabil* 1998; 25(7): 535-40.
85. Davidson CL, Mjör IV. Advances in glassionomer cements. Berlin/Chicago, Quintessence Publishing Co Inc, 1999: 269-93.
86. Hatton PV, Brook IM. Characterisation of the ultrastructure of glass-ionomer (poly-alkenoate) cement. *Br Dent J* 1992; 173(8): 275-7.
87. Lohbauer U. Dental glass ionomer cements as permanent fillig materials? – Properties, limitations and future trends. *Materials* 2010; 3: 76-96.
88. Mousavinasab SM, Meyers I. Fluoride release by glass ionomer cements, compomer and giomer. *Dent Res J (Isfahan)* 2009; 6(2): 75-81.
89. Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dent Mater* 2000; 16(2): 129-38.
90. Sidhu SK. Glass-ionomer cement restorative materials: a sticky subject? *Aust Dent J* 2011; 56(1): 23-30.
91. Torabzadeh H, Ghasemi A, Shakeri S, Baghban AA, Razmavar S. Effect of powder/liquid ratio of glass ionomer cements on flexural and shear bond strengths to dentin. *Braz J Oral Sci* 2011; 10: 204-7.
92. Hse KM, Leung SK, Wei SH. Resin-ionomer restorative materials for children: A review. *Aust Dent J* 1999; 44: 1-11.

93. Nicholson JW, Czarnecka B. The biocompatibility of resin-modified glass-ionomer cements for dentistry. *Dent Mater* 2008; 24(12): 1702-8.
94. Bala O. Poliasit-modifiye kompozit rezinler (kompomerler) literatür taraması. *Cumhuriyet Üni Diş Hek Fak Derg* 1998; 1: 113-8.
95. Jackson RD, Morgan M. The new posterior resins and a simplified placement technique. *J Am Dent Assoc* 2000; 131(3): 375-83.
96. Gurgan S, Kutuk ZB, Ergin E, Oztas SS, Cakir FY. Four-year randomized clinical trial to evaluate the clinical performance of a glass ionomer restorative system. *Oper Dent* 2015; 40(2): 134-43.
97. Scholtanus JD, Huysmans MC. Clinical failure of class-II restorations of a highly viscous glass-ionomer material over a 6-year period: a retrospective study. *J Dent* 2007; 35(2): 156-62.
98. Crowley CM, Doyle J, Towler MR, Hill RG, Hampshire S. The influence of capsule geometry and cement formulation on the apparent viscosity of dental cements. *J Dent* 2006; 34(8): 566-73.
99. Ferrari M. Use of glass-ionomers as bondings, linings or bases. *Advances in glass-ionomer cements*, Chicago, USA, Quintessence Pub Co, 1999: 137-48.
100. Molina GF, Cabral RJ, Mazzola I, Lascano LB, Frencken JE. Mechanical performance of encapsulated restorative glass-ionomer cements for use with Atraumatic Restorative Treatment (ART). *J Appl Oral Sci* 2013; 21(3): 243-9.
101. Dowling AH, Fleming GJ. Are encapsulated anterior glass-ionomer restoratives better than their hand-mixed equivalents? *J Dent Res* 2009; 37: 133- 40.
102. Guggenberger R, May R, Stefan KP. New trends in glass-ionomer chemistry. *Biomaterials* 1998; 19(6): 479-83.
103. Fleming GJ, Kenny SM, Barralet JE. The optimisation of the initial viscosity of an encapsulated glass-ionomer restorative following different mechanical mixing regimes. *J Dent* 2006; 34(2): 155-63.
104. Jorgensen KD, Iwaku M, Wakumoto S. Vacuum-mixing of silicate cement. *Acta Odontol Scand* 1969; 27(5): 453-65.
105. Nomoto R, Komoriyama M, McCabe JF, Hirano S. Effect of mixing method on the porosity of encapsulated glass ionomer cement. *Dent Mater* 2004; 20(10): 972-8.

