

T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

DERİN KAVİTELERDE FARKLI RESTORATİF
MATERYALLERİN KLİNİK OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Emel TOPKARA

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Muhammet KARADAŞ

RİZE-2024

T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

DERİN KAVİTELERDE FARKLI RESTORATİF
MATERYALLERİN KLİNİK OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Emel TOPKARA

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Muhammet KARADAŞ

RİZE-2024

KABUL ve ONAY

Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi, Lisansüstü Eğitim Enstitüsü, Restoratif Diş Tedavisi Ana bilim dalında, Prof. Dr. Muhammet KARADAŞ danışmanlığında, Arş. Gör. Dt. Emel TOPKARA tarafından hazırlanan “Derin kavitelerde farklı restoratif materyallerin klinik olarak değerlendirilmesi” adlı bu tez çalışması, 31.10.2024 tarihinde yapılan savunma sınavı sonucunda oy birliği ile başarılı bulunarak jürimiz tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

Unvanı, Adı Soyadı

Başkan

: Prof. Dr. Muhammet KARADAŞ

Üye

: Doç. Dr. Güneş BULUT EYÜBOĞLU

Üye

: Dr. Öğr. Üyesi Fatih BEDİR

ETİK BEYAN

Restoratif Diş Tedavisi Programından mezun olmak üzere teslim ettiğim “Derin Kavitelere Farklı Restoratif Materyallerin Klinik Olarak Değerlendirilmesi” adlı tezim, bilim ve araştırma etiği prensiplerine riayet edilerek tarafımdan yazılmıştır.

Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmasında:

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçların bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmasında yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfla bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Emel TOPKARA

31/10/2024

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca, akademik tecrübesi ve klinik deneyimini benimle paylaşan, bilgileriyle daima bana yol gösteren, sabrı ve özverisiyle bana yardımcı olup destek veren kıymetli danışman hocam Prof. Dr. Muhammet KARADAŞ'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca, bilgi ve deneyimlerini esirgemediğim benimle paylaşan değerli hocalarım Doç. Dr. Gül YILDIZ TELETAR ve Dr. Öğr. Üyesi Fatih BEDİR'e,

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum, her konuda desteklerini hissettiğim, tüm asistan arkadaşlarıma ve bölüm personeline,

Her zaman beni motive eden, sevgisi ve sabrıyla bana her konuda destek olan, varlığıyla hayatıma anlam katan hayat arkadaşım İbrahim Emre TOPKARA'ya,

Hayatım boyunca yanımda olan, her konuda desteklerini benden esirgemeyen ve varlıklarıyla bana güç veren sevgili annem, babam ve kardeşime tüm kalbimle en içten saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Bu çalışma Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü birimince desteklenmiştir. Proje Numarası: TDH-2023-1493

This study was supported by Recep Tayyip Erdoğan University Scientific Research Projects Coordination Unit. Project Number: TDH-2023-1493

Emel TOPKARA, 2024-RİZE

İÇİNDEKİLER

ETİK BEYAN.....	I
TEŞEKKÜR.....	II
İÇİNDEKİLER	III
ÖZET	V
ABSTRACT	VI
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ.....	VII
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	IX
TABLO DİZİNİ	X
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Diş Çürüğü	4
2.1.1. Mine çürüğü.....	5
2.1.2. Dentin Çürüğü.....	6
2.1.3. Derin Dentin Çürüğü	10
2.2. Kompozit Rezinler	11
2.2.1. Kompozit rezinlerin tarihçesi.....	11
2.2.2. Kompozit rezinin içerisinde bulunan diğer bileşenler.....	14
2.2.3. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması	16
Kompozit rezinler;	16
2.2.4. Kompozit Rezinlerdeki Güncel Gelişmeler.....	22
2.2.5. Kompozit Restorasyonların Başarısını Etkileyen Faktörler	27
2.3. Cam İyonomer Restoratif Materyaller.....	32
2.3.1. Geleneksel Cam İyonomer Simanlar.....	33
2.3.2. Hibrit Cam İyonomer Simanlar	34
2.3.3. Yüksek Viskoziteli Cam iyonomer Simanlar (YVCİS)	34
2.3.4. Giomerler.....	36
2.3.5. Nano-iyonomerler	36
2.4. Restorasyonların Klinik Olarak Değerlendirilmesi.....	37
2.4.1. Modifiye USPHS (United States Public Health Service) Kriterleri.....	37
2.4.2. CDA (California Dental Association) Değerlendirme Kriteri.....	37
2.4.3. FDI (Federation Dentaire Internationale) Kriterleri.....	38
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	39
3.1. Çalışmaya katılacak olan bireylerin seçimi	39
3.2. Örneklem büyüklüğünün hesaplanması.....	40
3.4. Çürüğün Temizlenmesi ve Kavitelerin Hazırlanması	41

