



T.C.

RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ

ANABİLİM DALI

**“FARKLI KAVİTE TİPLERİNDE YÜKSEK VİSKOZİTELİ CAM İONOMER
SİMAN VE BULK FİLL KOMPOZİTİN KLİNİK OLARAK
DEĞERLENDİRİLMESİ”**

Uzmanlık Tezi

Dt. Yakup ATMACA

Danışman

Doç. Dr. Muhammet KARADAŞ

RİZE

2023

KABUL VE ONAY

Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi, Lisansüstü Eğitim Enstitüsü, Restoratif Diş Tedavisi Ana bilim dalında, Doç. Dr. Muhammet Karadaş danışmanlığında, Arş. Gör. Dt. Yakup Atmaca tarafından hazırlanan “Farklı Kavite Tiplerinde Yüksek Viskoziteli Cam İonomer Siman ve Bulk Fill Kompozitin Klinik Olarak Değerlendirilmesi” adlı bu tez çalışması, 08.05.2023 tarihinde yapılan savunma sınavı sonucunda oy birliği başarıyla bulunarak jürimiz tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

Unvanı, Adı Soyadı

İmza

Başkan:

Doç. Dr. Muhammet KARADAŞ
(Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi)

Üye:

Doç. Dr. Gül YILDIZ TELATAR
(Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi)

Üye:

Doç. Dr. Güneş BULUT EYÜBOĞLU
(Karadeniz Teknik Üniversitesi)

ETİK BEYAN

Restoratif Diş Tedavisi Programından mezun olmak üzere teslim ettiğim “Farklı Kavite Tiplerinde Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Siman ve Bulk Fill Kompozitin Klinik Olarak Değerlendirilmesi” adlı tezim, bilim ve araştırma etiği prensiplerine riayet edilerek tarafımdan yazılmıştır.

Tez çalışmamda, başka kaynaklardan aktarılan bütün bilgi ve alıntılar, Enstitünüz Tez Yazım Usul ve Esaslarına uygun olarak açıkça gösterilmiştir. Kaynağı gösterilenler dışında kalan bütün bilgiler uygun araştırma yöntemi kullanılarak tarafımdan edinilmiş ve esere bu şekilde yansıtılmıştır. Şahsıma ait olmayan hiçbir bilgi, kasıt veya kusurlar, şahsıma aitmiş gibi gösterilmemiştir. İnternet kaynakları dâhil, sahibine/kaynağına atıf yapılmaksızın hiçbir bilgi kullanılmamıştır. Aksinin ortaya çıkması halinde doğacak bütün hukuki, idari, akademik ve etik sorumluluk tarafıma ait olacaktır. Eserin tesliminden sonra herhangi bir zamanda, bilim etiğine aykırılık tespit edilmesi ve/veya eserimle ilgili intihal veya intihal şeklinde anlaşılabacak bir durumun ortaya çıkması halinde; üniversiteniz ve eğitim kadronuzun hiçbir şekilde sorumlu tutulmayacağını hür irademle kabul, beyan ve taahhüt ederim.

08/05/2023

(İmza)

Yakup ATMACA

ÖNSÖZ

Bu çalışma iki farklı yüksek viskoziteli cam iyonmer siman ve bulk fill rezin kompozit ile Sınıf I, Sınıf II ve Sınıf V kaviteli dişler restore edilip modifiye FDI kriterleri kullanarak değerlendirmek ve kompozit rezin materyaller ile cam iyonmer restoratif materyallerin klinik performanslarını karşılaştırmak amacıyla hazırlandı.

Uzmanlık eğitim sürecim boyunca klinik birikimini, bilgilerini ve yaşam tecrübelerini benimle paylaşan; tez süresince sabır ve hoşgörü ile desteğini eksik etmeyen; uzmanlık süresince karşılaştığım tüm zorluklarda bana yardımcı olan; çok kıymetli danışman hocam Doç Dr Muhammet Karadaş'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca değerli bilgilerini esirgemedi benimle paylaşan sevgili Doç. Dr Gül Yıldız Telatar ve Dr. Öğrt. Üyesi Fatih Bedir ve tez çalışmamda büyük emeği olan Ali Rıza Süleyman'a,

Asistanlık hayatımın ilk gününden beri aynı ortamda çalışmaktan keyif aldığım her ihtiyaç duyduğumda yanımda olan tüm asistan arkadaşlarıma ve bölüm personelimize,

Tüm kalbimle teşekkür ederim.

Bu çalışma Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü birimince desteklenmiştir. Proje Numarası: TDH-2022-1328

Yakup Atmaca, 2023- RİZE

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY.....	I
ETİK BEYAN.....	II
ÖNSÖZ.....	III
ÖZET.....	VI
ABSTRACT.....	VII
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ	VIII
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	IX
TABLolar LİSTESİ	X
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1 Kompozit Reziner.....	3
2.1.1 Kompozit Rezinerin Yapısı	3
2.1.2 Kompozitlerin Sınıflandırılması.....	7
2.1.3 Kompozit Rezinerdeki Son Gelişmeler.....	11
2.1.4 Kompozit Restorasyonların Başarısını Etkileyen Faktörler	13
2.2 Cam İonomer Restoratif Materyaller	17
2.2.1 Geleneksel Cam İonomer Simanlar	17
2.2.2 Resin Modifiye Cam İonomer Simanlar	18
2.2.3 Yüksek Viskoziteli Cam İonomer Simanlar.....	18
2.2.4 Giomerler.....	19
2.3 Restorasyonların Değerlendirilmesi	20
2.3.1 Modifiye United States Public Health Service (USPHS) Kriterleri.....	20
2.3.2 CDA (California Dental Association) değerlendirme yöntemi	20
2.3.3 FDI değerlendirme yöntemi.....	20
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	22
3.1 Çalışmaya Katılan Bireylerin Seçimi.....	22
3.2 Kullanılan Restoratif Materyaller	23
3.3 Dişlerin Preparasyon ve Restorasyon Prosedürleri	24
3.3.1 Equia Forte Bulk Fill Cam Hibrit Restorasyonların Uygulanması	24
3.3.2 Chemfil Rock Bulk Fill Cam İonomer Kapsül Uygulanması	25
3.3.3 Sonic Fill 2 Bulk Fill Kompozit Uygulanması.....	26
3.4 Klinik Değerlendirme	27
3.5 İstatistiksel Analiz	30
4. BULGULAR	31

4.1 Retansiyon ve Kırık	42
4.2 Renk Uygunluğu.....	43
4.3 Marjinal Renklenme	43
4.4 Kenar Uyumu	43
Tüm kavite ve materyal gruplarında başlangıç ve 6 ay ay takiplerinde kenar uyumunda bozulma görülmemiştir. 18 ay takiplerinde sınıf II EF grubunda bir (%3.2) restorasyonda kenar uyumunda bozulma görülmüştür (Tablo 6). CR ve SF grubunda ise bozulma görülmemiştir.	43
4.5 Postoperatif Hassasiyet	43
4.6 Sekonder Çürük	43
5. TARTIŞMA.....	44
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	51
7. KAYNAKLAR	52
8. EKLER.....	63
8.1 EK-1 Etik Kurul Onayı	63
8.2 EK-2 Bilgilendirilmiş Onam Formu	64
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	64
BİLGİLENDİRİLMİŞ ONAM FORMU	64

Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Anabilim Dalı: Restoratif Diş Tedavisi

Tez Türü: Uzmanlık Tezi

Danışman: Doç. Dr. Muhammet KARADAŞ

Hazırlayan: Arş. Gör. Dt. Yakup ATMACA

Yıl: 2023

Sayfa Sayısı: 67

ÖZET

FARKLI KAVİTE TİPLERİNDE YÜKSEK VİSKOZİTELİ CAM İYONOMER SİMAN VE BULK FİL KOMPOZİTİN KLİNİK OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

Amaç: Bu çalışmanın amacı iki farklı yüksek viskoziteli cam iyonomer siman ve bir bulk fil kompozitin farklı kavite tiplerindeki klinik performansını değerlendirmektir.

Gerekçe ve Yöntem: 146 hastada 360 kavite üç farklı restoratif materyal (Equia Forte, Chemfill Rock ve Sonik Fill 2) kullanılarak restore edildi. Değerlendirmeler iki deneyimli hekim tarafından modifiye FDI kriterlerine göre 1. hafta, 6. ay ve 18. aylarda klinik ve radyografik olarak değerlendirildi. Elde edilen verilerin istatistiksel analizi ki-kare ve Mc Nemar testi kullanılarak yapıldı.

Bulgular: 18 ay sonunda sınıf I EF grubunda 1 restorasyonda; sınıf II EF grubunda 2, CR grubunda 1 ve sınıf V EF grubunda 1 restorasyonda kayıp görülmüştür. CR ve EF gruplarında diş ile restorasyon arasında renk uyumu açısından önemli derecede farklılık gözlemlendi ($p<0.001$). Sınıf II EF grubunda 1 restorasyon marjinal renklenme gösterdi. Sınıf II EF grubunda 1 restorasyon kenar uyumunda bozulma gösterdi. Sınıf I SF grubunda 3 restorasyonda postoperatif hassasiyet görüldü. Restorasyonların hiçbirinde sekonder çürük görülmedi. Toplamda EF gruplarında kırık ve retansiyon açısından diğer materyallerden önemli derecede farklılık bulundu ($p=0.024$).

Sonuç: 18 ay sonunda yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar rezin kompozit materyale benzer klinik performans sergiledi. Fakat, dişlerle renk uyumu başarısızdı. Farklı kavite tipleri materyallerin klinik başarısını etkilemedi.

Anahtar Kelimeler: equia, chemfil rock, bulk fil kompozit, cam iyonomer siman

Recep Tayyip Erdogan University Institute of Graduate Studies

Department : Restorative Dentistry

Thesis Type : Master Thesis

Supervisor : Associate Professor Muhammet KARADAŞ

Author : RA Dt. Yakup ATMACA

Year : 2023

Pages : 67

ABSTRACT

CLINICAL EVALUATION OF HIGH VISCOSITY GLASS IONOMER CEMENT AND BULK FIL COMPOSITE IN DIFFERENT CAVITY TYPES

Aim: The aim of this study was to evaluate the clinical performance of two different high viscosity glass ionomer cements and a bulk fil composite in different cavity types.

Material and Methods: In 146 patients, 360 cavities were restored using three different restorative materials (Equia Forte, Chemfill Rock and Sonic Fill 2). Evaluations were clinically and radiographically evaluated by two experienced physicians at 1 week, 6 months and 18 months according to modified FDI criteria. Statistical analysis of the obtained data was performed using chi-square and Mc Nemar test.

Results: At the end of 18 months, in 1 restoration in the class I EF group; 2 restorations were lost in the class II EF group, 1 in the CR group, and 1 in the class V EF group. Significant differences were observed between tooth and restoration in terms of color match in CR and EF groups ($p<0.001$). In the Class II EF group, 1 restoration showed marginal discoloration. In the Class II EF group, 1 restoration showed impaired marginal alignment. Postoperative tenderness was observed in 3 restorations in the Class I SF group. No secondary caries was observed in any of the restorations. In total, significant differences were found in the EF groups from other materials in terms of fracture and retention ($p=0.024$).

Conclusion: After 18 months, high-viscosity glass ionomer cements showed similar clinical performance to the resin composite material. However, the color match with the teeth was unsuccessful. Different cavity types did not affect the clinical success of the materials.

Keywords: equia, chemfill rock, bulk fill composite, glass ionomer cement

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

Kisaltmalar	Açıklamalar
%	: Yüzde
µm	: Mikrometre
MDP	: 10-metakriloiloksidosis dihidrojenfosfat
ART	: Atravmatik restoratif tedavi
Bis GMA	: Bisfenol A diglisidil metakrilat
CR	: Chemfil Rock
EF	: Equia Forte
FDI	: Federation Dentaire Internationale
FTIR	: Fourier dönüşümü kızılötesi spektroskopisi
GPDM	: Gliserofosfat dimetakrilat
HEMA	: 2-hidroksietil metakrilat
MMA	: Metil metakrilat
pH	: Hidrojen potansiyeli
PRG	: Prereacted glass ionomer
SF	: Sonik fil 2
UDMA	: Üretan dimetakrilat
UV	: Ultraviyole
TEGDMA	: Trietilen glikol dimetakrilat

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1. BisGMA'nın kimyasal formülasyonu.	4
Şekil 2. UDMA'nın kimyasal formülasyonu.	4
Şekil 3. TEGDMA'nın kimyasal formülasyonu.	4
Şekil 4. Silanın kimyasal formülü.....	5
Şekil 5. Kompozit sınıflandırılması	9
Şekil 6. Dimetakrilat monomerde polimerizasyon büzülmesini gösteren diyagram.	15
Şekil 7. Equia Forte.....	25
Şekil 8. Equia forte coat.....	25
Şekil 9. CapsMix-x amalgamatör.....	25
Şekil 10. Chemfil Rock.....	26
Şekil 11. Sonic fil 2 sistem.....	27
Şekil 12. Ambar Universal Bond	27
Şekil 13. Consort Diagramı.....	32
Şekil 14. SF ile yapılan restorasyonun başlangıç (a) ve 18 ay (b) takip fotoğrafları.....	41
Şekil 15. EF ile yapılan restorasyonların başlangıç (a) ve 18 ay (b) takip fotoğrafları	41
Şekil 16. CR ile yapılan restorasyonun başlangıç (a) ve 18 ay (b) takip fotoğrafları	41
Şekil 17. Sınıf I kavitede SF (a), EF (b) ve CR (c) materyallerin 18 ay takip fotoğrafları.....	42
Şekil 18. Sınıf II kavitede SF (a), EF (b) ve CR (c) materyallerin 18 ay takip fotoğrafları	42
Şekil 19. Sınıf V kavitede SF (a), EF (b) ve CR (c) materyallerin 18 ay takip fotoğrafları	42

TABLÖLER LİSTESİ

Tablo 1. Çalışmaya dahil edilme/ hariç tutulma kriterleri	23
Tablo 2. Kullanılan materyaller ve içerikleri	24
Tablo 3. Modifiye FDI Kriterleri.....	29
Tablo 4. Yapılan restorasyonların dağılımı	31
Tablo 5. Sınıf I restorasyonların uygulanan materyallere göre dağılımı (yüzdesi)	33
Tablo 6. Sınıf II restorasyonların uygulanan materyallere göre dağılımı (yüzdesi)	34
Tablo 7. Sınıf V restorasyonların uygulanan materyallere göre dağılımı (yüzdesi)	35
Tablo 8. EF restorasyonların farklı kavite tiplerine göre dağılımları (yüzdesi).....	36
Tablo 9. CR restorasyonların farklı kavite tiplerine göre dağılımları(yüzdesi).....	37
Tablo 10. SF restorasyonların farklı kavite tiplerine göre dağılımları (yüzdesi).....	38
Tablo 11. Tüm kavite tiplerinin farklı materyallere göre dağılımları (yüzdesi).....	39
Tablo 12. Tüm materyallerin farklı kavite tiplerine göre dağılımları (yüzdesi)	40



1. GİRİŞ

Son yıllarda restoratif diş hekimliğindeki uygulamalar, adeziv tekniklerdeki gelişmeler, minimal invaziv yaklaşımın yaygınlaşması ve estetiğin daha ön plana çıkmasıyla birlikte anterior dişlerde olduğu kadar, posterior bölgede de tedavi planlamasında önemli düzeyde yer tutmaktadır ¹.

Kompozit rezin materyaller Sınıf 1 ve Sınıf 2 kavitelere uzun süreli klinik başarısıyla umut verici malzemelerdir ancak amalgama göre daha pahalı, teknik hassasiyeti fazla ve daha zaman alıcıdır ². Cam iyonomer simanlar ise yerleştirilmesi daha hızlı, ekonomik, biyouyumluluk ve florür salma gibi avantajlara sahiptir ^{3,4}. Ayrıca diğer dolgu malzemelerine kıyasla cam iyonomer simanlar dişe kimyasal adezyonla bağlanırlar. Modern bonding ajanlarına göre cam iyonomer simanların adezyonu çok daha düşüktür, ancak in vivo cam iyonomer siman olgunlaşması mekanik özellikleri iyileştirir ve termal genleşme katsayısı kompozitlere göre önemli ölçüde daha uygundur ^{5,6}. Bu avantajları ile amalgama alternatif olarak araştırılmaya başlanmıştır ancak düşük kırılma dayanımı ve yüksek oklüzal aşınma gibi dezavantajlara sahiptir ^{7,8}.

Cam iyonomer simanların zayıf mekanik özelliklerini geliştirmek, aşınma direncini artırmak ve sınırlı olan endikasyonlarını geliştirmek için yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar geliştirilmiştir ^{9,10}. Daimi restorasyon materyali olarak kompozit rezin ve amalgam alternatifi olmaları amaçlanmıştır. Geleneksel cam iyonomer simanlardaki toz likit oranı 3:1 veya 4:1 iken; yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlarda bu oran 6:1 veya 7:1'dir ^{11,12}. Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların sertleşme mekanizmaları geleneksel cam iyonomer simanlarla aynıdır ancak bu simanların yüzey sertliği, aşınma direnci, eğme ve basma dayanıklılıkları arttırılmış ve çözünürlükleri ise azaltılmıştır. Ek olarak flor salınımı geleneksel cam iyonomer simanlarla aynıdır ve biyouyumlulukları benzerdir ^{13,14}.

Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar başlangıçta kompozitlere göre daha düşük mekanik özelliklerinden dolayı sadece ART, sınıf I ve küçük sınıf II kavitelere uygulanıyordu. Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlarda son geliştirmelerle birlikte daha geniş sınıf II kavitelere de uygulanabileceği görülmüştür. Yapılan bir in vitro çalışmada yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların kompozit rezinlere oranla daha düşük kırılma ve basınç dayanımı göstermesine rağmen kompozitlerle karşılaştırılabilir düzeyde bulunmuştur. Ayrıca geniş sınıf II kavitelere kompozit rezinlere alternatif olarak kullanılabileceği gösterilmiştir ¹⁵. Başka bir in vitro çalışmada sınıf II üç yüzlü kavitelere yüksek viskoziteli cam iyonomer siman ve kompozit restore edilen dişlerin kırılma direnci karşılaştırılmış ve anlamlı farklılık bulunamamıştır ¹⁶. Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların stres taşıyan geniş kaviteli

alanlarda kullanımı ile ilgili sınırlı klinik çalışma bulunmaktadır. Bu çalışmalarda elde edilen bulgular ise değişkenlik göstermektedir ^{17,18}.

Sınırlı polimerizasyon derinliği ve tabakalı yerleştirilme ihtiyaçı ışıkla sertleştirilen rezin kompozitlerin önemli dezavantajlarındanır. Işığın nüfuz etme derinliği göz önüne alınarak tabaka kalınlığı maksimum 2 mm olarak belirlenmiştir ¹⁹. Tabakalama işlemleri derin kavitelere işlem süresinin uzatmakta ve kompozit tabakalar arasında hava kabarcığı oluşma riskinin de artmasına sebep olur. Birçok üretici bu sorunu çözmek için bulk fil adı verilen yeni tip rezin kompozitleri tanıtmışlardır ²⁰. Bulk fil rezin kompozitler geniş ve derin kavitelere 4-5 mm'lik tabakalar yerleştirerek klinikte geçirilen süreyi önemli olarak azaltmaktadır ²¹.

Bu çalışmanın amacı 2 farklı yüksek viskoziteli cam iyonomer siman ve bir bulk fil rezin kompozit ile restore edilmiş Sınıf I, Sınıf II ve Sınıf V restorasyonlar FDI kriterleri kullanarak farklı zamanlarda değerlendirmektir. Çalışmada test edilen hipotezler şunlardır: (1) kavitenin tipi restoratif materyallerin klinik başarısını etkilemeyecektir, (2) klinik başarı restoratif materyaller arasında önemli bir farklılık göstermeyecektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Kompozit Rezinler

Kompozit rezin materyalleri, "bileşenleri ayıran belirgin bir ara yüze sahip, kimyasal olarak farklı en az iki malzemenin üç boyutlu birleşimi" olarak tanımlanabilir. Kimyasal olarak sertleşen rezin kompozitler, inorganik doldurucular ve organik rezin matriksinin bir karışımıdır²². Ön diş restorasyonu için ilk rezin kompozitler, 1960'ların ortalarında vinil silan, silika dolgu maddeleri ve metil metakrilat rezinleri içeriyordu. Bu kompozitler ağız sıvılarında çözünmezlik ve çekici estetik gibi avantajlara sahipti. Bununla birlikte, yüksek büzülme, düşük sertlik, düşük basınç dayanımı ve karıştırma işlemi gibi ek dezavantajlara sahipti²³. Bu olumsuzlukları aşmak için 1971'de ışıkla sertleşen rezin kompozitler piyasaya sürüldü. Işıkla sertleşen kompozitlerin polimerizasyonu için önce ultraviyole ışık kullanılmış ancak yan etkileri nedeniyle daha sonra görünür ışıkla sertleşen kompozitler piyasaya sürülmüştür²⁴.

Dental rezin kompozitler, kronlar, inleyler, onleyler, endodontik patlar ve kök kanal postu dahil çok sayıda uygulama için kullanılır. Bugüne kadar bu malzeme, cilalama kapasitesinin, aşınma direncinin ve polimerizasyon büzülmenin iyileştirilmesi için geliştirmelere tabi tutulmuştur²⁵. Rezin kompozitlerin uzun dönem başarı oranı hala tam olarak kararlaştırılmamıştır. Rezin kompozitlerin başarısı kompozisyon, uygulama esnasındaki teknik ya da hastanın alışkanlıkları gibi birçok faktöre bağlı olarak değişebilir.

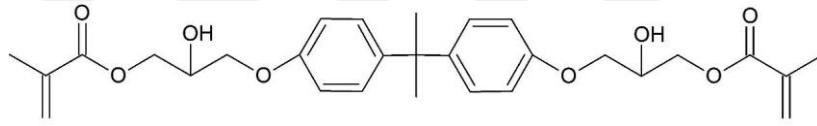
Sekonder çürükler ve restorasyon kırıkları, dental rezin kompozitlerin başarısızlığının en önemli nedenlerindendir²⁶. Dental rezin kompozitlerle ilişkili mikrosızıntı, polimerizasyon büzülmesi, bakteriyel adezyon, salınan artık bileşenler, antibakteriyel olmaması ve tamponlama özelliğinin olmaması gibi olumsuzluklar sekonder çürük oluşmasına neden olabilir²⁷. Son zamanlarda amorf kalsiyum fosfat partikülleri, tetra kalsiyum fosfat ve hidroksiapatit partikülleri kompozitlere eklenmiştir²⁸. Bu bileşenlerin eklenmesiyle, düşük pH'da kalsiyum ve fosfat salınımı ile demineralizasyonu önlemede yardımcı olabilir²⁹. Bununla birlikte restorasyon ile diş arasında yoğun kalsiyum fosfat tabakası meydana gelir³⁰. Ancak bu partiküllerin eklenmesi rezin kompozitlerin büzülme mukavemetini azaltarak mekanik özelliklerini zayıflatabilir³¹.

2.1.1 Kompozit Rezinlerin Yapısı

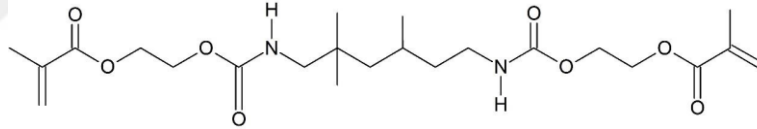
Kompozit rezin materyaller organik matriks fazı, inorganik faz ve ara faz (silan, bağlayıcı faz) olmak üzere üç farklı kimyasal maddeden meydana gelir³².