106. Nicholson JW, Czarnecka B. Kinetic studies of water uptake and loss in glass-ionomer cements. *J Mater Sci Mater Med* 2008; 19(4): 1723-7.
107. Naasan MA, Watson TF. Conventional glass ionomers as posterior restorations. A status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent* 1998; 11(1): 36-45.
108. Gemalmaz D, Yoruc B, Ozcan M, Alkumru HN. Effect of early water contact on solubility of glass ionomer luting cements. *J Prosthet Dent* 1998; 80(4): 474-8.
109. Miyazaki M, Moore BK, Onose H. Effect of surface coatings on flexural properties of glass ionomers. *Eur J Oral Sci* 1996; 104(5-6): 600-4.
110. Hotta M, Hirukawa H, Yamamoto K. Effect of coating materials on restorative glass-ionomer cement surface. *Oper Dent* 1992; 17(2): 57-61.
111. Hankins AD, Hatch RH, Benson JH, et al. The effect of a nanofilled resin-based coating on water absorption by teeth restored with glass ionomer. *J Am Dent Assoc* 2014; 145(4): 363-70.
112. Pacifici E, Bossù M, Giovannetti A, et al. Surface roughness of glass ionomer cements indicated for uncooperative patients according to surface protection treatment. *Ann Stomatol (Roma)* 2013; 4(3-4): 250-8.
113. Bagheri R, Taha NA, Azar MR, Burrow MF. Effect of G-Coat Plus on the mechanical properties of glass-ionomer cements. *Aust Dent J* 2013; 58(4): 448-53.
114. Kanık Ö, Türkün LS. Daimi restoratif materyal olarak yeni cam iyonomer kombine sistemler. *Dental Klinik* 2013; 6: 32-6.
115. Ikemura K, Tay FR, Endo T, Pashley DH. A review of chemical-approach and ultramorphological studies on the development of fluoride-releasing dental adhesives comprising new pre-reacted glass ionomer (PRG) fillers. *Dent Mater J* 2008; 27(3): 315-39.
116. Gordan VV, Mondragon E, Watson RE, Garvan C, Mjör IA. A clinical evaluation of a self-etching primer and a giomer restorative material: results at eight years. *J Am Dent Assoc* 2007; 138(5): 621-7.
117. Deliperi S, Bardwell DN, Wegley C, Congiu MD. In vitro evaluation of giomers microleakage after exposure to 33% hydrogen peroxide: self-etch vs total-etch adhesives. *Oper Dent* 2006; 31(2): 227-32.

118. Gonzalez Ede H, Yap AU, Hsu SC. Demineralization inhibition of direct tooth-colored restorative materials. *Oper Dent* 2004; 29(5): 578-85.
119. Shafiei F, Abouheydari M. Microleakage of Class V Methacrylate and Silorane-based Composites and Nano-ionomer Restorations in Fluorosed Teeth. *J Dent (Shiraz)* 2015; 16(2): 100-5.
120. Falsafi A, Mitra SB, Oxman JD, Ton TT, Bui HT. Mechanisms of setting reactions and interfacial behavior of a nano-filled resin-modified glass ionomer. *Dent Mater* 2014; 30(6): 632-43.
121. Markovic D, Petrovic BB, Peric TO. Fluoride content and recharge ability of five glassionomer dental materials. *BMC Oral Health* 2008; 8: 21.
122. Mitra SB, Oxman JD, Falsafi A, Ton TT. Fluoride release and recharge behavior of a nano-filled resin-modified glass ionomer compared with that of other fluoride releasing materials. *Am J Dent* 2011; 24(6): 372-8.
123. Cueto EI, Buonocore MG. Sealing of pits and fissures with an adhesive resin: its use in caries prevention. *J Am Dent Assoc* 1967; 75(1): 121-8.
124. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, et al. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater* 2011. 27(1): 17-28.
125. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, et al. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater* 2011; 27(1): 1-16.
126. Fusayama T. *New Concepts in Operative Dentistry*. Tokyo, Quintessence Publishing Co, 1980.
127. Pashley DH. The effects of acid etching on the pulpodentin complex. *Oper Dent* 1992; 17(6): 229-42.
128. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, et al., Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dent Mater J* 2005; 24(1): 1-13.
129. Swift EJ Jr. Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatr Dent* 2002; 24(5): 456-61.
130. Perdigão J, Gomes G, Gondo R, Fundingsland JW. In vitro bonding performance of all-in-one adhesives. Part I-microtensile bond strengths. *J Adhes Dent* 2006; 8(6): 367-73.
131. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005; 84(2): 118-32.

132. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003; 28(3): 215-35.
133. Lin J, Shinya A, Gomi H, Shinya A. Bonding of self-adhesive resin cements to enamel using different surface treatments: bond strength and etching pattern evaluations. *Dent Mater J* 2010; 29(4): 425-32.
134. Perdigão J, Lopes L, Lambrechts P, et al., Effects of a self-etching primer on enamel shear bond strengths and SEM morphology. *Am J Dent* 1997; 10(3): 141-6.
135. Erickson RL, Barkmeier WW, Kimmes NS. Bond strength of self-etch adhesives to pre-etched enamel. *Dent Mater* 2009; 25(10): 1187-94.
136. Toledano M, Osorio R, de Leonardi G, et al. Influence of self-etching primer on the resin adhesion to enamel and dentin. *Am J Dent* 2001; 14(4): 205-10.
137. Rotta M, Bresciani P, Moura SK, et al., Effects of phosphoric acid pretreatment and substitution of bonding resin on bonding effectiveness of self-etching systems to enamel. *J Adhes Dent* 2007; 9(6): 537-45.
138. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, et al. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater* 2008; 24(1): 90-101.
139. Gökalp S, Ayvaz ES. Dental adezivler. *TDBD* 2002; 71: 10-4.
140. Perdigao J. New developments in dental adhesion. *Dent Clin North Am* 2007; 51(2): 333-57.
141. Perdigao J, Geraldeli S, Hodges JS. Total-etch versus self-etch adhesive: effect on postoperative sensitivity. *J Am Dent Assoc* 2003; 134(12): 621-9.
142. Unemori M, Matsuya Y, Akashi A, Goto Y, Akamine A. Self-etching adhesives and postoperative sensitivity. *Am J Dent* 2004; 17(3): 191-5.
143. Tay FR, King NM, Chan KM, Pashley DH. How can nanoleakage occur in self-etching adhesive systems that demineralize and infiltrate simultaneously? *J Adhes Dent* 2002; 4(4): 255-69.
144. Van Landuyt KL, Mine A, De Munck J, et al. Technique sensitivity of water-free one-step adhesives. *Dent Mater* 2008; 24(9): 1258-67.
145. Carvalho RM, Chersoni S, Frankenberger R, et al. A challenge to the conventional wisdom that simultaneous etching and resin infiltration always occurs in self-etch adhesives. *Biomaterials* 2005; 26(9): 1035-42.

146. Salz U, Mücke A, Zimmermann J, Tay FR, Pashley DH. pKa value and buffering capacity of acidic monomers commonly used in self-etching primers. *J Adhes Dent* 2006; 8(3): 143-50.
147. Chan KM, Tay FR, King NM, Imazato S, Pashley DH. Bonding of mild self-etching primers/adhesives to dentin with thick smear layers. *Am J Dent* 2003; 16(5): 340-6.
148. De Munck J, Vargas M, Iracki J, et al. One-day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Oper Dent* 2005; 30(1): 39-49.
149. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, et al., Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 2007; 28(26): 3757-85.
150. Moszner N, Salz U, Zimmermann J. Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review. *Dent Mater* 2005; 21(10): 895-910.
151. Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater* 2001; 17(4): 296-308.
152. Perdigao J, Lopes MM, Gomes G. In vitro bonding performance of self-etch adhesives: II--ultramorphological evaluation. *Oper Dent* 2008; 33(5): 534-49.
153. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater* 2010; 26(2): 100-21.
154. Van Landuyt KL, Kanumilli P, De Munck J, et al. Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acid-etching. *J Dent* 2006; 34(1): 77-85.
155. Perdigao J, Sezinando A, Gomes G. In vitro sealing potential of a self-adhesive pit and fissure sealant. *Quintessence Int* 2011; 42(5): 65-73.
156. Frankenberger R, Lohbauer U, Roggendorf MJ, Naumann M, Taschner M. Selective enamel etching reconsidered: better than etch-and-rinse and self-etch? *J Adhes Dent* 2008; 10(5): 339-44.
157. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt KL, et al. Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dent Mater* 2010; 26(12): 1176-84.
158. Ermis RB, Temel UB, Cellik EU, Kam O. Clinical performance of a two-step self-etch adhesive with additional enamel etching in Class III cavities. *Oper Dent* 2010; 35(2): 147-55.