3.5.	Restorasyonların Yapılması	42
3.6.	Restorasyonların Klinik Olarak Değerlendirilmesi	45
3.7.	İstatiksel Değerlendirme	48
4.	BULGULAR.....	49
4.1	Kırık ve retansiyon kaybı	55
4.2.	Renk uyumu ve translusentlik	55
4.3.	Marjinal renklenme ve adaptasyonda bozulma	55
4.4.	Anatomik form ve aproksimal kontak	56
4.5.	Postoperatif hassasiyet.....	56
5.	TARTIŞMA.....	60
6.	SONUÇLAR ve ÖNERİLER	73
	KAYNAKLAR	74
	EKLER	92
	EK-1 Özgeçmiş	92
	EK-2 Etik Kurul Onayı.....	93
	EK-3 Kurum İzni.....	94
	EK-4 Bilgilendirilmiş Onam Formu.....	95
	EK-5 Benzerlik Raporu	101

ÖZET

Derin Kaviterlerde Farklı Restoratif Materyallerin Klinik Olarak Değerlendirilmesi: Prospektif, Randomize Klinik Çalışma

Amaç: Bu çalışmanın amacı, yüksek viskoziteli cam iyonomer, bulk fill kompozit ve konvansiyonel kompozitin derin kaviterlerde klinik performansını değerlendirmektir.

Gereç ve Yöntem: Bu çalışmaya, ESE (European Society of Endodontology) kriterlerine göre derin çürük lezyonu olan veya radyografik olarak dentinin $\frac{3}{4}$ üne ulaşan fakat çürük ve pulpa arasında sert dentin bölgesi izlenen dişlere sahip, sistemik olarak sağlıklı, 18 yaş ve üzerindeki bireyler dahil edildi. Toplamda 94 hastada üç farklı materyal (Equia Forte, Filtek One Bulk Fill ve Gradia Direct Posterior) kullanılarak 182 restorasyon yapıldı. Her iki kompozit materyali için tek bir adeziv sistem (Single Bond Universal) kullanıldı. Restorasyonlar başlangıç (1 hafta), 6 ay ve 12 ay sonunda modifiye FDI kriterlerine göre değerlendirildi. Elde edilen verilerin istatistiksel analizi Chi-square, Fisher's exact, Friedman, Wilcoxon signed rank testleri kullanılarak yapıldı.

Bulgular: 12 aylık takip sonunda sınıf II EF grubunda 4 restorasyonda (2 kayıp ve 2 kırık) başarısızlık tespit edildi. EF grubunda diş ile restorasyon arasında renk uyumu açısından kavite tipine bakılmaksızın önemli ölçüde farklılık gözlemlendi ($p < 0,001$). Sınıf II EF grubunda 1 restorasyonda marjinal açıklık gözlemlendi. EF ve FOBF ile restore edilen 1 er dişe ve GDP ile restore edilen 2 dişe kanal tedavisi uygulandı. İlk bir haftada bütün restorasyonlarda önemli derecede postoperatif hassasiyet gözlemlendi. Kavite tipi ve zamana bakılmaksızın postoperatif hassasiyet açısından restoratif materyaller arasında önemli bir farklılık gözlemlenmedi. Tüm gruplarda restorasyonların hiçbirinde marjinal renklenme ve sekonder çürük gözlemlenmedi. Toplamda EF materyali kompozit materyallerinden (%100) önemli ölçüde daha düşük retansiyon gösterdi (%91,1, $p = 0,01$).

Sonuç: 12 ay sonunda yüksek viskoziteli cam iyonomer retansiyon ve renk uyumu açısından kompozit materyallere göre daha düşük performans gösterdi.

Anahtar kelimeler: Bulk fill kompozit, Cam iyonomer, Derin çürük, Equia,

ABSTRACT

Clinical Evaluation of Different Restorative Materials in Deep Cavities: Prospective, Randomized Clinical Study

Aim: The aim of this study is to evaluate the clinical performance of high viscosity glass ionomer, bulk fill composite and conventional composite in deep cavities.