2.1.1.1 Organik Faz

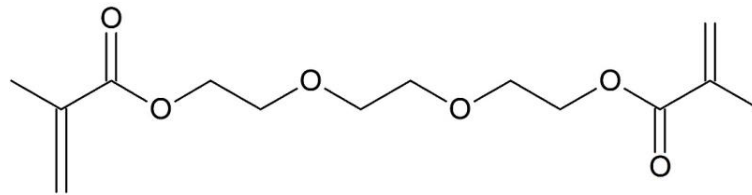
Kompleks metakrilat monomerleri, dental kompozit materyallerde baskın olan rezin monomerleridir. Dental kompozitlerde en çok kullanılan rezin monomerlerinden biri, uçucu olmayan ve hidroksil gruplarının hidrojen bağı nedeniyle oldukça viskoz yapıda olan bisfenol A diglisidal metakrilattır (BisGMA) ³³. BisGMA, yüksek doldurucu içerebilir ve kompozitler için temel oluşturabilir. Diğer metil metakrilat monomerlerine göre daha düşük polimerizasyon büzülmesi sergiler ve ağız ortamında hızla sertleşir ^{34,35}. Viskoziteyi azaltmak için genellikle BisGMA monomerine başka bir rezin, trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) eklenir. BisGMA, iyi mekanik özellikleri, kimyasal kararlılığı ve doğal diş rengine benzerliği nedeniyle rezin kompozitlerde yaygın olarak kullanılır. Bu nedenle, çoğu ticari dental kompozit, rezin bileşeni olarak BisGMA'ya sahiptir ³³. TEGDMA, etoksillenmiş bisfenol A glikol dimetakrilat (BisEMA), ürean dimetakrilat (UDMA) gibi diğer rezinler de polimerin büzülmesi ve bozunma özelliklerini azaltmak için eklenir. Bu rezinlerin yapıları Şekil 1-3'te gösterilmektedir.



Şekil 1. BisGMA'nın kimyasal formülasyonu.



Şekil 2. UDMA'nın kimyasal formülasyonu.



Şekil 3. TEGDMA'nın kimyasal formülasyonu.

2.1.1.2 İnorganik Faz

Rezin kompozitin inorganik fazı, inorganik bir doldurucu maddesinden oluşur ³². İnorganik doldurucular kompozitin mekanik özelliklerini geliştirir ve malzemeye mine benzeri bir yarı saydamlık, ışık iletimi ve saçılım izni verir. İnorganik faz cam, kuvars ve/veya erimiş silika gibi parçacıklar içerir. İnorganik doldurucu içeriği malzemenin mukavemetini, elastik modülünü, aşınma direncini, polimerizasyon büzülmesini etkilediği bildirilmiştir ^{36,37}. İnorganik fazdaki doldurucu büyüklüğünün restorasyonun parlatılabilirliğini etkilediği

gösterilmiştir ^{38,39}. Doldurucu fraksiyonu arttıkça, malzemenin viskozitesi de benzer şekilde artar ve %80'den büyük bir ağırlık fraksiyonu, işlenmesi zor olan sert bir malzeme ile sonuçlanır ³².

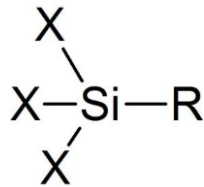
Rezin kompozitlerde birçok doldurucu çeşidi kullanılmaktadır. Başlangıçta kuvars, kolay erişilebilirliği ve iyi mekanik özellikleri nedeniyle yaygın şekilde kullanılıyordu, ancak sertliği nedeniyle mine aşınmasına neden olan bazı dezavantajları bildirilmiştir. Günümüzde en sık karşılaşılan inorganik doldurucu içeriği gelişmiş optik özelliklerinden dolayı cam parçacıklarıdır ⁴⁰.

Lutz ve Phillips rezin kompozitleri doldurucu partikül boyutuna göre üç tipe ayırmışlardır: Makro dolgulu kompozitler (0,1 ila 100 µm arası parçacıklar), mikro dolgulu kompozitler (0,04 µm parçacıklar) ve hibrit kompozitler (çeşitli boyutlarda doldurucu maddeleri) ³². Doldurucunun hacim fraksiyonuna dayalı olarak Willems ve diğerleri tarafından daha ayrıntılı bir sınıflandırma da yapılmıştır ⁴¹.

2.1.1.3 Ara Faz

Ara faz rezin kompozitlerde, organik matriks fazıyla inorganik faz arasında sıkı bir bağlantı ile rezin kompozitin üstün mekanik özelliklere sahip olmasını ve kimyasal yapısının devamlılığını sağlayan fazdır.

Ara faz, organik matriksi ve inorganik doldurucuları birbirine bağlar ³². Organosilanlar (silan) rezin kompozitlerde bulunan en yaygın bağlayıcı ajanlardır ⁴². Silanlar iki işlevlidir, bu sayede organik grup organik matris ile polimerize olurken inorganik grup (alkoksi grubu) dolgu maddeleri ile reaksiyona girebilir. Matriks ve doldurucu partikülleri arasındaki reaksiyonlar kovalent bağlar oluşturur ⁴³. Şekil 4 silanollerin kimyasal formülünü modeller.



Şekil 4. Silanın kimyasal formülü

X grupları, çoğunlukla etoksi, metoksi veya kloro olan halojen ya da alkoksi gruplarıdır. Silanollerin X grubu, su varlığında hidrolize edilerek cam yüzeyindeki silanollerle bir siloksan bağının oluşmasını sağlar. R grubu ise rezin uyumlu bir gruptur. Vinil, γ-metakriloksi-popil, γ-amino-propil ve γ-glisidoksi-propil gibi spesifik doldurucu tipi gerekliliklerine göre farklı tipte silanoller mevcuttur ⁴².

İnorganik doldurucular ile rezin matriks arasındaki bağlanmayı sağlayan, bir ara fazın kullanılması, malzemenin mekanik özelliklerini etkileyebilen nem seviyelerinin oluşturduğu zorluğun üstesinden gelir ⁴². Ayrıca, ara faz, rezin kompozitlerin kondanse edilmesini, uygulanmasını ve mekanik özelliklerini de geliştirir ⁴⁴.

2.1.1.4 Kompozit Resin İçerisinde Bulunan Diğer Bileşenler

2.1.1.4.1 Aktivatörler ve Başlatıcılar

Dental resin kompozitler, polimerizasyonda kullanılan yöntemle göre ışıkla aktive olan resin kompozitler ve kimyasal olarak aktifleşen resin kompozitler olarak ayrılabilir. Işıklı polimerize olan resin kompozitler genellikle tek bir pattan oluşur. Işıklı polimerize olan resin kompozitlerde polimerizasyonun başlaması için bir foto başlatıcıya ihtiyaç duyulur ⁴⁵. En yaygın reaksiyon başlatıcı, mavi ışığa (dalga boyu aralığı 450-495 nm) maruz kaldığında polimerizasyon sürecini başlatabilen kamforokinondur (CQ) ^{46,47}. Kendiliğinden sertleşen dental resin kompozitler iki pat halinde sağlanır. Bu patlar benzoil oksit ve N, N-Dihidroksietil-p-toluidin (DHEPT) aktivatörler içerir. Bu iki patın birleştirilmesi ise polimerizasyon başlatabilen bir serbest radikal üretir ⁴⁷.

2.1.1.4.2 İnhibitörler

Başlatıcı/ aktivatör karışımına inhibitörlerin eklenmesi, depolama sırasında resin kompozitlerin polimerizasyonunu önleyerek raf ömrünü uzatır. Dental resin kompozitler, hidrokinon monometileter (MEHQ), 2,6-di-tert-butil-metilfenol (BHT) ve bütillenmiş hidroksitoluen gibi inhibitör içermektedir. İnhibitörler, serbest radikaller ile reaksiyona girerek etkinlik gösterirler. Resin kompozitlerde kullanılan inhibitör miktarı ağırlıkça yaklaşık %0.01'dir.

2.1.1.4.3 Stabilizatörler

Kimyasal olarak sertleşen kompozitlerde polimerizasyon sonrası reaksiyona girmemiş artık yapılar renklenmeye neden olabilir. Bu nedenle resin kompozitlere 2-hidroksibenzofenonlar, 2-hidroksi-4-metoksi benzofenon (HMBP) ve 3-(2-hidroksifenil)-benzotriazol gibi stabilizatörler eklenerek UV ışığın emilmesini sağlayarak renk stabilitesini ve mekanik özelliklerini geliştirilir ⁴⁸. Resin kompozitlerde bulunan stabilizatör miktarı ise ağırlıkça %0,1-0,5 arasında değişkenlik göstermektedir ⁴⁶.

2.1.1.4.4 Pigmentler

Diş rengi ile dental resin kompozit arasındaki uyumun sağlanması zordur. Uyum, kompozitlere çeşitli pigmentlerin eklenmesiyle elde edilir. Örneğin ferrik oksit kırmızı rengi oluşturur, ferrik hidroksit sarı rengi ve titanyum dioksit ise mavi rengi meydana getirmektedir. Bu pigmentler dental resin kompozitlere %0,001 ile %0,05 arasında değişen oranlarda eklenir

^{49,50}.

2.1.2 Kompozitlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler, içeriğindeki doldurucu miktarı ve partikül boyutu, polimerizasyon yöntemi ve viskozitelerine göre sınıflandırılmaktadır.

2.1.2.1 Rezin Kompozitlerin Doldurucu Partikül Miktarı ve Büyüklüklerine Göre Sınıflandırılması

Lutz ve Philips (1983) tarafından hazırlanan doldurucu partikül boyutu ve doldurucu miktarını esas alan sınıflandırma rezin kompozitlerde kullanılan en yaygın sınıflandırmadır. Rezin kompozitleri; geleneksel (makrofil), mikrofil ve hibrit kompozitler şeklinde ayırmıştır. Teknolojinin gelişmesiyle kompozit rezinlerde nanoparçacıklar kullanılmaya başlanmış ve sınıflandırmaya mikrohibrit, nanohibrit ve nanofil rezin kompozitler eklenmiştir.

2.1.2.1.1 Makrofil Kompozitler

Geleneksel rezin kompozitler, makro doldurucular kullanılarak hazırlanır ³². Bu dolgu maddeleri büyük cam, kuvars ve seramik parçalarından 1 ila 100 µm arasında değişen küçük boyutlu parçacıklar halinde mekanik olarak ezilerek oluşturulur. Doldurucu partiküller genellikle parça halindedir, son zamanlarda yuvarlak ve 1 ila 5 µm aralığında daha küçük makro doldurucular üretilebilir ³². Bu parçacıklar, kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerini önemli oranda geliştirir. Basınç dayanımı, elastisite modülü ve sertlik artarken polimerizasyon büzülmesi ise azalır ⁵¹. Ancak bu makro partiküllerin lekelenme, pürüzlülük, yetersiz aşınma direnci ve parlatılma zorluğu gibi dezavantajları bulunmaktadır ⁵².

2.1.2.1.2 Mikrofil Kompozitler

Kompozit rezinlerin parlatılabilirliğini ve aşınma direncini artırabilmek için mikro dolduruculu kompozit rezinler geliştirilmiştir ⁴⁷. Mikro dolduruculu kompozit rezinlerde inorganik doldurucu olarak kolloid silika partikülleri bulunur ve ortalama partikül boyutu ise 0,01 ila 0,1 µm arasındadır ³².

Mikrofil doldurucular, makrofil dolduruculu rezin kompozitlere kıyasla daha pürüzsüz bir yüzey oluşturmaktadır. Ancak su absorpsiyonunda artma, polimerizasyon büzülmesi ve elastisite modülünde azalma gibi dezavantajları bulunmaktadır ^{53,54}.

2.1.2.1.3 Hibrit Kompozitler

Farklı boyutlarda doldurucu partiküllere sahip olan hibrit kompozitler, mikro dolduruculu rezin kompozitlerin üstün yüzey düzgünlüğü ve makro dolduruculu kompozit rezinlerin ise mekanik özelliklerinin birleştirilmesiyle oluşturulmuştur. Hibrit kompozitlerde doldurucu partikül büyüklüğü 0,04-1 µm aralığındadır. Doldurucu oranı ağırlıkça %75-85 kolloidal silika partiküllerinden oluşur ²⁵.

Hibrit kompozitler de kendi içinde geleneksel hibrit, mikrohibrit ve nanohibrit şeklinde sınıflanabilir.

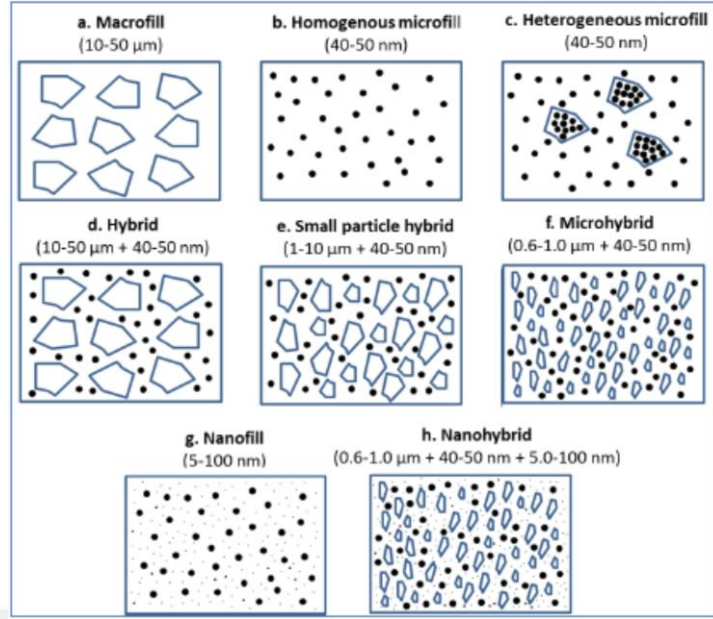
Küçük boyutlarda farklı partiküller içeren mikrohibrit kompozitlerde doldurucu partikül boyutları 0,4 ila 0,8 µm aralığındadır. Hacim olarak ise doldurucu oranı %56-66 aralığındadır⁵⁵. Mikrohibrit kompozitler yüksek aşınma direnci, daha iyi parlatılabilirlik, çiğneme kuvvetlerine dayanıklı olması ve yüzey pürüzsüzlüğü gibi avantajlara sahip olmasının yanında, stres altındaki posterior restorasyonlar ve estetik anterior restorasyonlarda başarılı sonuçlar vermektedir⁵⁶.

Nanohibrit kompozitler rezin matriks içerisinde nano boyutta (0,005-0,01 µm) doldurucu partiküller içerir. Mekanik özellikleri mikrohibrit kompozitlere ve cilalanma özellikleri ise mikrofil kompozitlere benzemektedir. Mekanik özellikleri birbirine benzeyen mikrohibrit ve nanohibrit kompozitleri birbirinden ayırt etmek güçtür⁵⁷.

2.1.2.1.4 Nanofil Kompozitler

Son yıllarda 0,005 ila 0,01 µm aralığındaki küresel nanopartiküllerden oluşan nanofil kompozitler tanıtılmıştır⁵⁸. Nanofil kompozitlerde inorganik yapıyı oluşturan partiküller silika nano doldurucular (nanomer) ile nanomer grupları (nanocluster) olmak üzere iki kısımdan oluşur. Nanomer yapıları küme olmamış doldurucu partiküllerini belirtir, nanomer gruplarıysa küçük nanomerlerin gevşek bağlarla bir araya gelip oluşturdukları yapılardır³⁹.

Nanofil rezin kompozitlerin yüksek aşınma direnci ve üstün parlatılabilirlik gibi avantajları bulunmaktadır. Nanofil kompozitler, hibrit ve mikrofil kompozitlere kıyasla nano doldurucu ve rezin matriksi arasında daha gelişmiş bağlantıya sahiptir. Bu da mekanik özelliklerde önemli iyileştirmelere izin verir. Nanofil kompozit rezinlerde doldurucu oranının artışıyla birlikte organik matriksin kapsadığı alan da azalmıştır. Bu sayede polimerizasyon büzülmesinin de azaltılması sağlanmıştır. Ayrıca nanofil kompozitlerde su emiliminin azalması sonucu renklendirici materyallerin infiltrasyonu zorlaşmakta ve bu sayede estetik performansın klinik olarak daha uzun süreli olması sağlanmaktadır³⁹.



Şekil 5. Kompozit sınıflandırılması

2.1.2.2 Polimerizasyon Yöntemine Göre Sınıflandırılması

Dental rezin kompozitler aktivasyon modlarına göre sınıflandırılabilir. Bunlar:

2.1.2.2.1 Kimyasal Yolla Polimerize Olan Kompozitler

Kimyasal olarak polimerize olan rezin kompozitler iki pat halinde sunulmuştur. Her pat önceden karıştırılmış rezin ve inorganik doldurucu materyaline sahiptir. Patlardan biri, benzoil peroksit gibi bir başlatıcı içerirken, diğer pat, dimetil toluidin veya dietanolamin gibi aromatik bir üçüncül amin aktivatörü içerir⁵⁹. Kimyasal yolla polimerize olan kompozitlerin en büyük dezavantajı çalışma süresinin kısa olmasıdır.

2.1.2.2.2 Işık ile Polimerize Olan Kompozitler

Işıkla sertleşen kompozit rezinler genellikle monomerler, komonomerler ve bir başlatıcı içeren tek bir pat olarak üretilir⁵⁹. Başlatıcı monomer, ultraviyole veya görünür ışık varlığında kararsızdır. UV ışığına uzun süre maruz kalmanın tehlikeleri vurgulandığından, UV ile polimerize edilen malzemelerin kullanımı önemli ölçüde azalmıştır ve görünür ışıkla polimerize olan rezin kompozitleri çok daha yaygın bir şekilde kullanılmaktadır⁶⁰. Kullanılan başlatıcı genellikle kamforokinon (CQ) ve dimetilaminoetil metakrilat (DMAEMA) gibi bir amin karışımıdır. Kamforokinon mavi ışık dalga boylarını (400 – 500 nm) emerek serbest radikaller oluşturur⁶⁰. Monomerlerin oda ışığına maruz kalarak veya kendiliğinden polimerize olmasını önlemek ve yeterli çalışma süresini sağlamak için rezin sistemlerine inhibitörler de eklenir.

2.1.2.2.3 Hem Kimyasal Hem Işıklı Polimerize Olan Kompozitler

Bu materyaller hem kimyasal hem de ışıklı polimerize olur. Polimerizasyon ışıklı başlayıp kimyasal yolla devam eder. Avantajı ışıklı polimerizasyon yetersiz olsa bile polimerizasyonun devam etmesidir.

2.1.2.3 Kompozit Rezinlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması

2.1.2.3.1 Akışkan Kompozitler

1990'ların ortalarında, akışkan ve tepilebilir dental kompozitler piyasaya sürüldü ⁶¹. Akışkan kompozitler, rezin matriks oranının artırılıp, inorganik doldurucu miktarının azaltıldığı düşük viskoziteli restoratif materyallerdir ^{62,63}. Dolayısıyla, bu materyallerin sertliği daha azdır ve geleneksel hibrit kompozitlerden daha düşük bir esneklik modülüne sahiptir ⁶⁴. Akışkan rezin kompozitler, hazırlanan kavite duvarlarına maksimum adaptasyon sağlayacak şekilde serbestçe akar. Akışkan kompozitler genellikle küçük oklüzal boşlukları doldurmak veya dolguyu yerleştirmeden önce dişin dentinine kaide olarak kullanılır. Akıcı kompozitlerde doldurucu partikül oranlarının daha düşük olması sonucu daha fazla aşınma ve büzülme görülür ^{64,65}. Bu nedenle büyük restorasyonları tamamen doldurmak için kullanılmazlar. Akışkan kompozitlerin doldurucu oranındaki azalmadan kaynaklanan büzülmeyi önlemek ve zayıf mekanik özelliklerini artırmak için sürfaktanlar gibi modifiye edici materyaller eklenmiştir ⁶⁵. Bu sayede mekanik özellikleri geliştirilen akışkan kompozitler düşük stres alan kavitelere dolgu materyali olarak kullanılabilir ⁶⁵. Yeni nesil akışkan kompozitlerin mekanik özelliklerini değerlendiren bir çalışmada akışkan kompozitlerin tepilebilir kompozitle karşılaştırılmış ve benzer sertlik sergilediği bildirilmiştir ⁶⁶.

2.1.2.3.2 Kondanse Edilebilir Kompozitler

Kondanse edilebilir kompozitler, normal kompozit formülasyonlardan daha kalın bir kıvama sahiptir. Bu, inorganik doldurucu oranında hafif bir artışla (%1-2 hacim), doldurucu boyutunun dağılımının değiştirilmesiyle veya fiberler gibi diğer türdeki parçacıkların eklenmesiyle elde edilebilir ^{67,68}. Doldurucu içeriğindeki bu değişiklik sonucu, tepilebilir dental rezin kompozitler geleneksel hibrit kompozitlere kıyasla daha az yapışkanlık ve daha yüksek viskoziteyle karakterize olmuştur. Tepilebilir kompozitler amalgam yerine stres alan posterior dişlerin kavite restorasyonu için endikedir ⁶⁹. Doldurucu oranlarının artırılması sonucu hibrit kompozitlere kıyasla daha az polimerizasyon büzülmesi göstermektedir. Ancak doldurucu partikül boyutlarının büyük olması sebebiyle bitim ve polisaj işlemlerinden sonra pürüzlü kalma ihtimali vardır. Ek olarak, yüksek viskoziteleri nedeniyle adaptasyonları bir sorun olabilir ve restorasyonun gövdesinde veya kenarlarında boşluklara yol açacak şekilde hava boşluğu kalma potansiyelleri vardır ⁷⁰.

2.1.3 Kompozit Rezinlerdeki Son Gelişmeler

2.1.3.1 Siloran Bazlı Kompozit Rezinler

Mevcut rezin kompozit restorasyonlar, günümüz diş hekimliği uygulamalarının önemli bir parçası haline gelmiştir. Bunun nedeni, hastaların estetik restorasyonlara olan taleplerinin artması, sağlam diş yapısının korunmasına daha fazla önem verilmesi ve kalan diş yapısını güçlendirebilen yapıştırma mekanizmalarının bir sonucu olarak adeziv diş hekimliğinin gelişmesidir. Rezin bazlı kompozitlerin, diş restorasyonları olarak piyasaya sürülmelerinden bu yana gelişmeye devam eden gelişmiş mekanik özelliklere ve aşınma direncine sahip olduğu da kanıtlanmıştır ⁷¹.

Polimerizasyon büzülmesi sonucu kalan diş yapısına iletilen stres, rezin kompozitlerle ilişkili en önemli klinik problemlerdir. Rezin bazlı kompozitler ve diş yapısı arasındaki büzülme gerilmeleri, marjinal boşluk oluşumu, sızıntı, diş yapısının mikro kırılmaları gibi klinik sonuçlara yol açabilir. Sonuç olarak, polimerizasyon büzülmesiyle ilişkili sorunların üstesinden gelmek için, düşük modüllü kaide materyallerinin yerleştirilmesi, kompozitlerin tabakalı yerleştirilmesine ek olarak “soft start” gibi ışık uygulamasındaki modifikasyonlar geliştirilmiştir ^{72,73 74}.

Son yıllarda polimerizasyon büzülmesini en aza indirmek için yeni bir monomer teknolojisi, siloran bazlı rezin kompozitler geliştirilmiştir. Siloran matriksi, siloran monomerinin katyonik halka açılma polimerizasyonu ile oluşturulur. Bu, radikaller yoluyla çapraz bağlanan metakrilatların doğrusal zincir reaksiyonunun tersidir. Kompozit kimyası ve polimerizasyon reaksiyonundaki bu değişiklik, polimerizasyon büzülmesinde toplam hacimsel büzülmenin %1,0’inden daha az bir seviyeye kadar gerilemesi ile sonuçlandı. Siloran bazlı rezin kompozitlerin mevcut rezin bazlı kompozitlere kıyasla polimerizasyon büzülmesindeki azalma, daha düşük mikrosızıntı, gelişmiş marjinal adaptasyon gibi avantajları bildirilmektedir ⁷⁵.

2.1.3.2 Ormoserler

Son yıllarda organik olarak modifiye edilmiş seramik teknolojisinin bir kısaltması olan Ormoser adlı yeni bir restoratif materyal piyasaya sürüldü. ⁵⁴.

Ormoser materyaller organik inorganik kopolimerlere ek olarak inorganik silan doldurucu partiküller içerir. Silandaki alkoksi grupları, kondenzasyon ve hidroliz yoluyla inorganik Si-O-Si ağı oluştururken, metakrilat grupları ise fotokimyasal yollarla organik polimerizasyon oluşturmaktadır. Ormoser materyallerin yapısı üç boyutlu olarak polimerize edilmiş inorganik ve organik kopolimerden oluşur. Ormoserler SiO₂ yapısında bulunan inorganik iskeletten oluşmaktadır. Bu da üç boyutlu polimer zinciri olan ormoseri meydana

getirmektedir. Doldurucu partiküller, bu çapraz bağlı inorganik ve organik ağ yapısındaki matrikse yerleşmiştir. Yapısında bulunan SiO₂ termal genişmeden ve materyalin elastikiyetinden sorumludur. Metakrilat, polimerize olabilen organik birimleri oluşturur. Bu gruplar; polimerizasyondan, materyalin sertliğinden ve ormoserin optik özelliklerinden sorumludur⁵⁴.