159. Khosravi K, Ataei E, Mousavi M, Khodaeian N. Effect of phosphoric acid etching of enamel margins on the microleakage of a simplified all-in-one and a self-etch adhesive system. *Oper Dent* 2009; 34(5): 531-6.
160. de Goes MF, Shinohara MS, Freitas MS. Performance of a new one-step multi-mode adhesive on etched vs non-etched enamel on bond strength and interfacial morphology. *J Adhes Dent* 2014; 16(3): 243-50.
161. Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, et al. Bonding effectiveness of a new 'multi-mode' adhesive to enamel and dentine. *J Dent* 2012; 40(6): 475-84.
162. Muñoz MA, Sezinando A, Luque-Martinez I, et al. Influence of a hydrophobic resin coating on the bonding efficacy of three universal adhesives. *J Dent* 2014; 42(5): 595-602.
163. Wagner A, Wendler M, Petschelt A, Belli R, Lohbauer U. Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *J Dent* 2014; 42(7): 800-7.
164. Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, et al. Adhesion to and decalcification of hydroxyapatite by carboxylic acids. *J Dent Res* 2001; 80(6): 1565-9.
165. Yoshida Y, Yoshihara K, Nagaoka N, et al. Self-assembled Nano-layering at the Adhesive interface. *J Dent Res* 2012; 91(4): 376-81.
166. Yoshihara K, Yoshida Y, Nagaoka N, et al. Adhesive interfacial interaction affected by different carbon-chain monomers. *Dent Mater* 2013; 29(8): 888-97.
167. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt K, Van Meerbeek B. Thirteen-year randomized controlled clinical trial of a two-step self-etch adhesive in non-carious cervical lesions. *Dent Mater* 2015; 31(3): 308-14.
168. Marchesi G, Frassetto A, Mazzoni A, et al. Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-year in vitro study. *J Dent* 2014; 42(5): 603-12.
169. Zhang Z, Wang X, Zhang L, et al. The contribution of chemical bonding to the short- and long-term enamel bond strengths. *Dent Mater* 2013; 29(7): 103-12.
170. Salz U, Zimmermann J, Zeuner F, Moszner N. Hydrolytic stability of self-etching adhesive systems. *J Adhes Dent* 2005; 7(2): 107-16.
171. Fujita K, Nishiyama N. Degradation of single bottle type self-etching primer effectuated by the primer's storage period. *Am J Dent* 2006; 19(2): 111-4.