Material and Metod: Systemically healthy individuals aged 18 years and over with teeth that had deep caries lesions according to ESE (European Society of Endodontology) criteria or teeth that reached $\frac{3}{4}$ of the dentin radiographically but had a hard dentin area between the caries and pulp were included in this study. In total, 182 restorations were made in 94 patients using three different materials (Equia Forte, Filtek One Bulk Fill and Gradia Direct Posterior). A single adhesive system (Single Bond Universal) was used for both composite materials. The restorations were evaluated according to modified FDI criteria at the beginning (1 week), 6 months and 12 months. Statistical analysis of the data obtained was performed using Chi-square, Fisher's exact, Friedman, Wilcoxon signed rank tests.

Results: At the end of 12 months of follow-up, failure was detected in 4 restorations (2 missing and 2 fractured) in the class II EF group. In the EF group, a significant difference was observed in terms of color match between the tooth and the restoration, regardless of the cavity type ($p < 0.001$). Marginal opening was observed in 1 restoration in the Class II EF group. Endodontic treatment was required in 1 restoration in the EF group, 1 restoration in the FOBF group, and 2 restorations in the GDP group. No significant differences were observed between restorative materials in terms of postoperative sensitivity, regardless of cavity type and time. No marginal discoloration or secondary caries was observed in any of the restorations in all groups. Overall, the EF material showed significantly lower retention (91.1%, $p = 0.01$) than the composite materials (100%).

Conclusion: At the end of 12 months, high viscosity glass ionomer showed lower performance than composite materials in terms of retention and color compatibility.

Key words: Bulk fill composite, Deep caries, Equia, Glass ionomer cement

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

4-MET	: 4 Metakrikolsietil trimelitik
10-MDP	:10-metakriloiloksidetil dihidrojenfosfat
AFM	: İlave fragmentasyon monomeri
AUDMA	: Aromatik ürethan dimetakrilat
Bis-EMA	: Bisfenol A etoksi dimetakrilat
Bis-GMA	: Bisfenol A glisidil metakrilat
>	: Büyüktür
≥	: Büyük eşittir
CDA	: California Dental Association
CİS	: Cam iyonomer siman
DX511	: Modifiye ürethan dimetakrilat monomeri
EBPDMA	: Etoksillenmiş bisfenol a dimetakrilat
EF	: Equia Forte
ESE	: European Society of Endodontology
=	: Eşittir
FDI	: Federation Dentaire Internationale
FOBF	: Filtek One Bulk Fill
GCİS	: Geleneksel cam iyonomer siman
GDP	: Gradia Direct Posterior
GPDM	: Gliserol fosfat dimetakrilat
≤	: Küçük eşittir
<	: Küçüktür
LED	: Light Emitting Diode
µm	: Mikrometre

MDPB	: Metakriloiloksidodesilpiridinyum bromür
Mm	: Milimetre
MPTS	: 3 Metakriloksipropiltrimetoksisilan
mW/cm ²	: Miliwatt/Santimetrekare
Nm	: Nanometre
P	: Anlamlılık düzeyi
PEGDMA	: Polyethylene glycol dimethacrylate
pH	: Hidrojen potansiyeli
PPD	: 1 fenil 1,2 propanedion
PRG	: Pre-reacted glass ionomer
RMCİS	: Rezin modifiye cam iyonomer siman
TCD	: Tricyclodecan
TEGDMA	: Trietilenglikol metakrilat
TPO	: 2,4,6-trimetilbenzoildifenilfosfin
UDMA	: Üretan dimetakrilat
USPHS	: United States Public Health Service
VAS	: Görsel analog skala
%	: Yüzde
YVCİS	: Yüksek viskoziteli cam iyonomer siman