2.1.3.3 İyon Salabilen/Antibakteriyel Kompozit Reziner

Dental kompozitler, güçlü bir restorasyon oluşturmak için polimerize edilmiş bir dimetakrilat rezin monomer matriksinde güçlendirici inorganik doldurucu partiküllerden oluşur. Günümüzde rezin kompozitlerle ilgili en büyük problem sekonder çürüklerdir. Diş restorasyon kenarlarındaki sekonder çürükler, mevcut restorasyonların değiştirilmesinin en sık nedenidir. Son yıllarda kompozit rezinlere kalsiyum, florür ve hidroksil gibi iyonlar eklenerek sekonder çürüğü önleyebilen materyaller geliştirilmeye çalışılmaktadır. Yapılan çalışmalar rezin kompozitin iyon salınımı için sınırlı oranda izin verdiğini göstermiştir⁷⁶. Kompozit rezinlere klorheksidin gibi çözünabilir antimikrobiyaller eklenerek restorasyonun altında bakteri üremesini ve plak birikimi önleyici materyallerde geliştirilmeye çalışılmaktadır. Kompozit yapısına biyoaktif cam partikülleri, gümüş nano partikülleri ve kuarterner amonyum bileşikler eklenerek de antibakteriyel kompozitler geliştirilmeye çalışılmaktadır^{76,77}.

2.1.3.4 Bulk Fil Kompozit Reziner

Amalgam ile karşılaştırıldığında, rezin kompozitler ile konservatif kavite preparasyonu⁷⁸ ve bağlayıcı adezivler kullanarak diş yapısına mikromekanik bağlanması ile daha iyi bir estetiğe sahip restorasyonlar elde edilebilir. Bununla birlikte, mekanik özellikleri, polimerizasyon büzülmesi, aşınma direnci, marjinal sızıntı, termal genişleme ve toksisite ile ilgili birçok eksiklikleri vardır^{79,80}. Ek olarak, rezin kompozitlerin dişe yerleştirilirken uygulanan tabakalama teknikleri boşluklar içerebilir ve zaman alıcıdır. Kompozitteki mevcut değişiklikler polimerizasyon büzülmesini azaltmaya yönelik ve diş yapısına kendinden yapışkanlı özellikler sağlamaya yöneliktir²⁵. Modern rezin kompozitler, rezin modifiye cam iyonomer siman ve geleneksel cam iyonomer simanlar ile karşılaştırıldığında dentine daha yüksek bağlanma kuvvetine sahiptir⁸¹.

Büyük posterior rezin kompozit restorasyonlarının yerleştirilmesini basitleştirmek ve hızlandırmak için üreticiler, bulk fil rezin kompozitler olarak bilinen, tekli veya daha derin artışlarla yerleştirilebilen bir dizi malzeme geliştirmiştir. Bulk fil kompozit rezinlerde daha düşük miktarda nano doldurucu içermekle beraber ışık saçılımını azaltmak için doldurucu boyutu da arttırılmıştır. Yaklaşık 4-5 mm kavite derinliğini tek seferde restore etmek için pazarlanmıştır. Bu yüksek polimerizasyon derinliği, ışığın çok daha derin katmanlara geçişini

kolaylaştıran daha yarı saydam olan farklı foto başlatıcıların varlığıyla sağlanır⁸². Sonuç olarak bulk fil kompozit rezinler posterior restorasyonlar için gereken zamanı en aza indirecek ve teknik hassasiyetlerini de azaltacaktır. Bulk fil kompozitler, geleneksel rezin kompozitlere göre daha az çekme gerilimi sergiler⁸³.

Bulk fil kompozitler rezinler, endikasyonlarına göre düşük (akıcı) veya yüksek viskoziteli olmak üzere iki ayrı formda üretilirler. Yüksek viskoziteli bulk fil kompozitler, akıcı bulk fil kompozitlere oranla daha fazla miktarda doldurucu partikül içerir. Bu nedenle, akışkan bulk fil kompozitler daha iyi adaptasyon sağlar, ancak daha büyük polimerizasyon büzülmesi meydana getirebilir. Daha düşük mekanik özelliklerinden dolayı akışkan bulk fil kompozit yerine yüksek gerilim taşıyan bölgeler restore edilirken, 2 mm'lik yüksek viskoziteli bulk fil kompozit rezin kullanılması önerilir⁸⁴.

2.1.3.5 Self Adeziv Rezin Kompozitler

Son yıllarda restoratif diş hekimliğinde klinik uygulamalarda adeziv aşamayı elimine etmek ve teknik hassasiyeti azaltmak için çalışmalar artmıştır. Self adeziv rezin kompozitler ek bir adeziv aşamaya ihtiyaç duymadan diş dokularına bağlanabilen ve bu sayede tedavi süresini kısaltarak hasta memnuniyetini artırmayı amaçlayan materyallerdir⁸⁵. Self adeziv kompozit rezinlerin içeriğinde, mine ve dentini pürüzlendiren GPDM (gliserofosfatdimetakrilat) monomeri ve dentinin ıslanabilirliğini ve rezin penetrasyonunu artıran HEMA (hidroksietil metakrilat) fonksiyonel monomeri bulunmaktadır. Bağlanma mekanizması GPDM fonksiyonel monomerinin fosfat grubu ile dişin kalsiyum iyonları arasındaki kimyasal bağlantı ile başlar, ardından dentin kollajen fibrilleri ve rezin kompozit arasında mikromekanik bağlantı oluşur. Self adeziv kompozit rezinler düşük mikrosızıntı ve dentine güçlü adezyon gösterdiği bildirilmektedir⁸⁶.

2.1.4 Kompozit Restorasyonların Başarısını Etkileyen Faktörler

2.1.4.1 Polimerizasyon Mekanizması

Polimerizasyon, monomer moleküllerinin üç boyutlu bir ağ oluşturmak için reaksiyona girdiği süreçtir. Bu işlem, malzemenin sıvı halden katı hale geçmesini içerir⁸⁷. Rezin kompozitlerin indüksiyon, yayılma, zincir transferi ve sonlandırma olmak üzere dört farklı polimerizasyon aşaması vardır⁸⁷.

İndüksiyon, aktivasyon ve başlatma ile kontrol edilen polimerizasyon işleminin ilk aşamasıdır. Aktivasyon işlemi, kimyasal, ısı veya ışık işlemleriyle polimerizasyonun başlatılması için gerekli olan ilk serbest radikali üretir. Rezin kompozitlerin aktivasyonu tipik olarak kimyasal ya da ışıkla başlatılır⁸⁸. Kimyasal olarak sertleşen rezin kompozitlerde belirli

bir kimyasalın eklenmesiyle veya ışıkla sertleşen rezin kompozitlere belirli bir ışık spektrumunun uygulanması başlatıcı bileşen tarafından serbest radikal oluşturur ⁸⁸.

Serbest radikal, monomerden bir elektron alır ve monomerde başka bir serbest radikal bırakarak onunla bağlanıp diğer metakrilat molekülleri ile reaksiyona girmeye hazır hale gelir ⁸⁷. Serbest radikalın başka bir metakrilat molekülüne verilmesinin ardından serbest radikal amplifikasyonu başlar. Yayılma fazı adı verilen bu adım, polimerizasyon zincirini oluşturmak için mevcut serbest radikallerin sayısını büyük ölçüde tamamlar ⁸⁷. Zincir transferi ise büyüyen bir zincirdeki aktif serbest radikalın, bir monomere veya inaktive edilmiş zincire transferini içerir ⁸⁷. Sonlandırma, zincirin sonuna aynı anda iki serbest radikalın eklendiği veya iki büyüyen zincir arasında bir hidrojen atomunun değiş tokuşunu takip eden zincir transferidir ⁸⁹.

Rezin kompozitlerin polimerizasyonu, monomer içeriği ⁹⁰, doldurucu içeriği, viskozite ⁹¹, kompozitin kalınlığı ⁹², polimerizasyon için kullanılan ışığın dalga boyu ve kompozite iletilen enerji ⁹³ gibi birçok faktöre bağlıdır. Polimerizasyon sonucu, malzemenin mekanik ve fiziksel özelliklerinin artmasından dolayı, polimerizasyon işleminin değerlendirilmesi önemlidir. Polimerizasyon yüzdesini değerlendirmek için, dönüşüm derecesi ve mikrosertlik gibi birçok parametre mevcuttur ^{94,95}. Dönüşüm derecesini, kompozit yüzeyindeki polimerizasyon derecesini gösterir, mikrosertlik ölçümleri kompozitin üst ve alt yüzeylerinin mikrosertliğini ölçerek polimerizasyon kalitesinin bir tahminini sağlar ^{94,95}.

2.1.4.2 Dönüşüm Derecesi

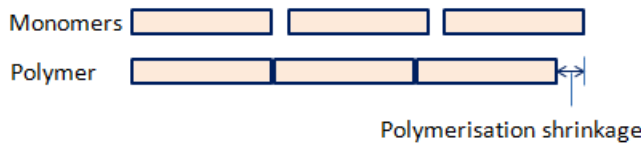
Dönüşüm derecesi, kompozit rezinlerde tekli bağlara dönüştürülen çift karbon bağlarının yüzdesi olarak tanımlanır ⁸⁹. Ancak, çift karbon bağlarının bir kısmı tekli bağlara dönüştürülmez ve reaksiyona girmemiş metakrilat monomerleri oluşur ^{96,97}. Resin kompozitler, %52 ile %85 arasında değişen derecelerde dönüşüm gösterirler ⁹⁸. Dönüşüm yüzdesinin artması, mekanik özelliklerin gelişmesi ve biyouyumluluğun artması gibi avantajları olsa da polimerizasyon büzülmesini artırarak dişler ve restoratif materyal arasında boşlukların oluşmasına neden olabilir ^{54,94,99,100}. Yetersiz polimerizasyon seviyeleri, reaksiyona girmeyen monomerlerin resin kompozitten sızmasına neden olabilir. Ayrıca resin kompozitlerin mekanik özelliklerini düşürür ve biyouyumluluğunu da tehlikeye atmasına neden olur ¹⁰¹.

Rezin kompozitlerin dönüşüm yüzdesi, başlatıcı ve yardımcı başlatıcı yüzdeleri, monomer bileşimi, doldurucu içerikleri, sıcaklık ve kullanılan ışık tipi gibi birçok faktörden etkilenir ^{98,102}.

Dönüşüm yüzdesi ölçmek için Fourier dönüşümü kızılötesi spektroskopisi (FTIR), diferansiyel tarama kalorimetrisi (DSC) ve diferansiyel termal analiz (DTA) gibi yöntemler mevcuttur. FTIR, dönüşüm yüzdesini ölçmek için en fazla kullanılan yöntemdir ¹⁰³.

2.1.4.3 Polimerizasyon Büzülmesi

Bir akrilik monomer bir polimere dönüştürüldüğünde hacimsel büzülme meydana gelir. Bu durum, polimerizasyon esnasında moleküller mesafedeki azalma ile açıklanmaktadır. Polimerizasyondan önce, Van Der Waals kuvvetleri monomerleri yaklaşık 0.3-0.4 nm'de tutarken polimerizasyon işlemi sırasında bu kuvvetlerin yerini yaklaşık 0.15 nm'lik daha küçük mesafeli kovalent bağlar alır. Bunun sonucunda, hacimsel büzülme meydana gelir ¹⁰⁴ (Şekil 6). Kompozit rezinlerin hacimsel büzülmesi tipik olarak hacimce %1,7-7.1 aralığında olduğu gösterilmiştir. Resin kompozitlerinin çoğu hacimce %2-3 aralığında küçülür ¹⁰⁵.



Şekil 6. Dimetakrilat monomerde polimerizasyon büzülmesini gösteren diyagram.

Polimerizasyon büzülmesi, dental kompozit rezinlerde en önemli sorunlardan biri olarak kabul edilir. Diş ve restorasyon arasındaki bağlanma yeterli değilse, polimerizasyon büzülmesi, sertleşen malzeme ile kavite duvarları arasında bir mikro boşluk oluşturan ayrılmaya neden olabilir. Bu boşluklar, restorasyon sınırındaki oral sıvıların ve bakterilerin mikro sızıntısını kolaylaştırarak, restorasyon sonrası aşırı hassasiyet ve uzun vadede ise sekonder çürüklere neden olabilir ^{106,107}. Polimerizasyon büzülmesinin derecesi, kullanılan resin kompozit miktarına ve dolayısıyla kavite boyutuna ve diğer klinik faktörlere bağlıdır.

Klinik olarak büzülmenin kendisinden daha önemli olan, büzülme sonucu diş dokusuna uygulanan strestir. Büzüşen materyalin çekme hareketiyle kavite duvarlarında oluşan stres sonucu minde mikro çatlaklar meydana gelebilir ^{108,109}. Restorasyon sonrası ağrı, hassasiyet ve diş kırılmasına neden olabilen büzülme stresi kompozit restorasyonların erken başarısızlığında ana faktör olarak kabul edilmektedir ¹¹⁰.

Monomerin moleküler ağırlığı, doldurucu miktarı, dönüşüm derecesi, kullanılan malzeme miktarı (kavite boyutu) ve polimerizasyon mekanizması dahil olmak üzere birçok faktör kompozitin büzülmesini etkileyebilir ^{111,112}.

Resin kompozitlerde görülen polimerizasyon büzülmesi, akrilik resin ile gözlenenden önemli oranda daha azdır. Bunun nedeni ise, resin kompozitlerinde kullanılan BisGMA gibi monomerlerin moleküler ağırlığının, akrilik rezinde kullanılan MMA monomerlerinden daha yüksek olmasıdır. Daha büyük moleküler ağırlığa sahip monomerlerin kullanılması, materyal içeriğindeki reaktif grupların konsantrasyonunu etkili bir şekilde azaltarak polimerizasyon

büzülmesini azaltır ⁸⁷. Saf MMA rezinlerinin polimerizasyon büzülmesi hacimce %22 iken BisGMA rezin için hacimce %7,5 kadar düşük olabilir. İnorganik doldurucu maddelerinin rezin kompozitine ilave edilmesi, polimerizasyon büzülmesinde önemli oranda azalma ile sonuçlanır. Sıradan hibrit kompozitler sertleştikten sonra hacimce %1,9-3,5 oranında büzülmeye maruz kalırken, oldukça yüksek dolduruculu tepilebilir rezin kompozitler hacimce %1,7 kadar düşük bir oranda büzülmeye maruz kalır. Öte yandan, doldurucu oranı daha düşük olan akışkan rezin kompozitler, hacimce %4,0 - 5,5 arasında daha yüksek büzülme değerlerini sergilerler ⁷².

Büzülme gerilimi büyüklüğünün, "konfigürasyon faktörü" ya da "C faktörü" olarak da bilinen bağlanan ve bağlanmamış alanların oranından tahmin edilebileceğini açıklanmıştır ¹¹³. C faktörünün yüksek olması sonucu, stres seviyesi de artacaktır. Sınıf IV kavite restorasyonunda (düşük C faktörü) olduğu gibi, dolgu malzemesinin serbest yüzey alanının, bağlı yüzey alanına oranı büyük olduğundan serbest alan üzerinde prejelasyon akışı kolayca gerçekleşir ve ara yüzeydeki stres en aza indirilir. Sınıf I kavitelere (yüksek C faktörü) ise, malzemenin serbest yüzey alanı az olduğundan ara yüzeyde daha büyük bir gerilim oluşur. Ayrıca rezin kompozitlerin hacim ve kütlesinden ortaya çıkan büzülme gerilimi miktarı da çok önemlidir ¹¹⁴. Büzülme stresinin ve mikrosızıntının daha büyük çap ve derinliğe sahip restorasyonlarda daha fazla olduğu doğrulanmıştır ve bu büzülme stresinin C faktöründen çok restorasyonun boyutuyla ilişkili olduğunu göstermektedir ¹¹⁵.

Foto başlatıcının türü ve miktarı doğrudan polimerizasyon hızını ve dönüşüm derecesini etkilediğinden, bu iki faktörün aynı zamanda gelişen stresin hızını ve nihai büyüklüğünü de etkileyeceği düşünülebilir ^{116,117}. İnhibitör miktarının artırılması dönüşüm derecesini önemli ölçüde azaltmadan polimerizasyon hızını ve büzülme stresini azaltabileceği gösterilmiştir ¹¹⁷. Ayrıca fenilpropanedion gibi alternatif bir foto başlatıcının kamforokinon ile kullanılması, materyalin mekanik özelliklerini etkilemeden gerilme stresini azaltabilir.

İn vitro çalışmalar, bir rezin kompozitin sertleşme ve büzülmesi sırasındaki arayüzey geriliminin, kompozitin sertliği ve elastisite modülü ile ilişkili olduğunu göstermiştir. Elastik modül, polimerizasyon reaksiyonu ilerledikçe artar ¹¹⁸. Bununla birlikte, hacimsel büzülme derecesi, üretilen gerilimin belirlenmesinde malzemenin elastik modülünden daha baskın görünmektedir. Daha düşük bir elastisite modülüne sahip olan akıcı kompozitler hibrit kompozitlere kıyasla daha düşük büzülme gerilimi göstermesi beklenebilir. Ancak çalışmalar, akıcı rezin kompozitlerin geleneksel kompozitlerden daha fazla polimerizasyon büzülmesi gösterdiğini ve bunun da düşük elastik modüllerine rağmen daha büyük büzülme stresiyile sonuçlandığını göstermişlerdir ¹¹⁹.

2.1.4.4 Elastisite Modülü

Elastisite modülü fazla olan kompozit rezinler çoğunlukla polimerizasyon esnasında daha fazla polimerizasyon stresleri oluşturmaktadır ¹²⁰. Kompozit rezinlerin partikül miktarının fazla olması durumunda elastisite modülü de yüksek olmaktadır. Yüksek partikül içeriğine sahip kompozitlerin elastisite modülü fazla olduğundan kompozit dentin arayüzünde büzülme stresleri artar ³¹. Kompozit rezinlerde elastisite modülünün fazla olması polimerizasyon sırasında daha fazla büzülme stresine neden olmaktadır ¹²⁰.

2.2 Cam İonomer Restoratif Materyaller

2.2.1 Geleneksel Cam İonomer Simanlar

1960'ların sonunda, Cam iyonomer simanlar, Alan Wilson ve Brian Kent tarafından Londra'daki Hükümet Kimya Laboratuvarında, ayrıştırılabilir bir cam ve suda çözünür asit olarak ticari kullanım için tanıtıldı ¹²¹. İlk piyasaya sürüldüklerinden bu yana, kimyasal adezyonun yanı sıra estetik özellikleri ve florür salımı yapması ile restoratif diş hekimliğinde önemli bir materyal haline geldi ¹²².

Cam iyonomerler, karıştırıldıktan sonra 2-3 dakika içinde bir asit-baz reaksiyonu ile sertleşmeye başlar. Toz ve likit karıştırıldıktan sonra polialkenoik asitten hidrojen iyonları salınır. Daha sonra alüminosilikat cam partiküllerinin yüzeye penetre olmasıyla partiküllerin yapısındaki sodyum (Na⁺), kalsiyum (Ca⁺) ve alüminyum (Al⁺) katyonları salınır. Karboksilat grupları tarafından şelasyona uğrayan bu katyonlar polialkenoik asit zinciriyle çapraz iyonik bağlar oluşturmaktadır. Kalsiyum iyonu likitteki sulu faza geçip serbest karboksil grubuyla birleşerek tuz köprüler ve çapraz bağlar oluşturmaktadır. Alüminyum iyonu, poliakrilat zinciri oluşturarak sertleşmenin daha sonraki adımında etkili olur. Alüminyum iyonu sertleşme reaksiyonunun ikinci döneminde mekanik özelliklerin önemli miktarda gelişmesini sağlar. Bu aşamadan önce cam iyonomer materyaller daha zayıf özellik gösterirler ¹²³⁻¹²⁵.

Klinik olarak cam iyonomer simanların en önemli avantajı asidik ortamda florür salınımına bağlı olarak çürük dentinin remineralizasyonunu sağlayarak anti karyojenik etki göstermesidir. Bunu diş yapısındaki hidroksiapatitin florapatit gibi demineralizasyona daha dirençli bir yapı oluşturarak sağlar ¹²⁶. İkinci avantajı ise, birkaç aşamada gerçekleşen diş yapısına kimyasal adezyon özellikleridir. İlk olarak hem siman hem de dentinin hidrofilik yapısından dolayı diş yüzeyinin uygun şekilde ıslanmasını sağlayan siman yerleştirilir. Daha sonra, simanların serbest karboksil grupları ile diş yüzeyindeki su arasında hidrojen bağları oluşur ¹²⁷. Ardından, gerçek iyonik bağlar bu hidrojen bağlarının yerini alır ve diş ile siman arasında yavaş iyon değişim katmanlarının oluşmasına neden olur ¹²⁸.

2.2.2 Rezin Modifiye Cam İonomer Simanlar

Sertleşme reaksiyonunun yavaş doğası, sınırlı çalışma süresinin yanı sıra uzun süreli nem duyarlılığı ve zayıf mekanik özellikler gibi olumsuzluklarının üstesinden gelmek için geleneksel cam iyonomer simanlarda çeşitli modifikasyonlar uygulanmıştır ¹²⁹. Işıkla sertleşen rezin sistemlerin geleneksel cam iyonomer simanlara eklenmesiyle rezin modifiye cam iyonomer simanlar geliştirilmiştir ¹³⁰. Ek olarak, polivinil fosfonik asit ¹³¹, fiber takviyesi ¹³², silika partikülleri ¹³³ dahil ederek cam iyonomer simanların mekanik özelliklerini iyileştirmek için çeşitli modifikasyon girişimleri olmuştur.

1980'lerin sonlarında cam iyonomer simanların başlangıçtaki yüksek çözünürlüğünün üstesinden gelmek için rezin modifiye cam iyonomer simanlar tanıtıldı. Geleneksel cam iyonomer simanlarla aynı bileşenleri (temel cam tozu, su, poliasit) içeren rezin modifiye cam iyonomer simanlara sertleşme reaksiyonunu uyarmak için suda çözünabilir monomerlerin ve bir foto başlatıcı eklenerek ilave bir polimerizasyon reaksiyonu oluşturulmuştur ¹³⁴. Monomer tipik olarak 2-hidroksietil metakrilattır (HEMA) ve başlatıcı kamforokinondur ¹³⁵. Bu hibrit malzemeler, cam iyonomer simanların çürük önleyici potansiyeli ile bir rezin kompozitinin uygun mekanik özelliklerini birleştirmek için geliştirilmiştir. Rezin modifiye cam iyonomer simanların sunduğu üstün özellikler arasında artan çalışma süresi, kısalan sertleşme süresi, daha az nem hassasiyeti ve iyileştirilmiş mekanik özellikler sayılabilir.

Cam iyonomer simanlarla karşılaştırıldığında, rezin modifiye cam iyonomer simanların biyouyumluluğu, ilk 24 saatte sitotoksik HEMA monomerinin salınması ve dentinden pulpa hücrelerine difüze olma kabiliyeti nedeniyle tehlikeli olabilir ¹³⁶. Ancak yapılan klinik çalışmalar, indirekt pulpa kapama materyali olarak kullanıldığı dişlerde yüksek başarı oranı bildirmişlerdir ¹³⁷. Ek olarak, rezin modifiye cam iyonomer simanlar, rezin kompozit restorasyonlara kıyasla üstün bir çürük önleyici etkiye sahiptir ¹³⁸.

2.2.3 Yüksek Viskoziteli Cam İonomer Simanlar

Geleneksel cam iyonomer simanların düşük mekanik özelliklerini geliştirmek için yüksek viskoziteli, metal ve son zamanlarda zirkon ile güçlendirilmiş cam iyonomer simanlar geliştirilmiştir. Daha yüksek toz:sıvı oranlarına (3:1'den 8:1'e) sahip olan yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar ilk olarak Dünya Sağlık Örgütü'nün desteklediği atravmatik restoratif tedavilerde (ART) kullanılmak için tanıtıldı. ART, düşük veya orta gelirli ülkelerde çürük mine ve dentini çıkarmak için el aletlerinin kullanımını ve ardından dişin restorasyonu için yüksek viskoziteli cam iyonomer kullanılır ¹³⁹. Klinik çalışmaların sistematik bir incelemesi, direkt posterior yüksek viskoziteli cam iyonomer siman restorasyonlarının başarısızlık oranlarının kalıcı dişlerdeki amalgamla karşılaştırılabilir olduğu sonucuna varmıştır ¹⁴⁰. Bulk fill şeklinde

yerleştirmeye izin veren yeni kapsüllenmiş yüksek viskoziteli cam iyonomer siman formülasyonları, geleneksel kendi kendine sertleşen materyallerden daha üstün fiziksel ve mekanik özelliklere ve daha kısa sertleşme sürelerine sahiptir ^{13,141}.

Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar , geleneksel muadilleri gibi su bazlıdır ^{139,142}. Cam iyonomer simanların fiziksel ve mekanik özellikleri, sertleşmenin erken dönemlerinde nem kontaminasyonu ve dehidrasyondan olumsuz etkilenebilir ¹⁴³. Erken nem kontaminasyonu simanın çözünmesine neden olur ve aşınma direncini olumsuz etkilerken, dehidrasyon çatlak yüzeyler oluşmasına neden olur ^{144,145}. Yeni yerleştirilen cam iyonomer restorasyonların yüzeylerine su dengesini sağlamak için vazelin, kakao yağı, kopal vernik ve ışıkla sertleşen bonding rezinleri uygulanmıştır. Bununla birlikte, bu kaplama maddeleri tükürükle fiziksel aşınmaya karşı hassastı ve yerini self adeziv nano dolduruculu rezin örtücüler aldı ¹⁴⁶. Self adeziv nano dolduruculu rezin örtücüler, yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmek için lanse edildi. Bu rezin örtücüler, restorasyonlarda daha pürüzsüz, parlak yüzeyler oluşturarak yüzey boşluklarını doldurma potansiyeline sahiptirler ¹⁴⁷. Posterior dişlerdeki bu tür rezin kaplı yüksek viskoziteli cam iyonomer siman restorasyonlarla ilgili 6 yıllık prospektif bir klinik çalışma umut verici sonuçlar göstermiştir. Bununla birlikte, farklı yüksek viskoziteli cam iyonomer siman ürünleri arasında renk uyumu, marjinal uyum ve anatomik formlarında önemli farklılıklar gözlenmiştir ¹⁴⁸.

Cam iyonomer simanlar, nötr koşullarda sodyum, alüminyum, fosfor, silikon ve florürün yanı sıra asidik koşullarda önemli miktarda kalsiyum salarlar ve bu nedenle tamponlayıcı ajanlar olarak işlev görebilirler ¹⁴⁹. Ayrıca kalsiyum ve fosfat iyonlarını emme potansiyeline sahiptirler ve tükürükle temas halinde yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların yüzey sertliğini %39 oranında arttırdığı bulunmuştur ¹⁵⁰. Ayrıca, suya, tükürüğe erken maruz kalmanın yanı sıra kalsiyum ve fosfat içeren remineralize edici solüsyonların yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların mekanik özelliklerini ve aşınma direncini arttırdığı gösterilmiştir ¹⁵¹.

Rezin örtücülerin kullanımı, iyon salınımı ve çevresel iyonların yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların fiziko-mekanik özellikleri üzerindeki olumlu etkilerini ortadan kaldıracabileceğinden, bunların klinik uygulamada rutin kullanımlarını doğrulamak için daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.

2.2.4 Giomerler

Cam iyonomer simanların flor salınımı ile kompozitlerin estetik ve parlatılabilme özelliklerinin birleştirilmesiyle üretilen giomerler yeni bir hibrid materyaldir ¹⁵². Giomerler önceden reaksiyona girmiş olan cam doldurucular (prereacted glass iyonomer-PRG) içeren bir rezin matriksinden oluşur ¹⁵³. Giomerin içeriğinde Bis-GMA, TEGDMA, inorganik

doldurucular, silika, alüminyum oksit, PRG doldurucu ve kamforokinon bulunur ¹⁵⁴. Giomer içeriğinde bulunan S-PRG doldurucular flor, stronsiyum ve silisyum gibi çeşitli iyonlar salmasına ek olarak saldıgı metal iyonları ile antibakteriyel etki göstermektedir ¹⁵⁵. Giomer materyallerin konpozit rezinler kadar dirençli olduğu söylenmektedir. Giomerler ışıkla polimerize olur ve dişe adezyon için bağlayıcı ajana ihtiyaç duymaktadır. Giomer restorasyonlar cam iyonomer simanlar kadar olmasa da flor salınımı özelliğı bulunmaktadır. Yapılan çalışmalarda giomer restorasyonların sekonder çürükleri ve demineralizasyonu azalttığı bildirilmiştir ¹⁵³.

Giomer restorasyonların flor salınımını inceleyen bir in vitro çalışmada başlangıçta flor salınımının az olduğu ama üç hafta sonunda flor salınımının önemli oranda arttığı belirtilmiştir ¹⁵⁶. Giomer restorasyonların yüzey pürüzlülükleri, mekanik özellikleri ve estetik özellikleri geleneksel cam iyonomer simanlar ve rezin modifiye simanlardan daha iyi olduğu ancak kompozit rezinlere kıyasla daha başarısız olduğu belirtilmektedir ¹⁵⁷.

2.3 Restorasyonların Değerlendirilmesi

Diş hekimliğinde uygulanan tedaviler ve kullanılan restoratif materyallerin klinik değerlendirmesi için yaygın olarak üç farklı metod kullanılmaktadır.

2.3.1 Modifiye United States Public Health Service (USPHS) Kriterleri

1971 yılında restorasyonların değerlendirilmesi için başlangıçta “Ryge kriterleri” olarak da adlandırılan USPHS kriterleri yayınlanmıştır. Daha sonra 2005 yılında güncellenmiştir. Ayna ve sondla reflektör altında muayene edilen restorasyonlar belirli kriterlere göre alfa (mükemmel), beta (klinik olarak kabul edilebilir) ve charlie (kabul edilemez, restorasyon değiştirilmeli) şeklinde skorlanır ^{158,159}.

2.3.2 CDA (California Dental Association) değerlendirme yöntemi

Restorasyonlar ilk olarak klinik olarak kabul edilebilir veya klinik olarak kabul edilemez şeklinde ikiye ayrılır. Daha sonra bu iki grup da kendi içinde iki ayrı gruba ayrılır. Kabul edilebilir restorasyonlar Romeo (Mükemmel) ve Sierra (Klinik olarak iyi) olmak üzere ayrılır. Kabul edilemez skorlar ise Tango (ilerleyen zamanda diş ve çevre dokular için zararlı olabilir) ve Victor (diş ve çevre dokular için zararlı) olarak ayrılır ¹⁶⁰.

2.3.3 FDI değerlendirme yöntemi

Hickel ve arkadaşları 2007 yılında restorasyonların erken başarısızlıklarını tespit etmek için daha hassas skalalardan oluşan değerlendirme kriterleri bildirmişler ve 2008 yılında da FDI kriterleri olarak kabul görmüşlerdir. FDI kriterleri her kategoride daha ayrıntılı değerlendirebilmek için estetik, fonksiyonel ve biyolojik olmak üzere üç alt başlıktan oluşur. Fonksiyonel kriterler retansiyon, kırık, kenar uyumu, aşınma ve anatomik form gibi kriterlerden

oluşur. Biyolojik kriterler sekonder çürük, postoperatif hassasiyet ve periodontal sağlıktır. Estetik kriterler ise kenar renklenmesi, renk uyumu ve yüzey parlaklığı gibi kriterlerden oluşur.

Bu kriterleri değerlendirmek için birden beşe kadar numaralandırılmış skorlar kullanılır. Bu skarlardan ilk üçü klinik anlamda başarılı veya kabul edilebilirken son iki grup restorasyonlar tamir edilmeli veya değiştirilmelidir ¹⁶¹.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nin "Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Komitesi" tarafından 25.11.2021 tarihli 2021/201 sayılı toplantı kararıyla onaylandı. Çalışmada Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi kliniğinde yapılmış olan restorasyonlardan sınıf I, sınıf II ve sınıf V kaviteye sahip yüksek viskoziteli cam iyonomer siman ve bulk fil kompozit materyallerle restore edilen dişler dahil edilmiştir.

3.1 Çalışmaya Katılan Bireylerin Seçimi

Restoratif Diş Tedavisi bölümünde kriterlere uygun hastaları seçmek için klinik ve radyografik değerlendirmeler yapıldı. Çalışmaya katılmayı kabul eden gönüllülere yapılacak araştırma ve gerçekleştirilecek komplikasyonlar ile ilgili ayrıntılı bilgi verildikten sonra bilgilendirilmiş gönüllü onam formu okutulup imzalatıldı (Ek-2).

Örneklem büyüklüğü internet programı (<http://www.sealedenvelope.com>) kullanılarak önceki bir klinik çalışmada posterior yüksek viskoziteli cam iyonomer restorasyonların retansiyon oranı (%91) temel alınarak hesaplanmıştır¹⁴⁸. 0.05 alfa değeri, %80 güç ve bilateral test kullanılarak, test grubu arasında %20'lik bir fark belirlemek için her bir grupta en az 39 restorasyon yapılması hedeflenmiştir.

3.2 Randomizasyon

Restore edilecek dişlere uygulanacak materyal seçimi web sitesi (<https://www.randomizer.org>) aracılığıyla belirlendi. Atanan gruplar zarflarda sıralı olarak numaralandırılmış kartlara kaydedildi. Her bir zarf, tedavi prosedürünü belirlemek için restoratif prosedürün yapıldığı gün operatör tarafından açıldı. Operatör uygulanan tedaviyi biliyordu, ancak hastalar ve restorasyonları değerlendiren kişiler uygulama hakkında bilgi sahibi değildi.

Tablo 1. Çalışmaya dahil edilme/ hariç tutulma kriterleri

Hastaların çalışmaya dahil edilme kriterleri	Hastaların çalışmaya hariç tutulma kriterleri
Çalışma hakkında bilgilendirildikten sonra çalışmaya dahil olmayı gönüllü olarak kabul etmiş olması	Çalışma ile ilgili bilgilendirildikten sonra çalışmaya dahil olmayı reddetmesi
Gönüllünün 18 yaşından küçük olmaması	Hastanın diş sıkma öyküsünün olması
Sistemik olarak hastalığının olmaması	Gönüllünün 18 yaşından küçük olması
Oral hijyeninin sağlıklı olması	Gönüllünün ortodontik tedavi görmesi veya başlayacak olması
Klinik ve radyografik muayene sonucunda çürük sınıflandırma yöntemine göre D1 ve D2 seviyesinde çürük lezyonu bulunması	Gönüllünün ciddi bir sistemik hastalığının bulunması
Restore edilecek dişin vital olması	Restore edilecek dişin endodontik ve periodontal açıdan problemlili olması
Gönüllünün 6. ay ve 18. ay takip randevularına gelmeyi onaylaması	Gönüllünün hamile olma durumu
	Restore edilecek dişin karşıt ya da kontağındaki dişlerden birinin çekilmiş olması

3.2 Kullanılan Restoratif Materyaller

Hazırlanan kavitelere iki farklı yüksek viskoziteli cam iyonomer siman ve bir bulk fil kompozit materyalden oluşan 3 farklı restoratif materyal uygulandı. Restoratif materyallerin içerikleri ve uygulama prosedürleri Tablo 2 de gösterilmiştir. Kompozit restorasyonların yapımında Ambar Universal (AMB, FGM Prod Odont; Joinville, SC, Brazil) bond self-etch modunda kullanıldı (Tablo 2). Tüm restorasyonlar aynı operatör tarafından yapıldı.

Tablo 2. Kullanılan materyaller ve içerikleri

Kullanılan Materyal	Üretici Firma ve Lot numaraları	İçerik	Uygulama Talimatları
Equia Forte Kapsül (EF)	GC/Tokyo, Japonya: 2206221	95% stronsiyum floro alümino-silikat cam, 5% poliakrilik asit ve 40% sulu poliakrilik asit	Kapsülün arka kısmında bulunan pistonu basılarak karıştırıcıya yerleştirilip 10 sn karıştırılır. Özel tabancasına yerleştirildikten sonra kaviteye uygulanır.
Equia Forte Coat	GC/Tokyo, Japonya: 2104211	%50 Metilmetakrilat, %0.09 kamforokinon	Restorasyon yüzeylerine ince uçlu bond fırçası yardımıyla uygulanır ve 20 saniye ışınlanır.
GC Cavity conditioner (Kavite Temizleyici Ajan)	GC/Tokyo, Japonya: 1805111	% 20 Poliakrilik asit, %3 Alüminyum klorid heksahidrat, Distile su	Hazırlanan kaviteye 10 saniye uygulandıktan sonra yıkanır ve aşırı kurutmadan durulanır.
Chemfill Rock Kapsül (CR)	Dentsply, USA: 1903000819	Toz: Çinko ile modifiye edilmiş floro-alumino-silikat cam. Likit: poliakrilik asit, itakonik asit	Otomatik karıştırıcıya yerleştirildikten sonra 15 sn karıştırılıp özel kapsül tabancasıyla kaviteye uygulanır.
Sonic Fill 2 Bulk Fill (SF)	Kerr, USA: 8318161	Bis-GMA, TEGDMA, Bis-EMA, SiO ₂ , cam, oksit	Ünite entegre edilen materyal yardımıyla kaviteye uygulanır ve 20 sn ışıkla polimerize edilir.
Ambar Universal	FGM, Brezilya: 280122	10-MDP, metakrilik monomerler, foto başlatıcılar, yardımcı başlatıcılar, dengeleyiciler, silika nanopartiküller ve etanol	Bond fırçası yardımıyla tüm kavite duvarlarına uygulanır ve 5 sn boyunca hava basıncıyla kurutulur. Ardından 10 sn ışıkla polimerize edilir.

3.3 Dişlerin Preparasyon ve Restorasyon Prosedürleri

Kavite preparasyonuna başlanmadan önce (Ultraver D-S Forte; Artikain hidroklorür + Epinefrin HCI) lokal anestezi uygulandı. Kavite preparasyonunun ilk aşamasında, mine dokusunu uzaklaştırmak için elmas frezlerle (Wilofa Diamant, Almanya) su soğutmalı bir aeretör (Kavo, Biberach, Almanya) yardımıyla kaviteler açıldı, çürük lezyonu uzaklaştırmak için tungsten karbit frezler (Meisinger, Düsseldorf, ALMANYA) kullanıldı. Kavite preparasyonu yapılırken minimal invaziv prensipler dikkate alınarak çalışıldı. Pamuk peletler ve tükürük emici yardımıyla izolasyon sağlandı. Sınıf II kavitelerde matriks bandı (Adapt Supercap Matriks, Kerr, USA) ve kamalar (Tor VM, Rusya) yerleştirildi.

3.3.1 Equia Forte Bulk Fill Cam Hibrit Restorasyonların Uygulanması

Üretici önerilerine uygun şekilde; EF (Şekil 7) kapsüllerin arka kısmında bulunan piston parmakla bastırılarak otomatik karıştırıcıya (Şekil 9) (Atlas Health Care Technologies, Bengal, Hindistan) yerleştirilmiş, 10 sn karıştırılmış ve özel kapsül tabancası kullanılarak kaviteye

enjekte edilmiştir. El aletleri ile kondanse edilip majör fissür ve oluklar işlenerek sertleşmesi için üretici önerisine göre 2.5 dakika beklenmiştir. Artikülasyon kağıdı ile oklüzyon kontrolü yapılarak fazlalıklar su soğutması altında elmas bitirme frezleri (Dimei, Anyang, Henan, China) ve arkansas taşı (Dien Fong White Stones, Shenzhen, China) ile giderilmiş; kompozit polisaj lastikleri (Dien Fong Silicon Rubber Polisher, Shenzhen, China) ile cila ve parlatma yapılmıştır. Yüzeydeki artıklar su ile uzaklaştırılıp hava ile kurutulduktan sonra ince uçlu aplikatör yardımıyla Equia Forte Coat (Şekil 8) yüzey örtücü materyal restorasyon yüzeyine uygulanmış ve 1000 mW/cm² gücünde LED ışık cihazı (Valo Cordless, Utah, ABD) ile 20 sn polimerize edilmiştir.



Şekil 7. Equia Forte



Şekil 8. Equia forte coat

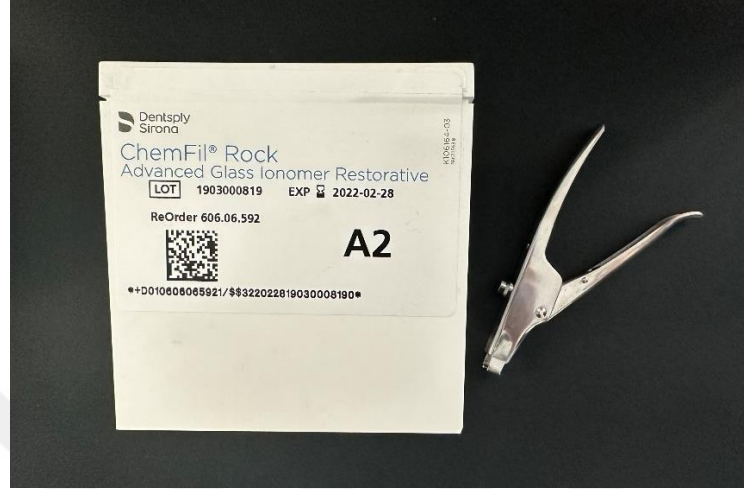


Şekil 9. CapsMix-x amalgamatör

3.3.2 Chemfil Rock Bulk Fill Cam İonomer Kapsül Uygulanması

CR (Şekil 10) kapsüller arka kısmında bulunan piston parmakla bastırılarak otomatik karıştırıcıya (Şekil 9) yerleştirilmiş, 15 sn karıştırılmış ve özel kapsül tabancasına yerleştirilerek

kaviteye enjekte edilmiştir. El aletleri ile kondanse edilip işlenerek sertleşmesi için beklenmiştir. Artikülasyon kâğıdı ile oklüzyon kontrolü yapılarak fazlalıklar su soğutması altında elmas bitirme frezleri ve arkansas taşı ile giderilmiş; kompozit polisaj lastikleri ile cila ve parlatma yapılmıştır.



Şekil 10. Chemfil Rock

3.3.3 Sonic Fill 2 Bulk Fill Kompozit Uygulanması

Tek şişe universal bir adeziv sistem (Şekil 12) üretici firmanın talimatları uygun olarak hazırlanan kaviteye uygulandı. Bulk-fil kompozit (Şekil 11) (SonicFil 2, KERR, ABD), ‘SonicFill Sistem’ (Kawo SonicFill Sistem, KERR, ABD) adı verilen ve ünite entegre edilen bir materyal yardımıyla 4-5 mm kalınlığında kaviteye yerleştirildi ve 20 saniye boyunca LED ışık cihazı ile polimerize edildi. Elmas bitirme frezleri ve arkansas taşı ile fazlalıklar giderilmiş; kompozit polisaj lastikleri ile cila ve parlatma yapılmıştır. Ardından oklüzyon kontrolü de yapılarak restorasyon tamamlandı.



Şekil 11. Sonic fil 2 sistem



Şekil 12. Ambar Universal Bond

3.4 Klinik Değerlendirme

Restorasyonların klinik değerlendirilmesi iki bağımsız hekim tarafından başlangıç (1 hafta), 6. ay ve 18. ayda yapılmıştır. Modifiye FDI kriterlerine göre retansiyon, kenar uyumu, marjinal renklenme, renk uygunluğu, sekonder çürük ve postoperatif hassasiyet olmak üzere altı farklı kriter değerlendirilerek skorlanmıştır (Tablo 3). Klinik değerlendirmeler reflektör ışığı altında ayna, sond ve ağız içi fotoğraflar kullanılarak yapılmıştır.

Radyografik değerlendirmeler 6. ve 18. aylarda periapikal radyograflar alınarak yapılmıştır. Radyografik değerlendirmelerde periapikal lezyon varlığı, sekonder çürük ve komşu dişlerle uyum kontrol edilmiştir.

Değerlendirmeyi yapan hekimler hangi dişe hangi restoratif materyalin uygulandığından habersizdi. Değerlendirmeden önce kalibre edilen hekimler arasında en az %85'lik uyum sağlanmıştır. Değerlendirme sonrası hekimler arasında farklılık mevcutsa hasta ayrılmadan ortak bir karara bağlanarak skorlar kaydedilmiştir.



Tablo 3. Modifiye FDI Kriterleri

	Fonksiyonel Özellikler		Biyolojik Özellikler		Estetik Özellikler	
	Retansiyon ve Kırık	Kenar Uyum	Sekonder Çürük	Postoperatif Hassasiyet	Renk Uyum	Marjinal Renklenme
1.Klinik muayenede çok başarılı	Retansiyon mükemmel	Kenar sınırları mükemmel	Çürük yok	Hassasiyet yok	Renk uyumu mükemmel	Yüzey ve marjinal kenarda renklenme yok.
2.Klinik muayenede başarılı (cildan sonra çok iyi).	Küçük çatlaklar	Polisaj ile düzeltilebilen küçük düzensizlikler	Lokalize demineralizasyon alanı	Kısa süren hassasiyet	Küçük renk uyumsuzlukları	Küçük renklenmeler (polisajla giderilebilir)
3.Klinik muayenede yeterli (küçük eksiklikler).	İki veya daha fazla çatlak şeklinde kırıklar	Düzeltilemeyen küçük marjinal düzensizlikler	Daha geniş demineralizasyon alanı (tedavi ihtiyacı yok)	Orta seviyeli hassasiyet	Belirgin renk farklılıkları (klinik olarak kabul edilebilir)	Orta düzeyde renklenme (estetik olarak kabul edilemez)
4.Klinik muayenede yetersiz (koruyucu amaçlı değiştirilmeli).	Aproksimal kontağı içerisine alan kırıklar (restorasyon tamir edilmeli)	Birden çok marjinal kırıklar (tamir gerekli)	Kavitasyon oluşmuş (tamir yeterli)	Aşırı hassasiyet	Belirgin renk uyumsuzluğu (tamir ile düzeltilebilir)	İleri seviye renklenme (restorasyonda değişiklik yapılmalı)
5. Klinik muayenede başarısız (yenilenmesi gerekli).	Restorasyonun kaybı	Marjinalde büyük açıklıklar (restorasyon değiştirilmeli)	Derin çürük (restorasyon değiştirilmeli)	Şiddetli, akut pulpitis	Kabul edilemez (restorasyon yenilenmeli)	Yaygın renklenme (restorasyon değiştirilmeli)

3.5 İstatistiksel Analiz

Yapılan restorasyonları değerlendiren iki bağımsız hekim arasındaki uyumu değerlendirmek için Kohen kappa istatistiği kullanıldı. Tüm zaman dilimlerinde restoratif materyaller arasındaki farklılıkları analiz etmek için Ki-kare ve Fischer testi kullanılmıştır. Materyallerde zamanın etkisini analiz etmek için ise Mc Nemar testi kullanılmıştır. Yapılan testlerde sonuçlar yorumlanırken anlamlılık düzeyi 0.05 olarak belirlendi. Çalışmada toplanan veriler istatistiksel analiz programı SPSS 22.0 (SPSS; Chicago, IL, ABD) kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

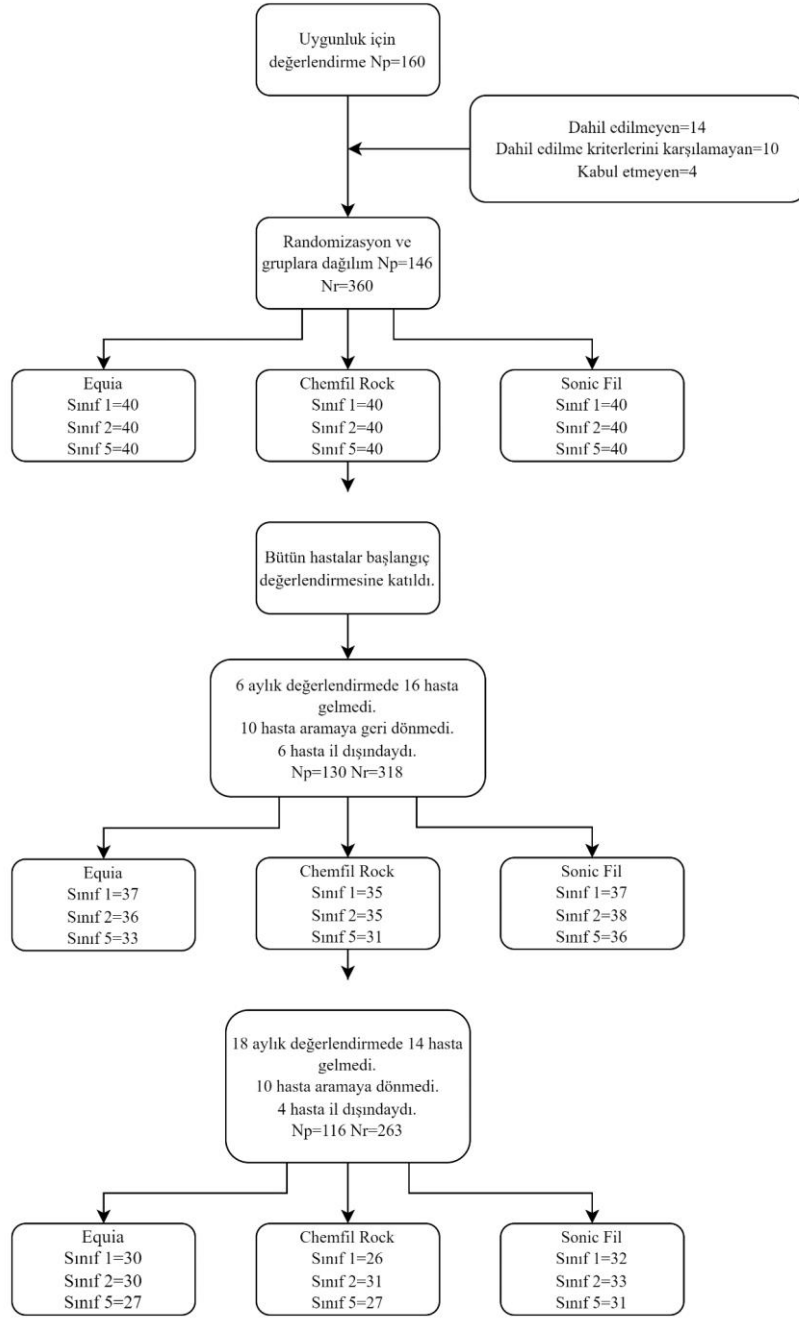


4. BULGULAR

Bu çalışmada 146 hastada 3 farklı restoratif materyalle 360 restorasyon yapılmıştır. Fakat 18 ay sonunda 30 hasta takibe gelmemiştir. 18 ay sonunda 116 hastada 267 restorasyon değerlendirildi. Çalışmaya katılan bireylerin değerlendirmesi 1 hafta, 6 ve 18 ay sonra yapılmıştır. İncelenen restorasyon sayısının randevulara göre dağılımını gösteren akış diagramı Şekil 13. de (Consort diagram) gösterilmiştir. Restorasyonların dişlerin tipine ve çenelere göre dağılımı Tablo 4 de gösterilmiştir.