172. Luque-Martinez IV, Perdigão J, Muñoz MA, et al. Effects of solvent evaporation time on immediate adhesive properties of universal adhesives to dentin. *Dent Mater* 2014; 30(10): 1126-35.
173. Sezinando A, Luque-Martinez I, Muñoz MA, et al. Influence of a hydrophobic resin coating on the immediate and 6-month dentin bonding of three universal adhesives. *Dent Mater* 2015; 31(10): 236-46.
174. Chen L, Shen H, Suh BI. Effect of incorporating BisGMA resin on the bonding properties of silane and zirconia primers. *J Prosthet Dent* 2013; 110(5): 402-7.
175. Cvar JF, Ryge G. Reprint of criteria for the clinical evaluation of dental restorative materials. 1971. *Clin Oral Investig* 2005; 9(4): 215-32.
176. Bayne SC, Schmalz G. Reprinting the classic article on USPHS evaluation methods for measuring the clinical research performance of restorative materials. *Clin Oral Investig* 2005; 9(4): 209-14.
177. Sarrett DC. Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. *Dent Mater* 2005; 21(1): 9-20.
178. Hickel R, Roulet JF, Bayne S, et al. Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. Science Committee Project 2/98--FDI World Dental Federation study design (Part I) and criteria for evaluation (Part II) of direct and indirect restorations including onlays and partial crowns. *J Adhes Dent* 2007; 9(1): 121-47.
179. Hickel R, Roulet JF, Bayne S, et al. Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. *Int Dent J* 2007; 57(5): 300-2.
180. Hickel R, Roulet JF, Bayne S, et al. Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. *Clin Oral Investig* 2007; 11(1): 5-33.
181. Turkun LS, Turkun M, Ozata F. Two-year clinical evaluation of a packable resin-based composite. *J Am Dent Assoc* 2003; 134(9): 1205-12.
182. Feller RP, Ricks CL, Matthews TG, Santucci EA. Three-year clinical evaluation of composite formulations for posterior teeth. *J Prosthet Dent* 1987; 57(5): 544-50.
183. Ryge G. Clinical criteria. *Int Dent J* 1980; 30(4): 347-58.
184. Ozturk AN, Ozturk B, Aykent F. Microleakage of different cementation techniques in Class V ceramic inlays. *J Oral Rehabil* 2004; 31(12): 1192-6.

185. Van Meerbeek B, Perdigão J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent* 1998; 26(1): 1-20.
186. Bayne SC, Heymann HO, Sturdevant JR, Wilder AD, Sluder TB. Contributing co-variables in clinical trials. *Am J Dent* 1991; 4(5): 247-50.
187. de Souza FB, Guimaraes RP, Silva CH. A clinical evaluation of packable and microhybrid resin composite restorations: one-year report. *Quintessence Int* 2005; 36(1): 41-8.
188. Gianordoli Neto R, Santiago SL, Mendonça JS, et al. One year clinical evaluation of two different types of composite resins in posterior teeth. *J Contemp Dent Pract* 2008; 9(4): 26-33.
189. Muñoz MA, Luque I, Hass V, et al. Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *J Dent* 2013; 41(5): 404-11.
190. Pashaev D, Demirci M, Tekçe N, Tuncer S, Baydemir C. The effect of double-coating and times on the immediate and 6-month dentin bonding of universal adhesives. *Biomed Mater Eng* 2017; 28(2): 169-85.
191. Mena-Serrano A, Kose C, De Paula EA, et al. A new universal simplified adhesive: 6-month clinical evaluation. *J Esthet Restor Dent* 2013; 25(1): 55-69.
192. Perdigão J, Kose C, Mena-Serrano AP, et al. A new universal simplified adhesive: 18-month clinical evaluation. *Oper Dent* 2014; 39(2): 113-27.
193. Loguercio AD, de Paula EA, Hass V, et al., A new universal simplified adhesive: 36-Month randomized double-blind clinical trial. *J Dent* 2015; 43(9): 1083-1092.
194. Karaman E, Tuncer D, Yazıcı AR, Karahan S, Ertan A. Farklı adeziv sistemlerin dentine makaslama bağlanma dayanımı: in vitro çalışma. . *Acta Odontol Turc* 2015; 32: 112-5.
195. McLean DE, Meyers EJ, Guillory VL, Vandewalle KS. Enamel Bond Strength of New Universal Adhesive Bonding Agents. *Oper Dent* 2015; 40(4): 410-7.
196. Cara RR, Fleming GJ, Palin WM, Walmsley AD, Burke FJ. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with resin-based composites with and without an intermediary flowable layer. *J Dent* 2007; 35(6): 482-9.
197. Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clin Oral Investig* 2013; 17(1): 227-35.