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1.1. Dentindeki çürük lezyonunun enine kesiti ve histolojik-klinik tabakalarının gösterimi ⁵⁵	9
Şekil 2.1.2. Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA' nın formülü	13
Şekil 3.1. Filtek One Bulk Fill kapsül	43
Şekil 3.2. Single Bond Universal	43
Şekil 3.3. Gradia Direct Posterior	43
Şekil 3.4. Capsmix-x amalgamatör	44
Şekil 3.5. Equia Forte	44
Şekil 3.6. Cavity Conditioner	44
Şekil 3.7. Equia Forte Coat	44
Şekil 4.1. Consort diyagramı Np, katılımcı sayısı; Nr, restorasyon sayısı	51
Şekil 4.2. EF ile yapılan restorasyonların (a) kavite preperasyonu, (b) başlangıç ve (c) 12 aylık takip fotoğrafları	57
Şekil 4.3. FOBF ile yapılan restorasyonların (a) kavite preperasyonu, (b) başlangıç ve (c) 12 aylık takip fotoğrafları	57
Şekil 4.4. GDP ile yapılan restorasyonların (a) kavite preperasyonu (b) başlangıç ve (c) 12 aylık takip fotoğrafları	58
Şekil 4.5. EF ile yapılan restorasyonların başarısızlıkları (a) restorasyon kırığı, ...	58
Şekil 4.6. Kullanılan restoratif materyaller için Kaplan-Meier sağkalım eğrileri (Log-rank, p = 0.009)	59

TABLO DİZİNİ

Tablo 2.1.1. Etkilenmiş ve enfekte dentin arasındaki farklar ^{53,54}	8
Tablo 2.1.2. Kompozit rezinlerin doldurucu partikül büyüklükleri ve yüzdelere göre sınıflandırılması ⁸¹	16
Tablo 3.1. Gönüllülerin Çalışmaya dahil edilme/ edilmeme kriterleri	40
Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan restoratif materyallerin içeriği	45
Tablo 3.3. Modifiye FDI Kriterleri Estetik Özellikler	46
Tablo 3.4. Modifiye FDI Kriterleri Fonksiyonel Özellikler	47
Tablo 3.5. Modifiye FDI Kriterler Biyolojik Özellikler	47
Tablo 4.1. Yapılan restorasyonların uygulandığı dişe, kavite tipine ve bulunduğu çeneye göre dağılımı	49
Tablo 4.2. Çalışmaya katılan popülasyonun karakteristik özellikleri	50
Tablo 4.3. Sınıf I restorasyonların uygulanan materyale göre dağılımı (%)	52
Tablo 4.4. Sınıf II restorasyonların uygulanan materyale göre dağılımı (%)	53
Tablo 4.5. Tüm kavite tiplerinin farklı materyallere göre dağılımı (%)	54
Tablo 4.6. Postoperatif hassasiyetin VAS' a göre ortalama (standart sapma) değerleri	59

1. GİRİŞ

Restoratif diş hekimliği; dişlerdeki çürük ve defektleri uzaklaştırarak geriye kalan diş yapısını koruyup, kaybedilen fonksiyon ve estetiği yerine getirmeyi amaçlar. Bu amaçla birçok restoratif materyal geliştirilmiştir.¹ Kompozit rezin materyaller, iyi mekanik özellikleri, mükemmel estetik özellikleri, konservatif hazırlıkları ve başarılı klinik performansları nedeniyle direkt restorasyonlarda ilk tedavi seçeneği olarak kullanılır.² Ancak kompozit rezinin, polimerizasyonu sırasında hacimsel büzülme gözlenir, bu da restorasyon ve diş arasında polimerizasyon gerilmelerinin oluşmasına yol açar.³ Bunun sonucunda mikrosızıntı, postoperatif hassasiyet, marjinal renk değişikliği, tüberkül kırıkları ve marjinlerde arayüzey boşluklarının oluşumu gibi bazı istenmeyen klinik durumlar ortaya çıkar.^{4,5} Geleneksel kompozitlerin tabakalı dolum tekniği gerektirmesi ve polimerizasyon derinliğinin sınırlı olması diğer dezavantajlarıdır.⁶ Tabaka kalınlığı, ışığın penetrasyon derinliği ve polimerizasyon büzülmesi nedeniyle en fazla 2 mm olarak belirlenmiştir.⁷ Fakat konvansiyonel kompozitlerin tabakalar halinde yerleştirilmesi derin kavitelerde ışınlama sayısını arttırarak uygulama süresinin uzamasına neden olmaktadır. Kompozitlerin daha büyük kütlelerde ve daha fazla kalınlıkta kaviteye uygulanabilmesini sağlamak amacıyla bulk fill kompozitler geliştirilmiştir.^{8,9}