Tablo 4. Yapılan restorasyonların dağılımı

Restoratif materyal	Üst çene		Alt çene		Toplam
	Premolar	Molar	Premolar	Molar	
EF	4 (Sınıf I)	9 (Sınıf I)	3 (Sınıf I)	14 (Sınıf I)	87
	6 (Sınıf II)	9 (Sınıf II)	3 (Sınıf II)	12 (Sınıf II)	
	6 (Sınıf V)	5 (Sınıf V)	8 (Sınıf V)	8 (Sınıf V)	
CR	3 (Sınıf I)	9 (Sınıf I)	3 (Sınıf I)	11 (Sınıf I)	84
	8 (Sınıf II)	6 (Sınıf II)	5 (Sınıf II)	12 (Sınıf II)	
	7 (Sınıf V)	7 (Sınıf V)	8 (Sınıf V)	5 (Sınıf V)	
SF	3 (Sınıf I)	14 (Sınıf I)	4 (Sınıf I)	11 (Sınıf I)	96
	12 (Sınıf II)	5 (Sınıf II)	6 (Sınıf II)	10 (Sınıf II)	
	8 (Sınıf V)	8 (Sınıf V)	10 (Sınıf V)	5 (Sınıf V)	
Toplam	57	72	50	88	267



Şekil 13. Consort Diagramı

Restoratif materyallerin klinik bulguları Tablo 5-12’de gösterilmiştir.

Tablo 5. Sınıf I restorasyonların uygulanan materyallere göre dağılımı (yüzdesi)

Kriter	Başlangıç				6.Ay			18.Ay		
		EF	CR	SF	EF	CR	SF	EF	CR	SF
Kırık ve Retansiyon	1	40(100)	40(100)	40(100)	37(100)	35(100)	37(100)	29(96.8)	26(100)	32(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	1(3.2)	-	-
Renk Uygunluğu	1	-	-	40(100)	-	-	37(100)	-	-	32(100)
	2	40(100)	-	-	37(100)	-	-	29(100)	-	-
	3	-	40(100)	-	-	35(100)	-	-	26(100)	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Marjinal Renklenme	1	40(100)	40(100)	40(100)	37(100)	35(100)	37(100)	29(100)	26(100)	32(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Kenar Uyumu	1	40(100)	40(100)	40(100)	37(100)	35(100)	37(100)	29(100)	26(100)	32(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Sekonder Çürük	1	40(100)	40(100)	40(100)	37(100)	35(100)	37(100)	29(100)	26(100)	32(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Post-op Hassasiyet	1	40(100)	40(100)	37(90.6)	37(100)	35(100)	37(100)	29(100)	26(100)	32(100)
	2	-	-	3(9.1)	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Tablo 6. Sınıf II restorasyonların uygulanan materyallere göre dağılımı (yüzdesi)

Kriter		Başlangıç			6.Ay			18.Ay		
		EF	CR	SF	EF	CR	SF	EF	CR	SF
Kırık ve Retansiyon	1	40(100)	40(100)	40(100)	36(100)	35(100)	38(100)	27(90.3)	30(96.9)	33(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	1(3.2)	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	2(6.5)	1(3.1)	-
Renk Uygunluğu	1	-	-	40(100)	-	-	38(100)	-	-	33(100)
	2	40(100)	-	-	36(100)	-	-	28(100)	-	-
	3	-	40(100)	-	-	35(100)	-	-	30(100)	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Marjinal Renklenme	1	40(100)	40(100)	40(100)	36(100)	35(100)	38(100)	27(90.3)	30(100)	33(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	1(3.2)	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Kenar Uyumu	1	40(100)	40(100)	40(100)	36(100)	35(100)	38(100)	27(96.8)	30(100)	33(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	1(3.2)	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Sekonder Çürük	1	40(100)	40(100)	40(100)	36(100)	35(100)	38(100)	28(100)	30(100)	33(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Post-op Hassasiyet	1	40(100)	40(100)	40(100)	36(100)	35(100)	38(100)	28(100)	30(100)	33(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Tablo 7. Sınıf V restorasyonların uygulanan materyallere göre dağılımı (yüzdesi)

Kriter		Başlangıç			6.Ay			18.Ay		
		EF	CR	SF	EF	CR	SF	EF	CR	SF
Kırık ve Retansiyon	1	40(100)	40(100)	40(100)	33(100)	31(100)	36(100)	26(96.4)	27(100)	31(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	1(3.6)	-	-
Renk Uygunluğu	1	-	-	40(100)	-	-	36(100)	-	-	31(100)
	2	40(100)	-	-	33(100)	-	-	26(100)	-	-
	3	-	40(100)	-	-	31(100)	-	-	27(100)	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Marjinal Renklenme	1	40(100)	40(100)	40(100)	33(100)	31(100)	36(100)	26(100)	27(100)	31(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Kenar Uyumu	1	40(100)	40(100)	40(100)	33(100)	31(100)	36(100)	26(100)	27(100)	31(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Sekonder Çürük	1	40(100)	40(100)	40(100)	33(100)	31(100)	36(100)	26(100)	27(100)	31(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Post-op Hassasiyet	1	40(100)	40(100)	40(100)	33(100)	31(100)	36(100)	26(100)	28(100)	31(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Tablo 8. EF restorasyonların farklı kavite tiplerine göre dağılımları (yüzdesi)

Kriter	Başlangıç				6.Ay			18.Ay		
		Sınıf I	Sınıf II	Sınıf V	Sınıf I	Sınıf II	Sınıf V	Sınıf I	Sınıf II	Sınıf V
Kırık ve Retansiyon	1	40(100)	40(100)	40(100)	37(100)	36(100)	33(100)	29(96.8)	27(90.3)	26(96.4)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	1(3.2)	-
	5	-	-	-	-	-	-	1(3.2)	2(6.5)	1(3.6)
Renk Uygunluğu	1	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	2	40(100)	40(100)	40(100)	37(100)	36(100)	33(100)	29(100)	28(100)	26(100)
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Marjinal Renklenme	1	40(100)	40(100)	40(100)	37(100)	36(100)	33(100)	29(100)	27(90.3)	26(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	1(3.2)	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Kenar Uyumu	1	40(100)	40(100)	40(100)	37(100)	36(100)	33(100)	29(100)	27(90.3)	26(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	1(3.2)	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Sekonder Çürük	1	40(100)	40(100)	40(100)	37(100)	36(100)	33(100)	29(100)	28(100)	26(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Post-op Hassasiyet	1	40(100)	40(100)	40(100)	37(100)	36(100)	33(100)	29(100)	28(100)	26(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Tablo 9. CR restorasyonların farklı kavite tiplerine göre dağılımları(yüzdesi)

Kriter		Başlangıç			6.Ay			18.Ay		
		Sınıf I	Sınıf II	Sınıf V	Sınıf I	Sınıf II	Sınıf V	Sınıf I	Sınıf II	Sınıf V
Kırık ve Retansiyon	1	40(100)	40(100)	40(100)	35(100)	35(100)	31(100)	26(100)	30(96.9)	27(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	1(3.1)	-
Renk Uygunluğu	1	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	40(100)	40(100)	40(100)	35(100)	35(100)	31(100)	26(100)	30(100)	27(100)
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Marjinal Renklenme	1	40(100)	40(100)	40(100)	35(100)	35(100)	31(100)	26(100)	30(100)	27(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Kenar Uyumu	1	40(100)	40(100)	40(100)	35(100)	35(100)	31(100)	26(100)	30(100)	27(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Sekonder Çürük	1	40(100)	40(100)	40(100)	35(100)	35(100)	31(100)	26(100)	30(100)	27(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Post-op Hassasiyet	1	40(100)	40(100)	40(100)	35(100)	35(100)	31(100)	26(100)	30(100)	27(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Tablo 10. SF restorasyonların farklı kavite tiplerine göre dağılımları (yüzdesi)

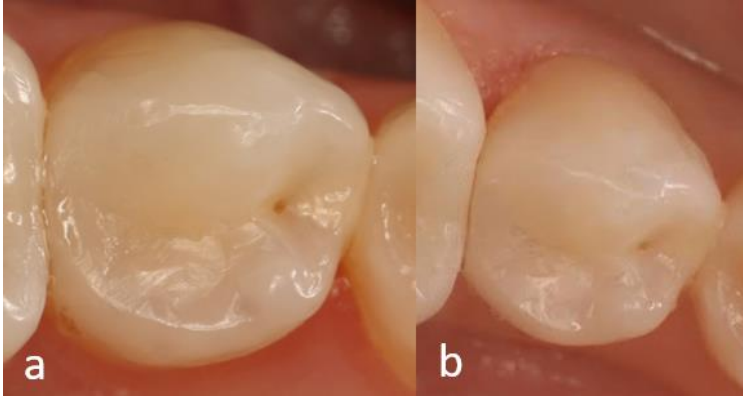
Kriter		Başlangıç			6.Ay			18.Ay		
		Sınıf I	Sınıf II	Sınıf V	Sınıf I	Sınıf II	Sınıf V	Sınıf I	Sınıf II	Sınıf V
Kırık ve Retansiyon	1	40(100)	40(100)	40(100)	37(100)	38(100)	36(100)	32(100)	33(100)	31(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Renk Uygunluğu	1	40(100)	40(100)	40(100)	37(100)	38(100)	36(100)	32(100)	33(100)	31(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Marjinal Renklenme	1	40(100)	40(100)	40(100)	37(100)	38(100)	36(100)	32(100)	33(100)	31(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Kenar Uyumu	1	40(100)	40(100)	40(100)	37(100)	38(100)	36(100)	32(100)	33(100)	31(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Sekonder Çürük	1	40(100)	40(100)	40(100)	37(100)	38(100)	36(100)	32(100)	33(100)	31(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Post-op Hassasiyet	1	37(90.6)	40(100)	40(100)	37(100)	38(100)	36(100)	32(100)	33(100)	31(100)
	2	3(9.1)	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Tablo 11. Tüm kavite tiplerinin farklı materyallere göre dağılımları (yüzdesi)

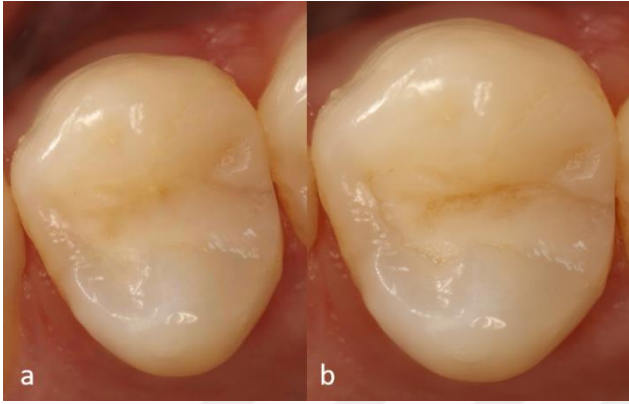
Kriter	Başlangıç			6.Ay			18.Ay			
	EF	CR	SF	EF	CR	SF	EF	CR	SF	
Kırık ve Retansiyon	1	120(100)	120(100)	120(100)	106(100)	101(100)	111(100)	82(94.2)	83(98.8)	96(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	1(1.1)	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	4(4.7)	1(1.2)	-
Renk Uygunluğu	1	-	-	120(100)	-	-	111(100)	-	-	96(100)
	2	120(100)	-	-	106(100)	-	-	83(100)	-	-
	3	-	120(100)	-	-	101(100)	-	-	83(100)	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Marjinal Renklenme	1	120(100)	120(100)	120(100)	106(100)	101(100)	111(100)	82(98.7)	83(100)	96(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	1(1.3)	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Kenar Uyumu	1	120(100)	120(100)	120(100)	106(100)	101(100)	111(100)	82(98.7)	83(100)	96(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	1(1.3)	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Sekonder Çürük	1	120(100)	120(100)	120(100)	106(100)	101(100)	111(100)	83(100)	83(100)	96(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Post-op Hassasiyet	1	120(100)	120(100)	117(97.5)	106(100)	101(100)	111(100)	83(100)	83(100)	96(100)
	2	-	-	3(2.5)	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Tablo 12. Tüm materyallerin farklı kavite tiplerine göre dağılımları (yüzdesi)

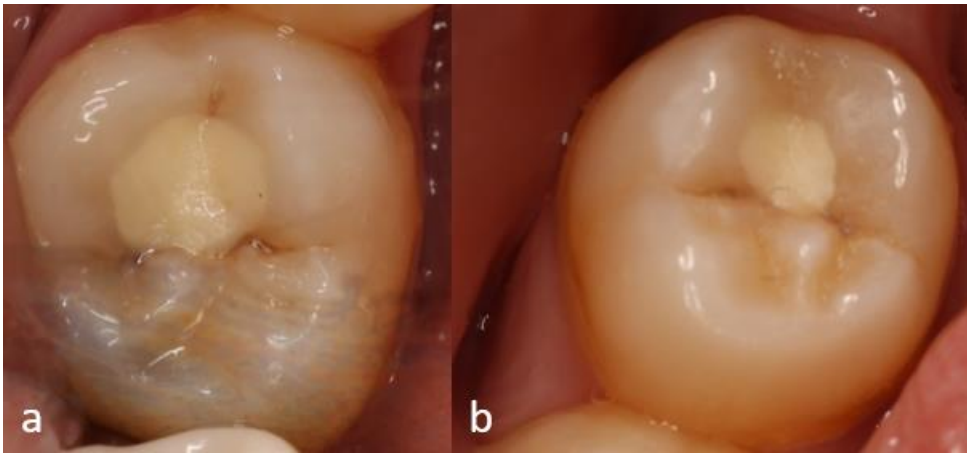
Kriter		Başlangıç			6.Ay			18.Ay		
		Sınıf I	Sınıf II	Sınıf V	Sınıf I	Sınıf II	Sınıf V	Sınıf I	Sınıf II	Sınıf V
Kırık ve Retansiyon	1	120(100)	120(100)	120(100)	109(100)	109(100)	100(100)	87(98.8)	90(95.7)	84(98.8)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	1(1.2)	-
	5	-	-	-	-	-	-	1(1.2)	3(3.1)	1(1.2)
Renk Uygunluğu	1	40(33)	40(33)	40(33)	37(33.9)	38(34.8)	36(36)	32(36.3)	33(36.4)	31(36.4)
	2	40(33)	40(33)	40(33)	35(32.1)	36(33)	33(33)	29(32.9)	28(30.5)	26(30.9)
	3	40(33)	40(33)	40(33)	37(33.9)	35(32.2)	31(31)	26(29.5)	30(33.1)	27(32.7)
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Marjinal Renklenme	1	120(100)	120(100)	120(100)	109(100)	109(100)	100(100)	88(100)	93(98.9)	85(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	1(1.1)	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Kenar Uyumu	1	120(100)	120(100)	120(100)	109(100)	109(100)	100(100)	88(100)	93(98.9)	85(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	1(1.1)	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Sekonder Çürük	1	120(100)	120(100)	120(100)	109(100)	109(100)	100(100)	88(100)	94(100)	85(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Post-op Hassasiyet	1	117(97.5)	120(100)	120(100)	109(100)	109(100)	100(100)	88(100)	94(100)	85(100)
	2	3(2.5)	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-



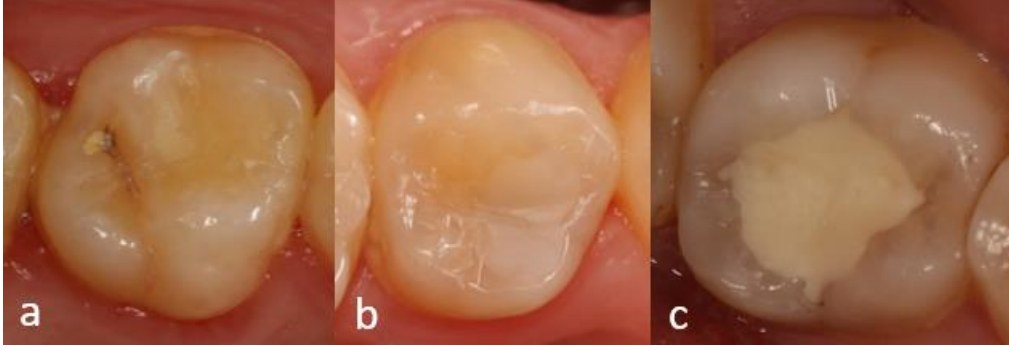
Şekil 14. SF ile yapılan restorasyonun başlangıç (a) ve 18 ay (b) takip fotoğrafları



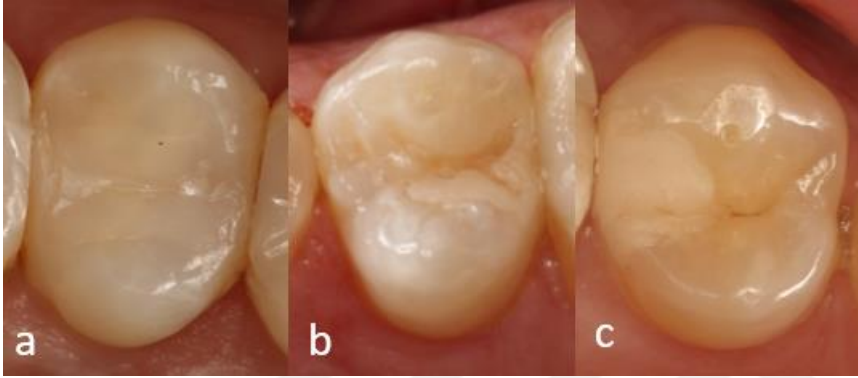
Şekil 15. EF ile yapılan restorasyonların başlangıç (a) ve 18 ay (b) takip fotoğrafları



Şekil 16. CR ile yapılan restorasyonun başlangıç (a) ve 18 ay (b) takip fotoğrafları



Şekil 17. Sınıf I kavitede SF (a), EF (b) ve CR (c) materyallerin 18 ay takip fotoğrafları



Şekil 18. Sınıf II kavitede SF (a), EF (b) ve CR (c) materyallerin 18 ay takip fotoğrafları



Şekil 19. Sınıf V kavitede SF (a), EF (b) ve CR (c) materyallerin 18 ay takip fotoğrafları

4.1 Retansiyon ve Kırık

Başlangıç ve 6 aylık takiplerde restorasyonların hiçbirinde retansiyon kaybı veya kırık görülmemiştir. 18 aylık takiplerde ise sınıf I kavitelere EF grubunda bir (%3.2) restorasyon düşmüştür (Tablo 5), sınıf I CR ve SF grubunda ise retansiyon kaybı veya kırık görülmemiştir. Sınıf II kavitelere EF grubunda iki (%6.5) restorasyon düşmüş bir (%3.2) restorasyonda ise kırık görülmüştür (Tablo 6). Sınıf II CR grubunda da bir (%3.1) restorasyonda kayıp

görülmüştür (Tablo 6). SF grubunda ise kayıp görülmemiştir. Sınıf V kaviteelerde sadece EF grubunda bir (%3.6) restorasyonda kayıp görülmüş, CR veya SF grubunda ise retansiyon kaybı veya kırık görülmemiştir (Tablo 7). Toplamda EF grubundaki restorasyonlar kırık ve retansiyon açısından diğer materyallerden önemli derecede farklılık gösterdi ($p = 0.024$) (Tablo 11).

4.2 Renk Uygunluğu

Tüm kavite ve materyal gruplarında başlangıç ve 18 ay takiplerinde renk değişikliği görülmemiştir (Tablo 11). EF ve CR restorasyonlarda diş ile dolgu materyali arasında başlangıçtan itibaren renk uyumu önemli derecede farklılık göstermiştir ($p < 0.001$). Estetik olarak yüksek viskoziteli cam iyonomer siman grupları kompozit grubuna kıyasla daha başarısız bulunmuştur. CR ile dişler arasında belirgin renk farklılıkları gözlemlendi.

4.3 Marjinal Renklenme

Tüm kavite ve materyal gruplarında başlangıç, 6 aylık takiplerde marjinal renklenme görülmemiştir (Tablo 11). 18 aylık takiplerde sınıf II EF grubunda bir (%3.2) restorasyonda marjinal renklenme görülmüştür (Tablo 8).

4.4 Kenar Uyumu

Tüm kavite ve materyal gruplarında başlangıç ve 6 ay ay takiplerinde kenar uyumunda bozulma görülmemiştir. 18 ay takiplerinde sınıf II EF grubunda bir (%3.2) restorasyonda kenar uyumunda bozulma görülmüştür (Tablo 6). CR ve SF grubunda ise bozulma görülmemiştir.

4.5 Postoperatif Hassasiyet

Başlangıç, 6 ay ve 18 aylık takiplerde EF ve CR grubunda postoperatif hassasiyet görülmemiştir. Başlangıç takiplerinde ise sınıf I SF grubunda üç (%9.1) restorasyonda postoperatif hassasiyet görülmüş, 6 ay ve 18 aylık takiplerde ise postoperatif hassasiyet görülmemiştir (Tablo 5).

4.6 Sekonder Çürük

Tüm kavite ve materyal gruplarında klinik ve radyografik muayene sonunda başlangıç, 6 ay ve 18 aylık takiplerde sekonder çürük görülmemiştir (Tablo 11).