198. Rosatto CM, Bicalho AA, Veríssimo C, et al. Mechanical properties, shrinkage stress, cuspal strain and fracture resistance of molars restored with bulk-fill composites and incremental filling technique. *J Dent* 2015; 43(12): 1519-28.
199. de Assis FS, Lima SN, Tonetto MR, et al. Evaluation of Bond Strength, Marginal Integrity, and Fracture Strength of Bulk- vs Incrementally-filled Restorations. *J Adhes Dent* 2016; 18(4): 317-23.
200. Atalay C, Yazici AR, Horuztepe A, et al. Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth Restored With Bulk Fill, Bulk Fill Flowable, Fiber-reinforced, and Conventional Resin Composite. *Oper Dent* 2016; 41(5): 131-40.
201. Colak H, Tokay U, Uzgur R, Hamidi MM, Ercan E. A prospective, randomized, double-blind clinical trial of one nano-hybrid and one high-viscosity bulk-fill composite restorative systems in class II cavities: 12 months results. *Niger J Clin Pract* 2017; 20(7): 822-31.
202. Bayraktar Y, Ercan E, Hamidi MM, Çolak H. One-year clinical evaluation of different types of bulk-fill composites. *J Investig Clin Dent* 2017; 8(2).
203. Yazici AR, Antonson SA, Kutuk ZB, Ergin E. Thirty-Six-Month Clinical Comparison of Bulk Fill and Nanofill Composite Restorations. *Oper Dent* 2017; 42(5): 478-85.
204. Vaid DS, Shah NC, Bilgi PS. One year comparative clinical evaluation of EQUIA with resin-modified glass ionomer and a nanohybrid composite in noncarious cervical lesions. *J Conserv Dent* 2015; 18(6): 449-52.
205. Klinke T, Daboul A, Turek A, et al. Clinical performance during 48 months of two current glass ionomer restorative systems with coatings: a randomized clinical trial in the field. *Trials* 2016; 17(1): 239.
206. Yilmaz Y, Eyuboglu O, Kocogullari ME, Belduz N. A one-year clinical evaluation of a high-viscosity glass ionomer cement in primary molars. *J Contemp Dent Pract* 2006; 7(1): 71-8.
207. Diem VT, Tyas MJ, Ngo HC, Phuong LH, Khanh ND. The effect of a nano-filled resin coating on the 3-year clinical performance of a conventional high-viscosity glass-ionomer cement. *Clin Oral Investig* 2014; 18(3): 753-9.
208. Gurgan S, Kutuk ZB, Ergin E, Oztas SS, Cakir FY. Clinical performance of a glass ionomer restorative system: a 6-year evaluation. *Clin Oral Investig* 2017; 21(7): 2335-43.

209. Turkun LS, Kanik O. A Prospective Six-Year Clinical Study Evaluating Reinforced Glass Ionomer Cements with Resin Coating on Posterior Teeth: Quo Vadis? *Oper Dent* 2016; 41(6): 587-98.
210. Tal E, Kupietzky A, Fuks AB, Tickotsky N, Moskovitz M. Clinical Performance of Heat-Cured High-Viscosity Glass Ionomer Class II Restorations in Primary Molars: A Preliminary Study. *J Clin Pediatr Dent* 2017; 41(4): 264-70.
211. Demarco FF, Corrêa MB, Cenci MS, Moraes RR, Opdam NJ. Longevity of posterior composite restorations: not only a matter of materials. *Dent Mater* 2012; 28(1): 87-101.



ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı soyadı: Hacer BALKAYA

Uyruğu: T.C.

Doğum Tarihi ve yeri: 14.04.1989, Sivas

Email: dhacer89@hotmail.com

Yazışma Adresi: Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi
A.B.D., Kayseri

EĞİTİM

Derece	Bölüm/Program	Kurum	Yıl
Temel Eğitim	İlkokul	Lütfi Fikret Tuncel İlköğretim Okulu	1996-2003
Orta Öğretim	Lise	Halil Rıfat Paşa Lisesi	2003-2007
Lisans/Y.Lisans	Diş Hekimliği Fakültesi	Ondokuz Mayıs Üniversitesi	2007-2013
Uzmanlık	Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Erciyes Üniversitesi	2014-2018