Bulk fill kompozit rezinler translusentliği gelişmiş olduğundan geleneksel kompozitlerden daha yüksek polimerizasyon derecesine sahiptir. Bu kompozitlerin polimerizasyon derecesinin artması, kaviteye tek bir adımda 4 veya 5 mm kalınlıkta yerleştirilebilmelerine olanak sağlamaktadır.¹⁰ Bulk fill kompozitlerin tek tabaka halinde yerleştirilebilmeleri sayesinde özellikle derin kavitelerde zamandan tasarruf sağlanır ve düşük polimerizasyon büzülmesi elde edilir.^{11,12} Ayrıca hekime uygulama kolaylığı sağlar

ve kompozit tabakasının adaptasyonu daha iyi sağlanarak tabakalar arasında boşluk oluşması engellenir.¹³

Cam iyonomer simanlar, posterior bölge restorasyonunda kompozit rezinlere alternatif olarak kullanılabilen restoratif materyallerdir. Cam iyonomer simanlar biyouyumluluk, düşük marjinal sızıntı, termal genleşme katsayısının doğal diş dokusuna benzer olması, diş dokularına fizikokimyasal adezyon, flor salınımı, düşük büzülme, komşu proksimal çürüklerde artmış remineralizasyon ve restorasyon kenarlarında anti çürük özelliği gibi avantajlara sahiptir.¹⁴ Fakat konvansiyonel cam iyonomer simanların nem hassasiyeti, düşük kırılma ve aşınma direnci, yetersiz renk stabilitesi ve zayıf estetik özellikler gibi dezavantajları vardır. Bu olumsuz özellikleri nedeniyle malzemelerin toz/likit oranı, partikül boyutu ve dağılımı değiştirilerek yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar geliştirilmiştir.¹⁵

Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonları geleneksel cam iyonomer simanlarla aynı fakat reaksiyon daha hızlı gerçekleşmektedir.¹⁶ Hızlı sertleşme reaksiyonu ile erken dönem nem kontaminasyonu riski azaldığından geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha iyi mekanik ve fiziksel özellikler gösterirler.¹⁷ Ancak üretici firmalar, hızlı sertleşme reaksiyonu göstermelerine rağmen rezin örtücülerle kullanılmalarını önermektedirler.¹⁸ Yüksek viskoziteli cam iyonomerin yüzeyine rezin örtücü uygulanması, materyalin parlaklığını artırır, yüzey düzensizliklerini doldurarak düzgün bir yüzey sağlar, erken evrede neme duyarlılığı azaltır. Ayrıca restorasyonun aşınmaya ve kırılmaya karşı direncini artırarak materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirir.¹⁵

Dentinin $\frac{3}{4}$ üne ulaşan, aproksimal veya oklüzal yüzeyde, çürük ile pulpa arasında radyografik olarak sert dentin gözlenen çürükler derin çürük olarak tanımlanmaktadır.¹⁹ Derin çürük lezyonlarının tedavisi, pulpa dokusunun açığa çıkması ve postoperatif pulpa

komplikasyonları gibi pulpa için önemli riskler taşır. Dişin retansiyonu tehlikeye girebilir²⁰. Pulpa canlılığını korumak, oklüzyonda fonksiyonel canlı bir diş olması açısından çok önemlidir.²¹ Pulpayı dış uyaranlardan korumak, mikrobiyal zararı ortadan kaldırmak ve yeni bakteriyel saldırıyı önlemek için açıkta kalan dentin sızdırmaz dental bir biyomateryalle restore edilmelidir.²² Derin kavitelere rezin esaslı kompozit materyallerin yetersiz polimerizasyonundan dolayı, artık monomer salınımına bağlı olarak pulpa dokusunu tahriş etme olasılığı daha yüksektir.²³ Bu yüzden cam iyonomer esaslı restoratif materyaller derin kavitelere daha başarılı kullanılabilir. Ayrıca yüksek viskoziteli cam iyonomerlerin sertleşme mekanizmaları geleneksel cam iyonomerlerle aynı olup aşınma dirençleri, yüzey sertlikleri, basma ve eğme dayanıklılıkları artırılmıştır. Neme karşı hassasiyetleri geliştirilmiştir.²⁴ Bu da başarı oranını önemli derecede etkileyebilir.