5. TARTIŞMA

Son yıllarda restoratif diş hekimliğinde bilimsel araştırmalar ve teknolojik gelişmelerle birlikte birçok yeni materyal piyasaya sürülmüştür. Amalgam gibi restoratif materyaller zamanla yerini daha konservatif kavite preparasyonu gerektiren ve daha estetik diş renginde materyallere bırakmıştır. Daimî diş restorasyonu için kompozit, amalgam ve cam iyonomer siman olmak üzere üç farklı seçenek mevcuttur. Günümüzde klinisyen ve hastalar, amalgam restorasyon yerine diş renginde daha estetik materyalleri tercih etmektedir ¹⁶². Ayrıca amalgam restorasyonların konservatif olamaması, toksisitesi, adezyon eksikliği ve marjinal sızdırmazlık problemleri nedeniyle klinik kullanımını büyük oranda azalmıştır ¹⁶³. Kompozit restorasyonlar konservatif kavite preparasyonu gerektirmesi, mine ve dentinde mikromekanik bağlantı sağlaması ve estetik restorasyonlar olması sayesinde hem anterior hem de posterior kavitelerde sıklıkla kullanılmaktadır ¹⁶⁴. Buna ek olarak kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesi ve diş dokuları ile bağlanmak için yüzey işlemlerine ihtiyaç duyması gibi dezavantajları bulunmaktadır ¹⁶².

Kompozit rezinlerde polimerizasyon büzülmesini ve stresi azaltmak için tabakalama tekniği tavsiye edilir ¹⁶⁵. Ancak kompozit rezin tabakalama tekniğiyle uygulandığında; boşluk kalma olasılığı, kontaminasyon ve tedavi süresinde uzama gibi dezavantajlar meydana gelmektedir ¹⁶⁶. Son yıllarda kompozit rezinlerdeki gelişmeler sonucu, monomer kimyasında değişiklik, ışık geçirgenliğinin artması ve doldurucu materyallerdeki gelişmelerle birlikte bulk fil rezin kompozitler piyasaya çıkmıştır. Bulk fil rezin kompozitlerle birlikte polimerizasyon derinliği arttırılmış, büzülme stresi azaltılmış ve tabakalama tekniğine de gereksinim azalmıştır ¹⁶⁶.

Cam iyonomer simanların bonding ajanlara ihtiyaç duymaması, kompozit gibi rezin bazlı materyallerde ışıkla polimerizasyon sırasında oluşan polimerizasyon büzülmesini elimine etmesi, adezyonun zor sağlandığı bölgelerde kolay uygulanabilmesi ve flor salımı gibi avantajların yanında mekanik özelliklerinin ise yetersizliği bildirilmiştir ¹⁶⁷.

Geleneksel cam iyonomer simanların zayıf mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar piyasaya sürülmüştür. EF ve CR gibi yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar elde karıştırılan cam iyonomer simanlara kıyasla çapraz gerilme, bükülme ve basınç dayanıklılığının daha yüksek olduğu bildirilmiştir ¹⁶⁸. Son zamanlarda cam iyonomer restorasyonların bitim safhasında yüzey örtücü materyallerin kullanılması tavsiye edilmektedir. Bu materyallerin sertleşme reaksiyonu sırasında restorasyonun su ve tükürük ile temasını en aza indirerek materyalin mekanik özelliklerini geliştirdiği bildirilmektedir ¹⁶⁹. Ayrıca yüzeydeki boşlukları azalttığı ve renklenmeyi önlediği

de bildirilmiştir ¹⁷⁰. Ancak yüzey örtücülerin cam iyonomer restorasyonlar üzerine etkisi hakkında literatürde sınırlı bilgi bulunmaktadır. Mevcut çalışmada EF ile restore edilen dişlere yüzey örtücü uygulanmış, CR ile restore edilen dişlerde ise yüzey örtücü uygulanmamıştır.

Retansiyon kriteri değerlendirilirken restorasyon yerinde, kırık veya tamamen kayıp olup olmamasına bakıldı. Restorasyonda veya diş yapısında yanlış kavite dizaynı ve adezyondaki başarısızlık nedeni ile kayıp oluşabilir. Retansiyon restoratif materyalin klinik başarısını gösteren en güvenilir işaretlerden biridir ¹⁷¹. ADA (American Dental Association) bir materyalin klinik olarak başarılı sayılabilmesi için 18 ay sonunda retansiyon oranının en az %90 olması gerektiğini bildirmektedir ¹⁷².

Mevcut çalışmada sınıf I kavitelerde EF ile yapılan restorasyonlarda 18 ay sonunda bir kayıp görülmüştür. CR ve SF grubunda kayıp görülmemiştir. Sınıf II kavitelerde ise EF restorasyonlarda iki, CR restorasyonlarda ise bir kayıp görülmüştür. SF restorasyonlarda herhangi bir kayıp görülmemiştir. Sınıf V kavitelerde EF ile yapılan restorasyonlarda bir kayıp görülmüştür. CR ve SF restorasyonlarda ise kayıp görülmemiştir.

Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlardaki kayıpların nedeni olarak erken dönem su ve tükürükle kontamine olması gösterilebilir. Cam iyonomer restorasyonlara su ve tükürük teması mekanik özelliklerini zayıflatarak aşınmasını kolaylaştırırken, restorasyon yüzeyinde de çatlak oluşmasına neden olduğu bildirilmiştir ^{173,174}. Sınıf II kavitelerde yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların matriks bandına kimyasal bağlandığı ve matriks bandı çıkarılırken siman yapısında çatlak oluşturarak retansiyon kaybına neden olabileceği de bildirilmektedir ¹⁶⁷. Ayrıca kötü oral hijyenin restorasyon yüzeyinde bakteriyel biyofilm oluşturarak retansiyonunu olumsuz etkileyebileceği belirtilmektedir ¹⁶⁷.

Mevcut çalışmada CR materyaller retansiyon açısından EF materyallere göre daha başarılı bulunmuştur. Bunun sebebi CR materyalin kimyasal yapısındaki farklılık ve çinko takviyesi olabilir. Yapılan bir çalışmada CR 'nin sahip olduğu daha homojen ve küçük çaplı cam partiküllerin mekanik özelliklerini geliştirdiği bildirilmiştir ¹⁷⁵. Ayrıca çinko takviyesinin cam iyonomer simanların erken dönem sertleşme reaksiyonunu hızlandırarak nemden daha az etkilenmesini sağladığı bildirilmiştir ^{176,177}. EF materyallerdeki başarısızlığın nedeni olarak kötü oral hijyene bağlı restorasyon yüzeyinde oluşan bakteriyel biofilm de gösterilebilir. Farklı restoratif materyallerin bakteriyel biofilm tutuculuğunun karşılaştırıldığı bir çalışmada EF materyallerin diğer malzemelere kıyasla daha fazla biofilm oluşturduğu gösterilmiştir ¹⁷⁸. EF restorasyonlarda materyalin erken dönem su ve tükürükle temasını önlemek ve yüzeydeki boşlukları doldurmak için yüzey örtücü uygulanmıştır. Buna rağmen yüzey örtücü kullanılmayan CR materyallere göre retansiyon açısından daha başarısız bulunmuştur. Bu

durum yüzey örtücü kullanımına kıyasla materyal içeriğindeki partiküllerin ve kimyasal yapısının daha önemli olduğunu düşündürebilir. Yüzey örtücülerle ilgili literatürde hala yeterli bilgi bulunmamaktadır.

EF restorasyonlarda çürük temizlendikten sonra “Cavity Conditioner” uygulanmıştır. Poliakrilik asit içerikli bu ajanlar restorasyon öncesi smear tabakasını kaldırması, iyon değişimine yardımcı olması ve yüzey enerjisini artırarak bağlanma dayanımının artmasını sağlamaktadır¹⁷⁹. Ayrıca dentin tübüllerini açmakta ve hibrit tabakanın oluşumunu sağlayan mikro porözitelerin açığa çıkmasına sebep olmaktadır¹⁸⁰. Yapılan bir araştırmada kavite düzenleyici ajanların bağlanma dayanımını artırdığı ancak uzun dönemli çalışmalara ihtiyaç olduğunu bildirilmiştir¹⁸¹. Başka bir güncel çalışmada ise kavite temizleyici ajan kullanılan ve kullanılmayan örneklerin bağlanma dayanımı incelenmiş ve gruplar arasında farklılık gözlemlenmemiştir¹⁸². Mevcut çalışmada sadece EF grubunda kullanılması ve EF ile CR arasındaki kimyasal yapının farklı olması nedeniyle kesin bir değerlendirme yapmak güçtür. Literatürde de bu ajanların başarısı hakkında kesin bilgi bulunmamaktadır.

Bayraktar ve arkadaşlarının yapmış olduğu 1 yıl takipli bulk fil kompozitlerin karşılaştırıldığı klinik çalışmada 12 ay sonunda SF restorasyonlarda kayıp gözlenmemiştir¹⁶⁶. 6 yıl takipli başka bir klinik çalışmada kompozit ve EF sınıf I ve sınıf II kavitelere uygulanmış ve 6 yıl sonunda iki restorasyon kaybı görülmüştür¹⁸³. Ceyhan ve arkadaşlarının yaptığı 1 yıl takipli klinik çalışmada CR %86 oranında sağ kalım göstermiştir¹⁸⁴. Sınıf II kavitelere EF ve iki farklı kompozit restorasyonun karşılaştırıldığı bir çalışmada anatomik form ve retansiyon kriterlerinde kompozit restorasyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmezken, EF ile yapılan restorasyonlar daha başarısız bulunmuştur¹⁸⁵.

Hatırlı ve arkadaşları sınıf I kavileri EF ve kompozit rezin ile restore ederek 2 yıl süre ile FDI kriterlerine göre takip etmişlerdir. 2 yıl sonunda kompozit restorasyonlar %100 başarılı bulunurken, EF restorasyonların başarı oranı %96 olarak bulunmuştur. 2 yıl sonunda EF grubunda iki restorasyon retansiyon kaybına bağlı “kabul edilemez” olarak skorlanmıştır. Yüksek viskoziteli cam iyonomer materyallerin kompozitlere kıyasla klinik olarak kabul edilebilir bir alternatif olduğunu belirtmişlerdir¹⁸⁶. Başka bir çalışmada sınıf I kavitelere uygulanan EF restorasyonların retansiyon kriteri açısından 4 yıl sonunda mükemmel klinik performans gösterdiği bildirilmiştir¹⁸. Literatür göz önüne alındığında, EF sistemler anatomik form ve retansiyon açısından sınıf II kavitelere sınıf I kavitelere göre daha çok başarısızlık göstermiştir. Sınıf II kavitelere görülen arayüz kırıklarının nedeni olarak ise restorasyon sonrası yüzeye uygulanan rezin örtücünün arayüzeye ulaşamaması olarak gösterilmiştir.

Renk uyumu kriterleri, restorasyon ile diş renginin uyumlu olup olmadığını belirten kriterlerdir. Restorasyonlarda renk değişikliği en sık karşılaşılan problemlerden biridir. Literatürdeki çalışmalar kompozit rezinlerin cam iyonomer restorasyonlara kıyasla daha iyi renk uyumu gösterdiğini bildirmektedir ^{15,187}. EF restorasyonlara uygulanan yüzey örtücü materyallerin renk değişikliğini önemli oranda azalttığı bildirilmektedir¹⁸⁸. 5 yıl içinde cam iyonomerin olgunlaşmasına bağlı restorasyonların renk uyumunun arttığını bildiren çalışmalar vardır ¹⁸⁹. Tam tersini bildiren başka bir çalışma ise 6 yıl sonra cam iyonomer restorasyonların renk uyumunda %25 düşüş bildirmektedir ¹⁸⁷. Bu açıdan literatürdeki bilgiler çelişkili sonuçlar vermektedir.

Akalın ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada SF restorasyonlar renk uyumu açısından başarılı bulunmuştur ¹⁹⁰. Gürkan ve arkadaşlarının yaptığı 6 yıl takipli klinik çalışmada ise renk uyumu açısından kompozit %95 ve EF ise %86 oranında başarılı bulunmuştur ¹⁸³.

Sunulan çalışmamızda tüm kavitelere ve materyallerde renk uyumu açısından başlangıç ve 18 ay takip sonrasında değişim görülmemiştir. Ancak yüksek viskoziteli cam iyonomer siman restorasyonlarda diş ile restorasyon arasında estetik olarak farklılık görülmüştür. Geleneksel cam iyonomer simanlara kıyasla daha fazla saydamlığa ve renk seçeneğine sahip olan yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar yine de rezin kompozitlere kıyasla daha başarısızdır ¹⁹¹. CR materyallerin EF materyallere göre renk uyumundaki farklılık ise EF materyallere uygulanan yüzey örtücünün renk uyumunu geliştirmesine bağlanabilir ¹⁹². Restorasyonların arka bölgede olması ve hastaları rahatsız etmemesi nedeniyle değiştirilmesine gerek görülmemiştir.

Restorasyon kenarlarında renklenme olup olmaması da önemli kriterlerden biridir. Restorasyonlarda bitim ve polisaj işlemlerinin yetersiz yapılması ve hastanın beslenme alışkanlıkları kavite kenarında renklenmeye neden olabilir. Yapılan çalışmalarda cam iyonomer ve kompozit restorasyonlar benzer sonuçlar vermektedir ¹⁹³. Cam iyonomer simanların düşük marjinal renklenme göstermesi diş ile kimyasal adezyon sağlamasına bağlanmaktadır ¹⁹⁴. Gürkan ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada EF ve kompozit karşılaştırılmış, EF restorasyonlarda üç ve kompozit materyallerde ise yedi restorasyonda kenar renklenmesi görülmüştür. Renk değişikliğinin diş ile restorasyon arasındaki strese bağlı bağlanma bozukluğu nedeniyle oluşabileceği bildirilmiştir ¹⁸³. Bu çalışmada restoratif materyallerin hepsi kenar renklenmesi açısından başarılı bulunmuştur.

Restorasyonlarda kenar uyumu, diş restorasyon birleşim sınırındaki bütünlüğün tam olarak sağlanmasıyla oluşturulur ve restorasyonun klinik ömrünü etkileyen önemli bir

parametredir. Restorasyonlarda kenar uyumunun bozulması değiştirilme nedenleri arasında ilk sıralarda gelmektedir. Kenar uyumu, rezin materyallerde polimerizasyon büzülmesi sonucu kavite duvarı ve restorasyon arasında stres birikimi nedeniyle bozulabilir ¹⁹⁵. Cam iyonmer materyallerin di  yapısına benzer termal genleşme katsayısı ve kimyasal adezyonu asit ataklarına dirençli bir yapı oluşturarak marjinal sızdırmazlık sa lar ¹⁸. Ancak erken dönem su emilimine ba lı kenar uyumu bozulabilir ¹⁹⁶. Restorasyon kenarında boşluk oluşması, okluzal kuvvetler sonucu mikroaralık içerisinde sıvı birikimine ve bunun sonucunda da tübüllerde sıvı hareketine neden olur ¹⁹⁷. Kompozit ve EF restorasyonların 2 yıl takipli bir çalışmasında kompozit ile EF arasında kenar uyumu açısından anlamlı bir fark görülmedi ¹⁹⁸. Gaintantzopoulou ve arkadaşlarının yaptıkları in-vitro çalışmada SF, EF ve rezin modifiye cam iyonmer simanın marjinal uyumlarını sınıf II kavitelere uyguladıkları restorasyonlarda kar ıla tırmı lardır. Çalışma sonunda SF ve EF materyalleri kavite ve marjinal duvarlara adaptasyonu başarılı bulunmuştur ¹⁹⁹. Yine kompozit ve yüksek viskoziteli cam iyonmer simanın sınıf I ve sınıf II kavitelere kar ıla tırıldı ı başka bir çalışmada kenar uyumu açısından anlamlı bir fark gözlemlenmemiştir ¹⁸³. Frield ve arkadaşları EF ile restore edilen 26 sınıf I ve 166 sınıf II kaviteyi 24 ay süreyle de erlendirmi lerdir. Araştırmacılar sınıf I kavitelere marjinal uyumda bozulma g zlemlenmedi ini, sınıf II iki yüzlü kavitelere %1.2 ve sınıf II    yüzlü kavitelere ise %7 oranında marjinal aralanma gözlemlemişlerdir. Araştırmacılar kenar uyumundaki de i ikli i restorasyon boyutlarındaki artış ile ili kilendirmi lerdir ²⁰⁰. Sunulan  alı mamızda literatürdeki çalışmalara paralel olarak tüm materyaller kenar uyumu açısından başarılı bulunmuştur.

Hidrojen iyonlarının di  dokusu ve restorasyon arasındaki mikro boşluklara difüzyonu ile mevcut restorasyon marjinde oluşan çürükler sekonder çürük olarak tanımlanır. Yapılan restorasyonun altında sekonder çürük gelişip gelişmemesi önemli bir kriterdir. Restoratif materyalin bakteri retansiyonu ve plak birikimine neden olması da sekonder   r  e neden olur ²⁰¹. Flor salabilen restoratif materyallerin sekonder çürük oluşumunu azalttığı bildirilmektedir ²⁰². Ayrıca sekonder   r   n restorasyonun de i mesini gerektiren en önemli nedenlerden olduğunu bildiren çalışmalar bulunmaktadır ²⁰³.

Ergin ve arkadaşlarının yapmış olduğu kompozit ve yüksek viskoziteli cam iyonmer simanı kar ıla tırdıkları 36 ay takipli çalışmada, her iki grupta da sekonder   r  e rastlanmamıştır ²⁰⁴. Alkurdi ve arkadaşlarının yapmış olduğu bulk fil kompozitlerin kar ıla tırıldı ı başka bir çalışmada SF restorasyonlar 12 ay sonunda başarılı bulunmuştur ²⁰⁵. T rk n ve arkadaşlarının yapmış olduğu araştırmada iki farklı yüksek viskoziteli cam iyonmer yüzey   rt c ler ile kombine edilerek sınıf I ve sınıf II kavitelere uygulanmıştır. 6 yıl sonunda

herhangi bir grup veya kontrol zamanında sekonder çürük gözlemlenmemiştir. Araştırmacılar bu durumu cam iyonomer simanların flor salınımı ve antikaryojenik etkisi ile açıklamışlardır¹⁹¹. Yapılan başka bir çalışmada Heck ve arkadaşları sınıf II kavitelere uyguladıkları EF restorasyonlarda 6 yıl takip sonunda sekonder çürüğe rastlanmamıştır²⁰⁶. Balkaya ve arkadaşları sınıf II kavitelere yüksek viskoziteli cam iyonomer siman ve iki farklı kompozit rezini 1 yıl süre ile takip etmişlerdir. Çalışmada 1 yıl sonunda hem kompozit grubunda hem de EF grubunda sekonder çürüğe rastlanmamıştır¹⁸⁵.

Mevcut çalışmada literatüre benzer şekilde tüm kavite tiplerinde ve materyallerde herhangi bir kontrol zamanında sekonder çürüğe rastlanmamıştır. Sekonder çürük gelişmesi açısından restorasyonların uzun süreli takip edilmesi gerekir.

Restorasyonların uygulanmasından sonra dişte spontan ya da uyaran sonucu oluşan kısa süreli ağrılar postoperatif hassasiyet olarak tanımlanır. Restorasyonların yerleştirilmesini takiben oluşan hassasiyet adeziv sistemin yeterince uygulanmaması sonucu oluşabileceği gibi restoratif materyalin kendisinden de kaynaklanabilmektedir¹⁹⁷. Birçok çalışma kavite hazırlığı sırasında sıcaklık artışının diş dokularında oluşturduğu hasarın postoperatif hassasiyete neden olabileceğini göstermiştir²⁰⁷. Bunu önlemek için frezlerin düzenli olarak değiştirilmesi ve hafif basınç uygulanması ısı ve basıncı azaltacaktır. Bazı çalışmalar derin kavitelere self-etch adeziv kullanmanın total etch adeziv sistemlere kıyasla daha az postoperatif hassasiyete yol açtığını göstermektedir²⁰⁸. Cam iyonomer restorasyonların ilk sertleşmesi sırasında hafif neme ihtiyacı vardır ve kavite yeterince nemli değilse bu nemi dentin kanallarında bulunan sıvılardan sağlar, bunun sonucunda postoperatif hassasiyet oluşabilir. Postoperatif hassasiyetin subjektif bir bulgu olması ve bireyler arası ağrı eşiğinin farklılık göstermesi hassasiyet kriterinin değerlendirilmesini zorlaştırmaktadır.

Attia ve arkadaşları sınıf I kaviteli daimi yüksek viskoziteli cam iyonomer siman kullanarak restore etmiş ve 1 yıl süre ile takip etmişlerdir. 12 ay sonunda restorasyonlarda postoperatif hassasiyet görülmemiştir²⁰⁹. Kharma ve arkadaşları EF ve rezin kompozitin klinik performansını 9 ay süre ile değerlendirmişlerdir²¹⁰. Postoperatif hassasiyet kriterine göre kompozit restorasyonların iki tanesinde hassasiyet gözlemlenirken, EF ile restore edilen kavitelere hassasiyet gözlemlenmemiştir. Bu durumun rezin kompozitlerde polimerizasyon büzülmesinin neden olduğu yüksek stresten kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir²¹⁰.

Miletic ve arkadaşları 2013 yılında daimi dişlerin restorasyonun da EF kullanarak 12 ay süre ile klinik performansını değerlendirmişlerdir²¹¹. 12 ay sonunda postoperatif hassasiyet kriterine bakıldığında herhangi bir dişte hassasiyet görülmemiştir. Hassasiyet olmamasını cam iyonomer simanların içeriğindeki poliakrilik asitin dentin tübüllerini açmadan smear tabakasını

kaldırması ve kimyasal bağlanarak dentin tübülerini örtmesine bağlamışlardır ²¹¹. Miletic ve arkadaşlarının yaptıkları başka bir çalışmada ise EF ve rezin kompozit sınıf II kaliteli daimî dişlere uygulanmış ve 2 yıl süre ile takip edilmiştir. 2 yıl sonunda materyaller arasında postoperatif hassasiyet açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır ¹⁹⁸.

Sunulan çalışmamızda sınıf II kaviteelerde herhangi bir kontrol zamanında hem bulk fil kompozit hem de yüksek viskoziteli cam iyonomer gruplarında postoperatif hassasiyet görülmemiştir. Sınıf I kaviteelerde ise Sonik fil grubunda başlangıç kontrollerinde üç restorasyonda postoperatif hassasiyet görülmüş ancak 6. ay ve 18. ay kontrollerinde ise hassasiyet görülmemiştir. Kompozit restorasyonlarda postoperatif hassasiyet görülmesi polimerizasyon büzülmesine bağlı oluşan stres veya adeziv sistemin kavite duvarlarına düzgün uygulanmaması sonucu oluşabilir ²¹². Ayrıca sınıf I kaviteelerde hassasiyet görülürken diğer kavite tiplerinde hassasiyet görülmemesi C faktöre bağlanabilir. C faktörün fazla olduğu sınıf I kaviteelerde büzülme stresleri artarak, mikro sızıntı ve postoperatif hassasiyet oluşur ²¹³. Bazı çalışmalar C faktörün yüksek olduğu kaviteelerde tabakalama tekniğinin bulk fil materyallere göre daha fazla bağlanma kuvveti gösterdiğini bildirmektedir ^{165,214}. Sınıf V kaviteelerde ise hem bulk fil kompozit hem de yüksek viskoziteli cam iyonomer siman gruplarında herhangi bir kontrol zamanında postoperatif hassasiyet görülmemiştir.

Mevcut klinik araştırmada elde edilen sonuçlar, kavite tipinin kullanılan materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmadığını gösterdi. Ancak çalışmada kullanılan yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar ve bulk fil kompozit arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık mevcuttu. Bu açıdan çalışmanın başında verilen hipotezlerden; kavite tipi materyal başarısını etkilemeyecektir hipotezi kabul edilirken, restoratif materyaller arasında klinik başarı farkı yoktur hipotezi reddedildi. Günümüzde yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların daimî restorasyon materyali olarak kullanımı önemli derecede ilerleme kaydetmiştir. Kompozit rezinlere kıyasla dişe kimyasal bağlanması, flor salınımı ve kısa uygulama süresi gibi avantajları bu materyallere olan ilgiyi artırmıştır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızda iki farklı yüksek viskoziteli cam iyonomer siman ve bulk fil kompozit kullanılarak restore edilen dişler 18 ay süreyle modifiye FDI kriterlerine göre değerlendirildi. Klinik ve radyografik değerlendirmeler sonucu elde edilen veriler;

- 1- 18 aylık takip sonunda yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar ve bulk fil kompozit materyallerle yapılan restorasyonlar marjinal renklenme, kenar uyumu, postoperatif hassasiyet ve sekonder çürük açısından başarılı bulunmuştur.
- 2- Equia forte grubunda dört restorasyon ve Chemfil Rock grubunda ise bir restorasyonda 18 aylık takip sonunda kayıp görülmüştür. Diğer restorasyonlar klinik olarak başarılı sonuçlar vermiştir.
- 3- Postoperatif hassasiyet açısından incelendiğinde kompozit restorasyonlarda üç hastada başlangıçta hassasiyet görülmüştür. 6 aylık ve 18 aylık takiplerde ise tüm restorasyonlar kabul edilebilir sonuçlar vermiştir.
- 4- Tüm restorasyonlarda başlangıç ve 18 aylık takip arasında renk değişimi görülmemiştir ancak yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlarda diş ile restorasyon arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Bu durum yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların estetik ön grup dişlerde kullanımını sınırlamaktadır.
- 5- Radyografik değerlendirmeler sonucu restorasyonlarda sekonder çürük gözlenmemiştir.
- 6- Sınıf II kavitelerde yüksek viskoziteli cam iyonomer siman daha fazla retansiyon eksikliği göstererek anlamlı düzeyde farklılık gösterdi.