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

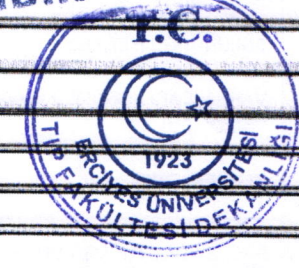
ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Farklı restoratif materyaller kullanılarak yapılan restorasyonların 1 yıllık performansının değerlendirilmesi
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	

DEĞERLEN DİRİLEN BELGELER	BELGE ADI	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili			
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ				Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU				Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	OLGU RAPOR FORMU				Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ				Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>

DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	BELGE ADI	Tarihi	Açıklama
	SİGORTA		
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ		
	BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU		
	İLAN		
	YILLIK BİLDİRİM		
	SONUÇ RAPORU		
	GÜVENLİK BİLDİRİMLERİ		
DİĞER			

ASLI GİRİDİR

Funda HANCI ZMEÇİ
Etik Kurul Sekreteri



KARAR BİLGİLERİ	Karar No : 2017/44	Tarih : 20.01.2017
Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.		

KLİNİK ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU

ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Klavuzu
ETİK KURUL BAŞKANI UNVANI/ADI/SOYADI	Prof. Dr. Ruhan DÜŞÜNSEL

Unvanı / Adı Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyeti		Araştırma ile İlişki		Katılım (*)		İmza
			E <input type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Ruhan DÜŞÜNSEL	Çocuk, Sağ ve Hast.	E.Ü. Tıp Fak.	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Sami AYDOĞAN	Fizyoloji	E.Ü. Tıp Fak.	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Ahmet ÖZTÜRK	Halk Sağlığı.	E.Ü. Tıp Fak.	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Kemal DENİZ	Patoloji	E.Ü. Tıp Fak.	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Muşsa KARAKÜKÇÜ	Çocuk Sağ. ve Hast.	E.Ü. Tıp Fak.	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Aydın ÜNAL	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Güven KAHRIMAN	Radyoloji	E.Ü. Tıp Fak.	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Kemal ÖZYURT	Dermatoloji	Kayseri Eğitim Hast.	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Emin Murat CANGER	Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi	E.Ü. Diş Hek. Fak.	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Cihangir BİÇER	Anest. ve Rean.	E.Ü. Tıp Fak.	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yard. Doç. Dr. Zafer SEZER	Farmakoloji	E.Ü. Tıp Fak.	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yard. Doç. Dr. Gökmen ZARARSIZ	Biyoistatistik	E.Ü. Tıp Fak.	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Av. Serhat ÜSTÜNEL	Avukat	Hukuk Müşaviri	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Ecz. Şükran TERZİ	Eczacı	Serbest Eczacı	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Sevtaç Koçer	Sivil Üye	Serbest	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

*: Toplantıda Bulunma

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Ruhan DÜŞÜNSEL
İmza:

Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Farklı restoratif materyaller kullanılarak yapılan restorasyonların 1 yıllık performansının değerlendirilmesi
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	ERCIYES ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
	AÇIK ADRES	Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı Melikgazi/KAYSERİ
	TELEFON	0 352 437 49 10 - 11
	FAKS	0 352 437 52 85
	E-POSTA	byancar@erciyes.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR / SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI / ADI / SOYADI	Doç.Dr. Soley Arslan			
	KOORDİNATÖR SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Restoratif Diş Tedavisi			
	KOORDİNATÖR / SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi , Kayseri			
	VARSA İDARI SORUMLU ÜNVANI/ ADI SOYADI				
	DESTEKLEYİCİ				
	PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. gibi kaynaklardan destek alanlar için)				
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMCİLCİSİ				
	ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1	<input type="checkbox"/>		
		FAZ 2	<input type="checkbox"/>		
		FAZ 3	<input type="checkbox"/>		
FAZ 4		<input type="checkbox"/>			
Gözlensel ilaç çalışması		<input type="checkbox"/>			
Tıbbi cihaz klinik araştırması		<input type="checkbox"/>			
In vitro tıbbi tanı cihazları ile yapılan performans değerlendirme çalışmaları		<input type="checkbox"/>			
İlaç dışı klinik araştırma		<input checked="" type="checkbox"/>			
Diğer ise belirtiniz	Uzmanlık Tezi				
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEKMERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOKMERKEZ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>	