Derin kavitelere farklı restoratif materyallerin performansını değerlendiren klinik çalışma bulunmamaktadır. Bu klinik çalışmanın amacı, derin kavitelere yüksek viskoziteli cam iyonomer, bulk fill kompozit ve konvansiyonel kompozitin klinik performansını değerlendirmektir. Çalışmadaki hipotezimiz; derin kavitelere kompozit rezin materyallerin (geleneksel ve bulk fill) ve yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların klinik performanslarının benzer olacağıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Diş Çürüğü

Diş çürüğü, plaktaki mikroorganizmaların karbonhidratları fermente etmesi sonucu açığa çıkan asidin diş sert dokularında mineral kaybına neden olduğu kimyasal bir yıkımdır.^{25,26} Bu yıkım demineralizasyon ve remineralizasyon arasındaki dengenin bozulmasıyla, inorganik komponentlerin demineralizasyonu ve organik yapının enzimatik olarak bozulması sonucu oluşur. Diş çürüğü genetik, immünolojik, mikrobiyal ve çevresel faktörlerin de etkili olduğu yaygın, kronik, multifaktöriyel bir hastalıktır.^{27,28}

Diş çürüğü, ağızda karyojenik bakteri varlığı, karbonhidrat, asit ve bakterilerin asidi parçalayabilmeleri için gerekli zaman sonucunda oluşmaktadır.²⁹ Bu etkenlerin birinin eksikliğinde çürük oluşmamaktadır.³⁰ Çürük oluşumu, diyet, diş, mikroflora ve tükürük gibi birçok faktörlerden etkilenir.³¹ Dental plak içindeki bakteriler karbonhidratları fermente ederek asit oluştururlar. Oluşan bu asitler dişin dış yüzeyinde demineralizasyona neden olarak kavite oluşumunu başlatırlar.^{32,33} Bu karyojenik bakteriler, düşük pH' da karbonhidratları hızlı bir şekilde aside dönüştürme özelliğine sahiptirler. Bakteri plağıyla tükürüğün tamponlayıcı ve yıkayıcı etkileri engellenir.³⁴ Bakteri plaklarının gerçekleştirdiği metabolik aktivite sonucu oluşan asit atakları ile tükürük pH'sı düşer. Bunun sonucunda diş dokusu ile tükürük arasındaki iyon dengesi bozularak tükürük içindeki kalsiyum ve iyon azaldığında hidroksiapatitten kalsiyum ve fosfat çözünerek kimyasal denge tekrar sağlanmaya çalışılır. Minedeki iyon kaybına bağlı oluşan dekalsifikasyonlar sonucu demineralizasyon süreci demineralizasyondan daha baskın olur. Bu süreç sonucunda da çürük oluşmaktadır.³⁵ Ağız ortamında dişler, devamlı olarak demineralizasyon ve remineralizasyon döngüsü içindedir. Bu döngü demineralizasyon lehine olduğunda, dişte geri dönüşümü olmayan mineral kaybına neden olarak kavitasyon oluşmaktadır.^{36,37}

2.1.1. Mine çürüğü

Minede diş çürüğünün erken evresi beyaz nokta lezyonları şeklinde görülür. Sükroz ve asit içeren yiyeceklerin sık tüketilmesi, kötü ağız hijyeni üç haftada beyaz nokta lezyonlarının oluşmasına neden olabilir. Mineral kaybıyla oluşan bu lezyonlar sağlam mine yüzeyinin altındaki demineralize alanlardır.^{35,38} Hava ile kurutulduğunda tebeşirimsi beyaz, opak alanlar şeklinde görülür.³⁹ Bu demineralize alanlar remineralize olamadığında mine yüzeyinde kavitasyonlar görülmektedir. Fakat kavitasyon görülmeyen çürük lezyonlarında bile mine yüzeyinde 20-40 µm kalınlığında poröz bir tabaka oluştuğu, mine prizmalarının demineralize olduğu ve mineral kaybının görüldüğü izlenmiştir. Demineralizasyon nedeniyle mine yüzeyleri pürüzlü ve minenin translusentliği kaybolmuştur.⁴⁰ Başlangıç çürük lezyonunun ilerlemesi ile oluşan mine çürüğü; tabanı mine yüzeyinde, tepesi dentinde üçgen şeklinde görülen bir demineralizasyon bölgesidir.⁴¹ Mine yüzeyinde gözlenen bu demineralizasyon, karyojenik biyofilmin asidojenik etkisiyle oluşmaktadır.⁴² Plak pH 'sının azalması ve organik yapının demineralizasyonu ile minedeki çürük lezyonu dentine doğru ilerler.⁴³