7. KAYNAKLAR

1. Brunthaler A, König F, Lucas T, Sperr W, Schedle A. Longevity of direct resin composite restorations in posterior teeth: a review. *Clinical oral investigations*. 2003;7:63-70.
2. Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R. Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent*. Sep-Oct 2004;29(5):481-508.
3. Forsten L. Fluoride release and uptake by glass ionomers. *Scand J Dent Res*. Jun 1991;99(3):241-245.
4. Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P. Glass-ionomer adhesion: the mechanisms at the interface. *Journal of dentistry*. 2006;34(8):615-618.
5. Krämer N, Lohbauer U, Uebereck C, Wöstmann B, Frankenberger R. Glasionomerzemente für die Kinderzahnheilkunde. *Quintessenz*. 2012;63(5):639-644.
6. Okada K, Tosaki S, Hirota K, Hume W. Surface hardness change of restorative filling materials stored in saliva. *Dental Materials*. 2001;17(1):34-39.
7. Lohbauer U. Dental glass ionomer cements as permanent filling materials?—properties, limitations and future trends. *Materials*. 2010;3(1):76-96.
8. Zoergiebel J, Ilie N. Evaluation of a conventional glass ionomer cement with new zinc formulation: effect of coating, aging and storage agents. *Clin Oral Investig*. Mar 2013;17(2):619-626.
9. 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*. Mar-Apr 2015;40(2):134-143.
10. 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*. Feb 2007;35(2):156-162.
11. 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*. Sep 2006;34(8):566-573.
12. Ferrari M. Use of glass ionomers as bondings, linings, or bases. *Advances in glass-ionomer cements*. Berlin: Quintessence Publishing. 1999:137-148.
13. Dowling AH, Fleming GJ. Are encapsulated anterior glass-ionomer restoratives better than their hand-mixed equivalents? *J Dent*. Feb 2009;37(2):133-140.
14. 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):243-249.
15. Kutuk Z, Ozturk C, Cakir F, Gurgan S. Mechanical performance of a newly developed glass hybrid restorative in the restoration of large MO Class 2 cavities. *Nigerian journal of clinical practice*. 2019;22(6):833-841.
16. SAVALIYA K, KISHAN KV, SHROFF MG, et al. Comparative Evaluation of Fracture Resistance of Maxillary Premolars with Class II Cavities Restored with Glass Hybrid Restorative System and Nanohybrid Composite Resin: An In-vitro Study. *Journal of Clinical & Diagnostic Research*. 2023;17(3).
17. Basso M, Brambilla E, Benites M, Giovannardi M, Ionescu A. Glassionomer cement for permanent dental restorations: a 48-months, multi-centre, prospective clinical trial. *Stomatology Edu Journal*. 2015;2(1):10-20.
18. Klinker T, Daboul A, Turek A, Frankenberger R, Hickel R, Biffar R. 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):1-14.

19. Sakaguchi RL, Douglas WH, Peters MC. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *J Dent*. Jun 1992;20(3):183-188.
20. Benetti AR, Havndrup-Pedersen C, Honore D, Pedersen MK, Pallesen U. Bulk-fill resin composites: polymerization contraction, depth of cure, and gap formation. *Oper Dent*. Mar-Apr 2015;40(2):190-200.
21. Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Oper Dent*. Nov-Dec 2013;38(6):618-625.
22. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci*. Apr 1997;105(2):97-116.
23. Bowen RL. Silica-resin direct filling material and method of preparation: Google Patents; 1965.
24. Hervás-García 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*. Mar 1 2006;11(2):E215-220.
25. Ferracane JL. Resin composite--state of the art. *Dent Mater*. Jan 2011;27(1):29-38.
26. Kubo S, Kawasaki A, Hayashi Y. Factors associated with the longevity of resin composite restorations. *Dent Mater J*. 2011;30(3):374-383.
27. Nedeljkovic I, Teughels W, De Munck J, Van Meerbeek B, Van Landuyt KL. Is secondary caries with composites a material-based problem? *Dent Mater*. Nov 2015;31(11):e247-277.
28. Skrtic D, Antonucci JM, Eanes ED. Improved properties of amorphous calcium phosphate fillers in remineralizing resin composites. *Dent Mater*. Sep 1996;12(5):295-301.
29. Xu HH, Weir MD, Sun L. Calcium and phosphate ion releasing composite: effect of pH on release and mechanical properties. *Dent Mater*. Apr 2009;25(4):535-542.
30. Santos C, Luklinska ZB, Clarke RL, Davy KW. Hydroxyapatite as a filler for dental composite materials: mechanical properties and in vitro bioactivity of composites. *J Mater Sci Mater Med*. Jul 2001;12(7):565-573.
31. Arcis RW, Lopez-Macipe A, Toledano M, et al. Mechanical properties of visible light-cured resins reinforced with hydroxyapatite for dental restoration. *Dent Mater*. Jan 2002;18(1):49-57.
32. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent*. Oct 1983;50(4):480-488.
33. Noda M, Komatsu H, Sano H. HPLC analysis of dental resin composites components. *J Biomed Mater Res*. Dec 5 1999;47(3):374-378.
34. Whitters CJ, Strang R, Brown D, et al. Dental materials: 1997 literature review. *J Dent*. Aug 1999;27(6):401-435.
35. Santerre JP, Shajii L, Leung BW. Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. *Crit Rev Oral Biol Med*. 2001;12(2):136-151.
36. Chung KH, Greener EH. Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. *J Oral Rehabil*. Sep 1990;17(5):487-494.
37. Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *J Dent Res*. Apr 2011;90(4):402-416.
38. Lu H, Roeder LB, Powers JM. Effect of polishing systems on the surface roughness of microhybrid composites. *J Esthet Restor Dent*. 2003;15(5):297-303; discussion 304.
39. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc*. Oct 2003;134(10):1382-1390.
40. O'brien WJ. Dental materials and their selection, 2002. *Quintessence*. 2002.
41. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater*. Sep 1992;8(5):310-319.
42. Kaas RL, Kardos JL. The interaction of alkoxy silane coupling agents with silica surfaces. *Polymer Engineering & Science*. 1971;11(1):11-18.

43. Matinlinna JP, Lassila LV, Ozcan M, Yli-Urpo A, Vallittu PK. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont*. Mar-Apr 2004;17(2):155-164.
44. Wilson KS, Antonucci JM. Interphase structure-property relationships in thermoset dimethacrylate nanocomposites. *Dent Mater*. Nov 2006;22(11):995-1001.
45. Darvell BW. *Materials science for dentistry*: Woodhead publishing; 2018.
46. Taira M, Urabe H, Hirose T, Wakasa K, Yamaki M. Analysis of photo-initiators in visible-light-cured dental composite resins. *J Dent Res*. Jan 1988;67(1):24-28.
47. Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med*. 1995;6(4):302-318.
48. Geurtsen W, Lehmann F, Spahl W, Leyhausen G. Cytotoxicity of 35 dental resin composite monomers/additives in permanent 3T3 and three human primary fibroblast cultures. *J Biomed Mater Res*. Sep 5 1998;41(3):474-480.
49. Moszner N, Klapdohr S. Nanotechnology for dental composites. *International Journal of Nanotechnology*. 2004;1(1-2):130-156.
50. Yu B, Lee YK. Influence of color parameters of resin composites on their translucency. *Dent Mater*. Sep 2008;24(9):1236-1242.
51. Taylor DF, Kalachandra S, Sankarapandian M, McGrath JE. Relationship between filler and matrix resin characteristics and the properties of uncured composite pastes. *Biomaterials*. Jan-Feb 1998;19(1-3):197-204.
52. Venhoven BA, de Gee AJ, Werner A, Davidson CL. Influence of filler parameters on the mechanical coherence of dental restorative resin composites. *Biomaterials*. Apr 1996;17(7):735-740.
53. Braem MJ, Davidson CL, Lambrechts P, Vanherle G. In vitro flexural fatigue limits of dental composites. *J Biomed Mater Res*. Dec 1994;28(12):1397-1402.
54. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's restorative dental materials-e-book*: Elsevier Health Sciences; 2012.
55. Deliperi S, Bardwell DN. An alternative method to reduce polymerization shrinkage in direct posterior composite restorations. *The Journal of the American Dental Association*. 2002;133(10):1387-1398.
56. Christensen GJ. Remaining challenges with Class II resin-based composite restorations. *The Journal of the American Dental Association*. 2007;138(11):1487-1489.
57. Sadowsky SJ. An overview of treatment considerations for esthetic restorations: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2006;96(6):433-442.
58. Roberson T, Heymann HO, Swift Jr EJ. *Sturdevant's art and science of operative dentistry*: Elsevier Health Sciences; 2006.
59. McCabe J, Walls A. Resin based filling materials. *Applied dental materials*. 2008;9:195-224.
60. Cramer N, Stansbury J, Bowman C. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *Journal of dental research*. 2011;90(4):402-416.
61. Leevailoj C, Cochran MA, Matis BA, Moore BK, Platt JA. Microleakage of posterior packable resin composites with and without flowable liners. *Oper Dent*. May-Jun 2001;26(3):302-307.
62. Helvatjoglu-Antoniades M, Papadogiannis Y, Lakes RS, Dionysopoulos P, Papadogiannis D. Dynamic and static elastic moduli of packable and flowable composite resins and their development after initial photo curing. *Dent Mater*. May 2006;22(5):450-459.
63. Baroudi K, Saleh AM, Silikas N, Watts DC. Shrinkage behaviour of flowable resin-composites related to conversion and filler-fraction. *J Dent*. Aug 2007;35(8):651-655.
64. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater*. Mar 1999;15(2):128-137.
65. Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ, Jr., Stamatiades P, Wilkerson M. A characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc*. May 1998;129(5):567-577.
66. Salerno M, Derchi G, Thorat S, Ceseracciu L, Ruffilli R, Barone AC. Surface morphology and mechanical properties of new-generation flowable resin composites for dental restoration. *Dent Mater*. Dec 2011;27(12):1221-1228.

67. Choi KK, Ferracane JL, Hilton TJ, Charlton D. Properties of packable dental composites. *J Esthet Dent*. 2000;12(4):216-226.
68. Van Noort R. *Introduction to Dental Materials*: Elsevier Health Sciences; 2013.
69. Leinfelder KF, Bayne SC, Swift EJ, Jr. Packable composites: overview and technical considerations. *J Esthet Dent*. 1999;11(5):234-249.
70. Chen HY, Manhart J, Hickel R, Kunzelmann KH. Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. *Dent Mater*. May 2001;17(3):253-259.
71. Perez MM, Ghinea R, Ugarte-Alvan LI, Pulgar R, Paravina RD. Color and translucency in silorane-based resin composite compared to universal and nanofilled composites. *J Dent*. 2010;38 Suppl 2:e110-116.
72. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater*. Jan 2005;21(1):68-74.
73. 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*. Nov 2008;36(11):945-952.
74. Lien W, Vandewalle KS. Physical properties of a new silorane-based restorative system. *Dent Mater*. Apr 2010;26(4):337-344.
75. Guggenberger R, Weinmann W. Exploring beyond methacrylates. *Am J Dent*. Nov 2000;13(Spec No):82D-84D.
76. Yap AU, Khor E, Foo SH. Fluoride release and antibacterial properties of new-generation tooth-colored restoratives. *Oper Dent*. Sep-Oct 1999;24(5):297-305.
77. Imazato S, Tarumi H, Kato S, Ebisu S. Water sorption and colour stability of composites containing the antibacterial monomer MDPB. *J Dent*. May 1999;27(4):279-283.
78. Hickel R, Manhart J. Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *J Adhes Dent*. Spring 2001;3(1):45-64.
79. Anseth K, Newman S, Bowman C. Polymeric dental composites: properties and reaction behavior of multimethacrylate dental restorations. *Biopolymers II*: Springer; 1995:177-217.
80. Lovell LG, Berchtold KA, Elliott JE, Lu H, Bowman CN. Understanding the kinetics and network formation of dimethacrylate dental resins. *Polymers for Advanced Technologies*. 2001;12(6):335-345.
81. Nujella BP, Choudary MT, Reddy SP, Kumar MK, Gopal T. Comparison of shear bond strength of aesthetic restorative materials. *Contemp Clin Dent*. Jan 2012;3(1):22-26.
82. Jang J, Park S, Hwang I. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk-fill resin composites and highly filled flowable resin. *Operative dentistry*. 2015;40(2):172-180.
83. El-Damanny H, Platt J. Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Oper Dent*. Jul-Aug 2014;39(4):374-382.
84. Bucuta S, Ilie N. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clin Oral Investig*. Nov 2014;18(8):1991-2000.
85. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt K. State of the art of self-etch adhesives. *Dental materials*. 2011;27(1):17-28.
86. Ozel Bektas O, Eren D, Akin EG, Akin H. Evaluation of a self-adhering flowable composite in terms of micro-shear bond strength and microleakage. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2013;71(3-4):541-546.
87. McCabe JF WA. *Applied Dental Materials*. Wiley-Blackwell. 2009.
88. De-Deus G, Canabarro A, Alves G, Linhares A, Senne MI, Granjeiro JM. Optimal cytocompatibility of a bioceramic nanoparticulate cement in primary human mesenchymal cells. *J Endod*. Oct 2009;35(10):1387-1390.
89. Phillips R. Anusavice KJ Phillips' science of dental materials. *St. Louis, MO: Elsevier/Saunders*. 2013.
90. Feng L, Suh BI. Exposure Reciprocity Law in Photopolymerization of Multi-Functional Acrylates and Methacrylates. *Macromolecular Chemistry and Physics*. 2007;208(3):295-306.

91. Hadis M, Leprince JG, Shortall AC, Devaux J, Leloup G, Palin WM. High irradiance curing and anomalies of exposure reciprocity law in resin-based materials. *J Dent*. Aug 2011;39(8):549-557.
92. Alrahlah A, Silikas N, Watts DC. Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dent Mater*. Feb 2014;30(2):149-154.
93. Nomoto R. Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins. *Dent Mater J*. Jun 1997;16(1):60-73.
94. Ferracane JL. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dental Materials*. 1985;1(1):11-14.
95. Al-Ahdal K, Ilie N, Silikas N, Watts DC. Polymerization kinetics and impact of post polymerization on the Degree of Conversion of bulk-fill resin-composite at clinically relevant depth. *Dent Mater*. Oct 2015;31(10):1207-1213.
96. Vankerckhoven H, Lambrechts P, van Beylen M, Davidson CL, Vanherle G. Unreacted methacrylate groups on the surfaces of composite resins. *J Dent Res*. Jun 1982;61(6):791-795.
97. Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *J Oral Rehabil*. Dec 2002;29(12):1165-1173.
98. Ferracane J, Greener E. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *Journal of biomedical materials research*. 1986;20(1):121-131.
99. Hansen EK. Visible light-cured composite resins: polymerization contraction, contraction pattern and hygroscopic expansion. *Scand J Dent Res*. Aug 1982;90(4):329-335.
100. Dewaele M, Truffier-Boutry D, Devaux J, Leloup G. Volume contraction in photocured dental resins: the shrinkage-conversion relationship revisited. *Dent Mater*. Apr 2006;22(4):359-365.
101. Floyd CJ, Dickens SH. Network structure of Bis-GMA- and UDMA-based resin systems. *Dent Mater*. Dec 2006;22(12):1143-1149.
102. Yoshida K, Greener EH. Effect of photoinitiator on degree of conversion of unfilled light-cured resin. *J Dent*. Oct 1994;22(5):296-299.
103. Du M, Zheng Y. Degree of conversion and mechanical properties studies of UDMA based materials for producing dental posts. *Polymer composites*. 2008;29(6):623-630.
104. Tobolsky A, Leonard F, Roeser G. Use of polymerizable ring compounds in constant volume polymerizations. *Journal of Polymer Science*. 1948;3(4):604-606.
105. Goldman M. Polymerization shrinkage of resin-based restorative materials. *Australian Dental Journal*. 1983;28(3):156-161.
106. Carvalho RMD, Pereira JC, Yoshiyama M, Pashley DH. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Operative dentistry*. 1996;21(1):17-24.
107. Opdam N, Roeters F, Feilzer A, Verdonchot E. Marginal integrity and postoperative sensitivity in Class 2 resin composite restorations in vivo. *Journal of dentistry*. 1998;26(7):555-562.
108. McCulloch AJ, Smith BG. In vitro studies of cusp reinforcement with adhesive restorative material. *Br Dent J*. Dec 20 1986;161(12):450-452.
109. Alomari QD, Reinhardt JW, Boyer DB. Effect of liners on cusp deflection and gap formation in composite restorations. *Oper Dent*. Jul-Aug 2001;26(4):406-411.
110. Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dental Materials*. 2005;21(1):36-42.
111. Silikas N, Eliades G, Watts DC. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dent Mater*. Jul 2000;16(4):292-296.
112. Stansbury JW, Trujillo-Lemon M, Lu H, Ding X, Lin Y, Ge J. Conversion-dependent shrinkage stress and strain in dental resins and composites. *Dent Mater*. Jan 2005;21(1):56-67.
113. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson C. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *Journal of dental research*. 1987;66(11):1636-1639.

114. Watts DC, Satterthwaite JD. Axial shrinkage-stress depends upon both C-factor and composite mass. *Dental Materials*. 2008;24(1):1-8.
115. Braga RR, Boaro LC, Kuroe T, Azevedo CL, Singer JM. Influence of cavity dimensions and their derivatives (volume and 'C'factor) on shrinkage stress development and microleakage of composite restorations. *Dental materials*. 2006;22(9):818-823.
116. Venhoven BA, de Gee AJ, Davidson CL. Light initiation of dental resins: dynamics of the polymerization. *Biomaterials*. Dec 1996;17(24):2313-2318.
117. Braga R, Ferracane J. Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics. *Journal of Dental Research*. 2002;81(2):114-118.
118. Braem M, Davidson CL, VanHerle G, Van Doren V, Lambrechts P. The relationship between test methodology and elastic behavior of composites. *J Dent Res*. May 1987;66(5):1036-1039.
119. Cadenaro M, Marchesi G, Antoniolli F, Davidson C, De Stefano Dorigo E, Breschi L. Flowability of composites is no guarantee for contraction stress reduction. *Dent Mater*. May 2009;25(5):649-654.
120. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*. Feb 2003;24(4):655-665.
121. Wilson AD, Kent B. The glass-ionomer cement, a new translucent dental filling material. *Journal of Applied Chemistry and Biotechnology*. 1971;21(11):313-313.
122. Sidhu SK. Glass-ionomer cement restorative materials: a sticky subject? *Aust Dent J*. Jun 2011;56 Suppl 1:23-30.
123. Wilson AD, Prosser HJ, Powis DM. Mechanism of adhesion of polyelectrolyte cements to hydroxyapatite. *J Dent Res*. May 1983;62(5):590-592.
124. Sennou HE, Lebugle AA, Gregoire GL. X-ray photoelectron spectroscopy study of the dentin-glass ionomer cement interface. *Dent Mater*. Jul 1999;15(4):229-237.
125. Yiu CK, Tay FR, King NM, et al. Interaction of glass-ionomer cements with moist dentin. *J Dent Res*. Apr 2004;83(4):283-289.
126. Lewis SM, Coleman NJ, Booth SE, Nicholson JW. Interaction of fluoride complexes derived from glass-ionomer cements with hydroxyapatite. *Ceramics-Silikáty*. 2013;57(3):196-200.
127. Wilson A. Alumino-silicate polyacrylic acid and related cements. *British Polymer Journal*. 1974;6(3):165-179.
128. Ngo HC, Mount G, Mc Intyre J, Tuisuva J, Von Doussa RJ. Chemical exchange between glass-ionomer restorations and residual carious dentine in permanent molars: an in vivo study. *J Dent*. Sep 2006;34(8):608-613.
129. Moshaverinia A, Roohpour N, Chee WW, Schricker SR. A review of powder modifications in conventional glass-ionomer dental cements. *Journal of materials chemistry*. 2011;21(5):1319-1328.
130. Wilson AD. Resin-modified glass-ionomer cements. *Int J Prosthodont*. Sep-Oct 1990;3(5):425-429.
131. Khouw-Liu VH, Anstice HM, Pearson GJ. An in vitro investigation of a poly (vinyl phosphonic acid) based cement with four conventional glass-ionomer cements Part 2: Maturation in relation to surface hardness. *J Dent*. Jul 1999;27(5):359-365.
132. Lohbauer U, Walker J, Nikolaenko S, et al. Reactive fibre reinforced glass ionomer cements. *Biomaterials*. Aug 2003;24(17):2901-2907.
133. Tjandrawinata R, Irie M, Yoshida Y, Suzuki K. Effect of adding spherical silica filler on physico-mechanical properties of resin modified glass-ionomer cement. *Dent Mater J*. Jun 2004;23(2):146-154.
134. Berzins DW, Abey S, Costache MC, Wilkie CA, Roberts HW. Resin-modified glass-ionomer setting reaction competition. *J Dent Res*. Jan 2010;89(1):82-86.
135. Mitra SB. Adhesion to dentin and physical properties of a light-cured glass-ionomer liner/base. *J Dent Res*. Jan 1991;70(1):72-74.

136. Kan KC, Messer LB, Messer HH. Variability in cytotoxicity and fluoride release of resin-modified glass-ionomer cements. *J Dent Res*. Aug 1997;76(8):1502-1507.
137. Marchi JJ, Froner AM, Alves HL, Bergmann CP, Araújo FB. Analysis of primary tooth dentin after indirect pulp capping. *Journal of Dentistry for Children*. 2008;75(3):295-300.
138. Yengopal V, Mickenautsch S. Caries-preventive effect of resin-modified glass-ionomer cement (RM-GIC) versus composite resin: a quantitative systematic review. *Eur Arch Paediatr Dent*. Feb 2011;12(1):5-14.
139. Sidhu SK, Nicholson JW. A review of glass-ionomer cements for clinical dentistry. *Journal of functional biomaterials*. 2016;7(3):16.
140. Mickenautsch S. High-viscosity glass-ionomer cements for direct posterior tooth restorations in permanent teeth: The evidence in brief. *J Dent*. Dec 2016;55:121-123.
141. 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*. Feb 2006;34(2):155-163.
142. Nicholson J. Glass ionomer dental cements: update. *Materials Technology*. 2010;25(1):8-13.
143. Nicholson JW, Amiri MA. The interaction of dental cements with aqueous solutions of varying pH. *J Mater Sci Mater Med*. Oct 1998;9(10):549-554.
144. Nicholson JW, Czarnecka B. Kinetic studies of water uptake and loss in glass-ionomer cements. *J Mater Sci Mater Med*. Apr 2008;19(4):1723-1727.
145. Lohbauer U, Kramer N, Siedschlag G, et al. Strength and wear resistance of a dental glass-ionomer cement with a novel nanofilled resin coating. *Am J Dent*. Apr 2011;24(2):124-128.
146. Tiwari S, Nandlal B. "Effect of nano-filled surface coating agent on fluoride release from conventional glass ionomer cement: an in vitro trial". *J Indian Soc Pedod Prev Dent*. Apr-Jun 2013;31(2):91-95.
147. Hotta M, Hirukawa H, Yamamoto K. Effect of coating materials on restorative glass-ionomer cement surface. *Oper Dent*. Mar-Apr 1992;17(2):57-61.
148. 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*. Nov/Dec 2016;41(6):587-598.
149. Czarnecka B, Limanowska-Shaw H, Nicholson JW. Buffering and ion-release by a glass-ionomer cement under near-neutral and acidic conditions. *Biomaterials*. Jul 2002;23(13):2783-2788.
150. Okada K, Tosaki S, Hirota K, Hume WR. Surface hardness change of restorative filling materials stored in saliva. *Dent Mater*. Jan 2001;17(1):34-39.
151. Wang XY, Yap AU, Ngo HC. Effect of early water exposure on the strength of glass ionomer restoratives. *Oper Dent*. Sep-Oct 2006;31(5):584-589.
152. Arami S, Kimyai S, Oskoei P-A, et al. Reparability of giomer using different mechanical surface treatments. *Journal of clinical and experimental dentistry*. 2017;9(4):e520.
153. Gönülol N, Sezin Ö, Demirel N. Giomer yapıdaki akışkan kompozit ve adeziv sistemin sınıf V kaviterlerde mikrosızıntı açısından değerlendirilmesi. *Acta Odontologica Turcica*. 2014;31(1):18-22.
154. Manuja N, Pandit I, Srivastava N, Gugnani N, Nagpal R. Comparative evaluation of shear bond strength of various esthetic restorative materials to dentin: An: in vitro: study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*. 2011;29(1):7-13.
155. Shimazu K, Ogata K, Karibe H. Evaluation of the ion-releasing and recharging abilities of a resin-based fissure sealant containing S-PRG filler. *Dental Materials Journal*. 2011;30(6):923-927.
156. Okuyama K, Murata Y, Pereira P, Miguez PA, Komatsu H, Sano H. Fluoride release and uptake by various dental materials after fluoride application. *American journal of dentistry*. 2006;19(2):123-127.
157. Mehmet B, Öztaş N. Cam iyonomer içerikli farklı restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüklerinin değerlendirilmesi. *Acta Odontologica Turcica*. 2013;30(1):13-17.