ASLI GİBİDİR



Etik Kurul Başkanının
Ünvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Burhan DÜŞÜNSEL
İmza:

(Handwritten signature)

Funda HASOZMECİ
Etik Kurul Sekreteri

(Handwritten signature)

Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır

ERCIYES ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**ARAYÜZ ÇÜRÜKLERİNİN TEDAVİSİNDE KULLANILAN FARKLI DOLGU MADDELERİNİN KLİNİK TAKİBİ BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU (BGOF)**

Bu form “dişlerin arayüzeyinde çürükleri bulunan hastalarda uygulanacak dolgu tedavisi”ile ilgili yapılacak olan araştırma hakkında bilgi vermeye yöneliktir. Lütfen formu dikkatlice okuyunuz. Sorularınız ya da anlamadığınız noktalar varsa lütfen doktorunuzdan yardım isteyiniz. Talebiniz doğrultusunda doktorunuz size ek yazılı ve sözlü açıklama verecektir.

1. BÖLÜM: BİLGİLENDİRME

Muayenenizde dişlerinizde arayüz bölgesinde çürükler tespit edilmiştir. Bu çürüklere dolgu tedavisi yapılacaktır. Ayrıca küçük kağıt parçaları dişetine yerleştirilerek sıvı örneği alınacaktır. 6 ay ve bir yılın sonunda kontrol amaçlı tekrar çağrılacak, muayeneniz yapılacak, diş filmi alınarak yapılan dolgular kontrol edilecek ve diş etinden sıvı örneğinin alımı tekrarlanacaktır. Bu işlemlerin size bir zararı yoktur. Herhangi bir ağrılı veya kanamalı işlem uygulanmayacaktır. Fakat gerekli görülürse dolgu yenilemesi yapılacaktır.

Bu çalışmaya katılmakta özgürsünüz, önce katılmayı kabul edip daha sonra hiçbir gerekçe göstermeden vazgeçebilirsiniz. Bu durumda bile size gösterilen özende bir eksiklik olmayacaktır.

Hastanın kimliğini ortaya koyacak kayıtlar gizli tutulacaktır; kamuoyuna açıklanmayacak; araştırma sonuçlarının yayımlanması halinde bile hastanın kimliği gizli kalacaktır.

Dolguda Kullanılacak Materyal		
Charisma Kompozit	Filtek Bulkfil Kompozit	Equia Forte Cam İyonomer

Çalışma boyunca herhangi bir sorunuz olduğunda 24 saat boyunca 05454165493 nolu telefondan Diş Hekimi Hacer Balkaya' ya ulaşabilirsiniz.

Diş Hekimi Hacer BALKAYA
Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı – Kayseri

2. BÖLÜM: GÖNÜLLÜ OLURU

Yukarıdaki metni okudum. Gerekli olan ve yapılması gereken tedavi ve alınması gereken kayıtlar hakkında bana doktorum Hacer BALKAYA yazılı ve sözlü açıklamalar yapmıştır. Araştırmaya gönüllü olarak katıldığımı ve kendi isteğime bakılmaksızın araştırmacı tarafından araştırma dışı bırakılabileceğimi biliyorum. Söz konusu araştırmaya, hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın kendi rızamla katılmayı ve alınan bu kayıtların ve tedavi sonuçlarının yayınlanmasını kabul ediyorum.

Hastanın:

Adı soyadı, adresi, telefonu, tarih ve imzası:

Yasal yeterliliği olmayan hastalar için hastanın velisi / yasal vasisi tarafından doldurulacaktır.

Hasta velisinin:

Adı soyadı, adresi, telefonu, tarih ve imzası:

Açıklamaları yapan doktorun(Araştırmacının):

Adı soyadı ve imzası