Mine çürüğüne histolojik olarak bakıldığında; mine yapısındaki bozulmalar ve mineral kaybı sonucunda çürük lezyonundan sağlıklı dokuya doğru 4 farklı tabakadan oluştuğu gözlenmiştir.⁴⁴

2.1.1.1. Yüzeyel Tabaka

Mine çürüğünün en dışında bulunan yüzeyel tabaka, çözünmesi en zor en sert tabakadır. Sağlıklı mine dokusuna göre daha poröz bir yapıdadır.⁴⁵ Sağlam mine dokusuna oranla yüksek flor içeriğine sahip hipermineralize bir tabakadır. Bakteri geçişine karşı bariyer görevi görmektedir.^{34,46} Yüzeyel tabakanın mekanik yolla kaldırılması sonucunda minenin remineralize olma şansı kaybolur. Bu yüzden kavitasyon gözlenmediği durumlarda yüzeyel tabakanın korunması gereklidir.³⁸

2.1.1.2. Çürüğün Gövdesi

Mine çürüğünün en geniş bölgesini çürüğün gövdesi oluşturur. Çevreden merkeze %5-25 oranında boşluklara sahip, demineralizasyonun en fazla görüldüğü bölgedir. Retzius çizgileri bu tabakada oldukça belirgindir. Porların genişliği mikroorganizma geçişine neden olabilecek şekilde artarsa bu tabakada mikroorganizma bulunabilir.^{34,46} Radyografide radyolüsent olarak izlenir.³⁸

2.1.1.3. Karanlık Tabaka

Bu tabaka polarize ışığı geçirmediğinden karanlık tabaka olarak adlandırılmıştır. Çürüğün gövdesinde geniş olan porlar madde birikimiyle bu tabakada mikropor haline dönüşür. Porların içine hava veya buhar dolması sonucu tabaka opak olur. Karanlık tabakanın kalınlığı çürüğün ilerleme hızına göre değişebilmektedir.^{34,38,46}

2.1.1.4. Saydam Tabaka

Saydam tabaka, çürük lezyonunu sağlıklı diş dokusundan ayırır. Sağlıklı mine dokusuna kıyasla on kat daha fazla porözlü alanlara sahiptir. Mikroporlar ve geniş porların her ikisine de rastlanmıştır. Mine prizmaları ile retzius çizgileri azalmış veya kaybolmuştur. Bu tabakada mine dokusunun organik kısmının deforme olduğu gözlenmiştir.^{38,43,47}

2.1.2. Dentin Çürüğü

Çürük lezyonunun dentinde ilerlemesi, dentinin yapısal farklılıklarından dolayı mineden daha farklıdır. Dentinin mineral içeriği mineden daha azdır. Asitlerin ve minerallerin geçişini sağlayan mikroskobik kanalları vardır. Çürük ataklarına karşı en dirençsiz bölge mine dentin sınırındır ve çürük bu bölgeye ulaştığında hızlı bir şekilde yayılır. Çürük lezyonu dentin tübüllerini izleyerek dentinde ilerler ve mine dentin sınırından pulpaya doğru daralan V şeklinde izlenir. Dentinin mineye oranla inorganik

içeriğinin daha az olması ve asit ataklarına karşı dirençsiz olmasından dolayı çürük, dentin dokusunda mineye göre daha hızlı ilerler.⁴⁸

Dentin çürüğünün ilerlemesi sırasında dokuda birtakım değişiklikler meydana gelmektedir. Bunlar;

- 1) Zayıf organik asitler tarafından dentinin demineralizasyonu
- 2) Dentinin organik kısmının, özellikle de kollajenin dejenere olup çözünmesi
- 3) Yapısal bütünlüğün bozulması sonucunda bakterilerin istilası⁴⁹

Dentin çürüğü histolojik olarak incelendiğinde dış yüzeyden pulpaya doğru 5 farklı tabaka şeklinde sınıflandırılmıştır;

2.1.2.1. Enfekte dentin

Dentin çürüğünün en dışında bulunan bakteriden zengin tabakasıdır. Kollajen yapısı geri dönüşümsüz olarak bozulmuştur ve mineral içeriğini kaybetmiştir. Yumuşak bir yapıya sahiptir. Bu tabakanın remineralize olma ihtimali olmadığı için restorasyon öncesi mutlaka uzaklaştırılmalıdır.⁵⁰