158. Cvar JF. Reprint of criteria for the clinical evaluation of dental restorative materials. *Clin Oral Investig*. 2005;9:215-232.
159. Cvar JF, Ryge G. *Criteria for the clinical evaluation of dental restorative materials*: US Department of Health, Education, and Welfare, Public Health Service ...; 1971.
160. Stabler C. Concerning the sixty-eighth annual meeting of the California State Dental Association, Stockton. *California and Western Medicine*. 1938;48(2):144.
161. Hickel R, Peschke A, Tyas M, et al. FDI World Dental Federation: clinical criteria for the evaluation of direct and indirect restorations—update and clinical examples. *Clinical oral investigations*. 2010;14:349-366.
162. Pitel ML. Reconsidering Glass-Ionomer. *Compendium*. 2014.
163. Pereira T. Silver amalgam: A clinician's perspective. *Journal of Restorative Dentistry*. 2016;4(2):25-25.
164. Chan KH, Mai Y, Kim H, Tong KC, Ng D, Hsiao JC. Resin composite filling. *Materials*. 2010;3(2):1228-1243.
165. Van Ende A, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Peumans M, Van Meerbeek B. Bulk-filling of high C-factor posterior cavities: effect on adhesion to cavity-bottom dentin. *Dental materials*. 2013;29(3):269-277.
166. Bayraktar Y, Ercan E, Hamidi MM, Çolak H. One-year clinical evaluation of different types of bulk-fill composites. *Journal of investigative and clinical dentistry*. 2017;8(2):e12210.
167. Scholtanus JD, Huysmans M-CD. Clinical failure of class-II restorations of a highly viscous glass-ionomer material over a 6-year period: a retrospective study. *Journal of Dentistry*. 2007;35(2):156-162.
168. 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). *Journal of Applied Oral Science*. 2013;21:243-249.
169. Hattab F, Amin W. Fluoride release from glass ionomer restorative materials and the effects of surface coating. *Biomaterials*. 2001;22(12):1449-1458.
170. Kamatham R, Reddy SJ. Surface coatings on glass ionomer restorations in Pediatric dentistry- Worthy or not? *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*. 2013;31(4):229.
171. Abdalla AI, Garcia-Godoy F. Clinical evaluation of self-etch adhesives in Class V non-carious lesions. *American journal of dentistry*. 2006;19(5):289.
172. Association AD. ADA acceptance program guidelines: resin based composites for posterior restorations. *ADA Council on Scientific Affairs, Chicago*. 2001.
173. Welbury R, Shaw A, Murray J, Gordon P, McCabe J. Clinical evaluation of paired compomer and glass ionomer restorations in primary molars: final results after 42 months. *British dental journal*. 2000;189(2):93-97.
174. Hilgert LA, de Amorim RG, Leal SC, Mulder J, Creugers NH, Frencken JE. Is high-viscosity glass-ionomer-cement a successor to amalgam for treating primary molars? *Dental materials*. 2014;30(10):1172-1178.
175. Zoergiebel J, Ilie N. Evaluation of a conventional glass ionomer cement with new zinc formulation: effect of coating, aging and storage agents. *Clinical oral investigations*. 2013;17:619-626.
176. Moshaverinia M, Navas A, Jahedmanesh N, Shah KC, Moshaverinia A, Ansari S. Comparative evaluation of the physical properties of a reinforced glass ionomer dental restorative material. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2019;122(2):154-159.
177. Kumar A, Raj A, Singh DK, Donthagani S, Kumar M, Ramesh K. A new zinc reinforced glass ionomer cement: A boon in dentistry. *Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences*. 2021;13(Suppl 1):S272.
178. Kivanç AK. Biofilm formation of Streptococcus Mutans on restorative material surfaces and in vitro assessment of efficacy of probiotic lactic acid bacteria on biofilm.
179. Garg N, Garg A. *Textbook of operative dentistry*: Boydell & Brewer Ltd; 2010.

180. Nicholson JW. Adhesion of glass-ionomer cements to teeth: a review. *International Journal of Adhesion and Adhesives*. 2016;69:33-38.
181. de Melo Avila W, Hesse D, Bonifacio CC. Surface conditioning prior to the application of glass-ionomer cement: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2019;21(5):391-399.
182. Hoshika S, Ting S, Ahmed Z, et al. Effect of conditioning and 1 year aging on the bond strength and interfacial morphology of glass-ionomer cement bonded to dentin. *Dental Materials*. 2021;37(1):106-112.
183. Gurgan S, Kutuk ZB, Ergin E, Oztas SS, Cakir FY. Clinical performance of a glass ionomer restorative system: a 6-year evaluation. *Clinical oral investigations*. 2017;21:2335-2343.
184. Gok Baba M, Kirzioglu Z, Ceyhan D. One-year clinical evaluation of two high-viscosity glass-ionomer cements in class II restorations of primary molars. *Australian Dental Journal*. 2021;66(1):32-40.
185. Balkaya H, Arslan S, Pala K. A randomized, prospective clinical study evaluating effectiveness of a bulk-fill composite resin, a conventional composite resin and a reinforced glass ionomer in Class II cavities: one-year results. *Journal of Applied Oral Science*. 2019;27.
186. Hatirli H, Yasa B, Çelik EU. Clinical performance of high-viscosity glass ionomer and resin composite on minimally invasive occlusal restorations performed without rubber-dam isolation: a two-year randomised split-mouth study. *Clinical Oral Investigations*. 2021;25:5493-5503.
187. Gurgan S, Kutuk ZB, Cakir FY, Ergin E. A randomized controlled 10 years follow up of a glass ionomer restorative material in class I and class II cavities. *Journal of dentistry*. 2020;94:103175.
188. Pitel ML. An Improved Glass Ionomer Restorative System: Stress-Bearing Class I and II Indications. *Dentistry today*. 2017;36(2):130-134.
189. Diem VTK, 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. *Clinical oral investigations*. 2014;18:753-759.
190. Akalın T, Bozkurt FO, Kusdemir M, Özsoy A, Özcan M. Clinical Evaluation of Sonic-Activated High Viscosity Bulk-Fill Nanohybrid Resin Composite Restorations in Class II Cavities: A Prospective Clinical Study up to 2 Years. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*. 2018;26(3):152-160.
191. Türkün L, Kanik Ö. A prospective six-year clinical study evaluating reinforced glass ionomer cements with resin coating on posterior teeth: quo vadis? *Operative Dentistry*. 2016;41(6):587-598.
192. Miyazaki M, Moore BK, Onose H. Effect of surface coatings on flexural properties of glass ionomers. *European journal of oral sciences*. 1996;104(5-6):600-604.
193. Abdalla AI, Hassan MM, Naanosh MR. Clinical evaluation of two glass ionomer restorative materials in class I cavities. *Tanta Dental Journal*. 2021;18(2):49.
194. Wafaie RA, Ibrahim Ali A, El-Negoly SAER, Mahmoud SH. Five-year randomized clinical trial to evaluate the clinical performance of high-viscosity glass ionomer restorative systems in small class II restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2023;35(3):538-555.
195. Davidson C, Feilzer A. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *Journal of dentistry*. 1997;25(6):435-440.
196. Sulong MZAM, Aziz RA. Wear of materials used in dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1990;63(3):342-349.
197. Opdam N, Feilzer A, Roeters J, Smale I. Class I occlusal composite resin restorations: in vivo post-operative sensitivity, wall adaptation, and microleakage. *American journal of dentistry*. 1998;11(5):229-234.
198. Miletić I, Baraba A, Basso M, et al. Clinical performance of a glass-hybrid system compared with a resin composite in the posterior region: results of a 2-year multicenter study. *J Adhes Dent*. 2020;22(3):235-247.

199. Gaintantzopoulou MD, Gopinath VK, Zinelis S. Evaluation of cavity wall adaptation of bulk esthetic materials to restore class II cavities in primary molars. *Clinical oral investigations*. 2017;21:1063-1070.
200. Friedl K, Hiller K-A, Friedl K-H. Clinical performance of a new glass ionomer based restoration system: a retrospective cohort study. *Dental Materials*. 2011;27(10):1031-1037.
201. Gama-Teixeira A, Simionato MRL, Elian SN, Sobral MAP, Luz MAAdC. Streptococcus mutans-induced secondary caries adjacent to glass ionomer cement, composite resin and amalgam restorations in vitro. *Brazilian Oral Research*. 2007;21:368-374.
202. Mjör IA, Dahl JE, Moorhead JE. Placement and replacement of restorations in primary teeth. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2002;60(1):25-28.
203. Burke F, Fleming G, Owen F, Watson D. Materials for restoration of primary teeth: 2. Glass ionomer derivatives and compomers. *Dental update*. 2002;29(1):10-17.
204. Yazici A, Antonson S, Kutuk Z, Ergin E. Thirty-six-month clinical comparison of bulk fill and nanofill composite restorations. *Operative Dentistry*. 2017;42(5):478-485.
205. Alkurdi RM, Abboud SA. Clinical evaluation of class II composite: Resin restorations placed by two different bulk-fill techniques. *Journal of Orofacial Sciences*. 2016;8(1):34.
206. Heck K, Frasheri I, Diegritz C, Manhart J, Hickel R, Fotiadou C. Six-year results of a randomized controlled clinical trial of two glass ionomer cements in class II cavities. *Journal of Dentistry*. 2020;97:103333.
207. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 1965;19(4):515-530.
208. Ito S, Tay FR, Hashimoto M, et al. Effects of multiple coatings of two all-in-one adhesives on dentin bonding. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2005;7(2).
209. Attia R, Sabry R, Elafefy A, Essa M. Clinical Performance of Alkasite Dental Material and High Viscosity Glass Ionomer Restorations in Class I Cavities. Comparative Study for One Year Follow Up. *Egyptian Dental Journal*. 2022;68(4):3881-3894.
210. Kharma K, Zogheib T, Bhandi S, Mehanna C. Clinical Evaluation of Microhybrid Composite and Glass Ionomer Restorative Material in Permanent Teeth. *The Journal of Contemporary Dental Practice*. 2018;19(2):226-232.
211. Miletic I, Baraba A, Bago Juric I, Anic I. Evaluation of a glass-ionomer based restoration system-a one year pilot study. *Journal of Minimum Intervention in Dentistry*. 2013;6(6):87-95.
212. Perdigao J, Geraldini S, Hodges JS. Total-etch versus self-etch adhesive: effect on postoperative sensitivity. *The Journal of the American Dental Association*. 2003;134(12):1621-1629.
213. Tarle Z, Meniga A, Ristic M, Sutalo J, Pichler G, Davidson C. The effect of the photopolymerization method on the quality of composite resin samples. *Journal of oral rehabilitation*. 1998;25(6):436-442.
214. Han SH, Park SH. Incremental and bulk-fill techniques with bulk-fill resin composite in different cavity configurations. *Operative dentistry*. 2018;43(6):631-641.



8. EKLER

8.1 EK-1 Etik Kurul Onayı



T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ

Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı



Sayı : E-40465587-050.01.04-261
Konu : Etik Kurul

01.12.2021

Sayın Doç. Dr. Muhammet KARADAŞ

Üniversitemiz Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna yapmış olduğunuz “Farklı Kavite Tiplerinde Yüksek Viskoziteli Cam İonomer Siman Ve Bulk Fill Kompozitin Klinik Olarak Değerlendirilmesi” isimli başvurunuz etik kurulumuz yönergesine göre 25.11.2021 tarihinde yapmış olduğu toplantıda incelenmiş olup, 2021/201 karar numarası ile bilimsel ve etik yönden uygun bulunmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini saygılarımla rica ederim.

Prof. Dr. Hüseyin Avni UYDU
Başkan

Bu belge güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.
Belge Doğrulama Kodu : a7a6edc810f8 *Belge Takip Adresi: <http://ebys.erdogan.edu.tr/EBYS/eimzadogrulama>*

Fener Mah. Zihni Derin Yerleşkesi 53100 Rize / TÜRKİYE
Telefon No :+90 (464) 223 61 26 Faks No :+90 (464) 223 53 76
e-Posta : Internet.Adresi:http://www.erdogan.edu.tr/
Kep Adresi:

Bilgi için : BURAK HANKAYA



8.2 EK-2 Bilgilendirilmiş Onam Formu

RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ GİRİŞİMSSEL
OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
BİLGİLENDİRİLMİŞ ONAM FORMU



Araştırmanın Adı: Farklı kavite tiplerinde yüksek viskoziteli cam ionomer siman ve bulk fill kompozitin klinik olarak değerlendirilmesi

LÜTFEN DİKKATLİCE OKUYUN!

Araştırmamıza katılmak üzere davet edilmiş bulunmaktasınız. Bu araştırmada yer almayı kabul etmeden önce çalışmanın ne amaçla yapılmak istendiğini anlamanız ve kararınızı bu bilgilendirme sonrası özgürce vermeniz gerekmektedir. Size özel hazırlanmış bu bilgilendirmeyi lütfen dikkatlice okuyunuz, sorularınıza açık yanıtlar isteyiniz.

Bu çalışmaya katılmak tamamen **gönüllülük** esasına dayanmaktadır. Çalışmaya **katılmama** veya katıldıktan sonra herhangi bir anda çalışmadan **çıkma** hakkında sahipsiniz. **Çalışmayı yanıtlamanız, araştırmaya katılım için onam verdiğiniz** biçiminde yorumlanacaktır. Size verilen **formlardaki** soruları yanıtlarken kimsenin baskısı veya telkini altında olmayın. Bu formlardan elde edilecek bilgiler tamamen araştırma amacı ile kullanılacaktır.

ÇALIŞMANIN AMACI: Çürükler günümüzde bir çok insanda bulunan yaygın bir hastalıktır. Yapılan tedavilerden sonra mikrosızıntı, aşınma veya kırılma gibi nedenlerle başarısız olabilmektedir. Bu çalışmamızda; güncel restoratif sistemlerle tedavi edilen dişlerin 18 aylık klinik takibi yapılacaktır. Mevcut çalışmamızın amacı yüksek viskoziteli cam ionomer simanlarla bulk fill kompoziti klinik olarak değerlendirmektir.

KATILIM KOŞULLARI NELERDİR?

Bu araştırmaya dahil edilebilmeniz için gereken koşullar şunlardır:

- 1- Çalışmaya yönelik gönüllü onam formunu onaylamış olma,
- 2- Sınıf I, sınıf II veya sınıf V kavite dizaynında çürüklere sahip bireyler,
- 3- 18 yaşından büyük olan olan bireyler,
- 4- Kron endikasyonu olmayan dişler.
- 5- Restore edilecek dişin karşıt ve komşu dişleri olmalıdır.
- 6- Hastada brüksizm olmamalı, aşırı periodontal hastalığı olmamalıdır.

NASIL BİR UYGULAMA YAPILACAKTIR?

- Çalışmaya, Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı'na restoratif tedavi için başvuran hastalar dahil edilecek muayene öncesinde kişisel özellikleri belirlemek amacıyla yaş, cinsiyet, sistemik hastalıklarına yönelik sorular sorulacaktır. Ağız hijyeni değerlendirilecek, periodontal ve periapikal dokularda

patoloji olup olmamasına bakılacaktır. Çalışmaya sınıf 1, sınıf 2 ve sınıf 5 kavite preparasyonu yapılarak çürük lezyonu tedavi edilmiş hastalar dahil edilecek ve 1,5 yıl süreyle takip edilecektir.

- **SORUMLULUKLARIM NELERDİR?**

- Araştırma planına ve araştıracının önerilerine uymak.
- Diş hekiminin sorularına ve ankette hazırlanan sorulara hiçbir tesir altında kalmadan doğru yanıt vermek
- Araştırma sırasında sizi rahatsız eden herhangi bir durumu, sorumlu araştırmacıya bildirmelisiniz.

- **KATILIMCI SAYISI NEDİR?**

- Bu araştırmada yer alması öngörülen toplam katılımcı sayısı 360 dır.

KATILIMIM NE KADAR SÜRECEKTİR?

Sizi tedaviniz bitiminden 1 hafta sonra, 6 ay sonra ve 18 ay sonra olmak üzere toplamda üç defa olmak üzere muayeneye gelmenizi istiyoruz. Bu muayenede ağız içi değerlendirme yapılacak ve yeni bir çürük oluşumunu değerlendirmek için bite-wing radyografi alınacaktır.

ÇALIŞMAYA KATILMA İLE BEKLENEN OLASI YARAR NEDİR?

Araştırma yalnızca bilimsel amaçlı olup, sizin doğrudan yarar görmeniz ya da tedavinizin seyrini değiştirmesi beklenmemektedir. Ancak, bu araştırmalardan elde edilen sonuçlar, güncel restoratif sistemlerin klinik davranışını değerlendirip hekimlerin başarılı bir çürük tedavisi yapmasına imkan sağlayabilir.

- **ÇALIŞMAYA KATILMA İLE BEKLENEN OLASI RİSKLER NEDİR?**

- Özellikle çalışmaya katılmakla herhangi bir risk beklenmemektedir.

- **ARAŞTIRMA SÜRECİNDE BİRLİKTE KULLANILMASININ SAKINCALI OLDUĞU BİLİNER İLAÇLAR/ BESİNLER NELERDİR?**

- Araştırma süresince böyle bir kısıtlama mevcut değildir.

- **HANGİ KOŞULLARDA ARAŞTIRMA DIŞINDA BIRAKILABİLİRİM?**

- Uygulanan araştırma şemasının gereklerini yerine getirmemeniz, araştırma programını aksatmanız vb. nedenlerle hekiminiz sizin izniniz olmadan sizi araştırmadan çıkarabilir.
- Ancak araştırma dışı bırakılmanız durumunda da, sizinle ilgili tıbbi veriler bilimsel amaçla kullanılabilir.

- **HERHANGİ BİR ZARARLANMA DURUMUNDA YÜKÜMLÜLÜK/SORUMLULUK KİMDEDİR VE NE YAPILACAKTIR?**

- Araştırma nedeniyle bir zarar görmeniz söz konusu değildir.

- **ARAŞTIRMA SÜRESİNCE ÇIKABİLECEK SORUNLAR İÇİN KİMİ ARAMALIYIM?**
- Araştırma hakkında ek bilgiler almak için ya da araştırma ile ilgili herhangi bir sorun, istenmeyen etki veya diğer rahatsızlıklarınız için herhangi bir saatte adresi ve telefonu aşağıda belirtilen ilgili hekime ulaşabilirsiniz.
- YAKUP ATMACA
- Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi.
- İş: 04642220000 Cep: 05535131906
- **ÇALIŞMA KAPSAMINDAKİ GİDERLER KARŞILANACAK MIDIR?**
- Bu araştırmaya katılmanız için veya araştırmadan kaynaklanabilecek giderler için sizden herhangi bir ücret istenmeyecektir. Yapılacak her türlü tetkik, fizik muayene ve diğer araştırma giderleri size veya güvencesi altında bulunduğunuz resmi ya da özel hiçbir kuruma ödetilmeyecektir.
- **ÇALIŞMAYI DESTEKLEYEN KURUM VAR MIDIR?**
- Çalışmayı destekleyen sponsor bulunmamaktadır.
- **ÇALIŞMAYA KATILMAM NEDENİYLE HERHANGİ BİR ÖDEME YAPILACAK MIDIR?**
- Bu araştırmaya katılmanızla, araştırma ile ilgili çıkabilecek zorunlu masraflar tarafımızdan karşılanacaktır. Bunun dışında size veya yasal temsilcilerinize herhangi bir maddi katkı sağlanmayacaktır.
- **ARAŞTIRMAYI KATILMAYI KABUL ETMEMEM VEYA ARAŞTIRMADAN AYRILMAM DURUMUNDA NE YAPMAM GEREKİR?**
- Araştırmaya katılımınız isteğe bağlıdır. İstedığınız zaman, herhangi bir cezaya veya yaptırıma maruz kalmaksızın, hiçbir hakkınızı kaybetmeksizin araştırmaya katılmayı reddedebilir veya araştırmadan çekilebilirsiniz.
- Araştırmadan çekilmeniz ya da araştırmacı tarafından çıkarılmanız durumunda da, sizle ilgili tıbbi veriler bilimsel amaçla kullanılabilir.
- **KATILMAMA İLİŞKİN BİLGİLER KONUSUNDA GİZLİLİK SAĞLANABİLECEK MIDİR?**
- Araştırma süresince elde edilen sizinle ilgili tıbbi bilgiler size özel bir kod numarası ile kaydedilecektir. Size ait her türlü tıbbi bilgi gizli tutulacaktır. Araştırmanın sonuçları yalnızca bilimsel amaçla kullanılacaktır. Araştırma yayınlansa bile kimlik bilgileriniz verilmeyecektir. Ancak, gerektiğinde araştırmanın izleyicileri, yoklama yapanlar, etik kurullar ve resmi makamlar tıbbi bilgilerinize ulaşabilecektir. Siz de istediğinizde kendinize ait tıbbi bilgilere ulaşabileceksiniz.
- **Çalışmaya Katılma Onayı:**

Yukarıda yer alan ve araştırmadan önce katılımcıya/gönüllüye verilmesi gereken bilgileri okudum ve katılmam istenen çalışmanın kapsamını ve amacını, gönüllü olarak üzerime düşen sorumlulukları tamamen anladım. **Çalışma hakkında yazılı ve sözlü açıklama aşağıda adı belirtilen araştırmacı tarafından yapıldı, soru sorma ve tartışma imkanı buldum ve tatmin edici yanıtlar aldım. Bana, çalışmanın muhtemel riskleri ve faydaları sözlü olarak da anlatıldı.** Bu çalışmayı istediğim zaman ve herhangi bir neden belirtmek zorunda kalmadan bırakabileceğimi ve bıraktığım takdirde herhangi bir olumsuzluk ile karşılaşmayacağımı anladım.

Bu koşullarda söz konusu araştırmaya kendi isteğimle, hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın katılmayı gönüllülük içerisinde kabul ediyorum. Bu formu imzalamamakla yerel yasaların bana sağladığı hakları kaybetmeyeceğimi biliyorum.

Bu Formun İmzalı Ve Tarihli Bir Kopyası Bana Verildi.

GÖNÜLLÜNÜN		
ADI & SOYADI		İMZASI
ADRESİ		
TEL&FAKS		
TARİH		

VELAYET VEYA VESAYET ALTINDA BULUNANLAR İÇİN VELİ VEYA VASİNİN		
ADI & S OYADI		İMZASI
ADRESİ		
TEL&FAKS		
TARİH		

SORUMLU ARAŞTIRMACININ		
ADI & SOYADI		İMZASI
ADRESİ		
TEL&FAKS		
TARİH		