2.1.2.2. Bulanık dentin

Bakterilerin dentin tübüllerine invaze olup tübüllerini doldurduğu tabakadır. Tübüller genişlemiştir ve tübüllerde çok az mineral bulunmaktadır. Remineralizasyonu sağlayan kollajen parçalandığından dentin kendini tamir edemez. Bu nedenle bu tabakanın restorasyondan önce uzaklaştırılması gerekmektedir.⁵⁰

2.1.2.3. Transparan (Saydam) dentin

Bu tabakanın sertliği normal dentin tabakasından daha düşüktür. İntertübüler dentinde fazla miktarda mineral kaybı vardır ve dentin tübüllerinde büyük kristallere rastlanmaktadır. Bu tabakada bakteri yoktur. Çapraz kollajen bağlar yıkılmadığından remineralizasyon şansı vardır.⁵¹

2.1.2.4. Subtransparan (Yarı saydam) dentin

Bu tabaka normal dentin tabakasının üzerindedir. Bakteri bu tabakada bulunmaz. İntertübüler dentinde demineralizasyon ve dentin tübüllerinde ince kristaller gözlenir. Odontoblast uzantıları bazı bölgelerde hasar görmüş olmasına rağmen devamlılığını korur. Bu nedenle dentinin uyarılması bu tabakada ağrıya neden olur. Ayrıca bu tabaka remineralize olma özelliğine sahiptir.⁵¹

2.1.2.5. Normal dentin

Dentin çürüğünün en alt kısmında yer alır. Kollajen çapraz bağlarının yapısı ve dentin tübüllerinin yapısı bozulmamıştır. Osmotik değişiklikler, frezlerin dentine uygulanması, hava ile kurutma gibi dentine gelen uyarılar sonucunda bu tabakada keskin ağrılar meydana gelir.⁵¹

Dentin çürüğü, klinik olarak incelendiğinde enfekte dentin ve etkilenmiş dentin olmak üzere iki tabakadan oluşmaktadır. Enfekte ve bulanık dentin tabakaları enfekte dentini, saydam ve yarısaydam dentin tabakaları etkilenmiş dentini oluşturmaktadır.⁵² Etkilenmiş ve enfekte dentin tabakaları arasındaki farklar tablo şeklinde gösterilmiştir.

Tablo 2.0.1. Etkilenmiş ve enfekte dentin arasındaki farklar^{53,54}

Etkilenmiş dentin	Enfekte dentin
Dentin çürüğünün iç tabakasıdır.	Dentin çürüğünün dış tabakasıdır.
Sert ve koyu renklidir.	Yumuşak, açık kahverengi veya sarı renklidir.
Kollajen çapraz bağları tamamen bozulmamıştır.	Kollajen çapraz bağları denatüre olmuştur.
Remineralize olma şansı vardır.	Remineralize olamaz.
Asidürik bakteriler proteolitik bakterilerden sayıca fazladır.	Proteolitik bakteriler sayıca asidürik bakterilerden daha fazladır.

Güncel bir sınıflamaya göre dentin çürüğünde üç farklı dentin bölgesi tanımlanmıştır:



Şekil 2.0.1. Dentindeki çürük lezyonunun enine kesiti ve histolojik-klinik tabakalarının gösterimi⁵⁵

Yumuşak dentin (enfekte dentin)

Yumuşak dentin; bakteri varlığı, düşük mineral içeriği ve geri dönüşümsüz olarak denatüre olan kollajen yapısıyla karakterize, dişin dış yüzeyine daha yakın olan çürük tabakasıdır. Histolojik olarak bu tabaka nekrotik ve kontamine alanı kapsamaktadır. Yumuşak dentin kendi kendini tamir edemez ancak restoratif tedaviyle çürük durdurulabilir.^{55,56}

Klinik olarak yumuşak dentinin yapısı sağlam dentine göre bozuktur. Elle ve döner aletle kolayca uzaklaştırılabilir. Geri dönüşümsüz yıkım nedeniyle remineralize olamayan bu tabaka restorasyon öncesi tamamen uzaklaştırılmalıdır.⁵⁵

Sıkı dentin (Etkilenmiş dentin)

İntertübüler dentin demineralizasyonu ve çürük lezyonunun ilerleyen kısmında intratübüler kristallerin oluşumuyla karakterize iç çürük olarak da adlandırılan dentin tabakasıdır. Tübül lümeni minerallerle dolu olduğundan ışık mikroskopunda incelenen kesiti “şeffaf” bir görüntü verir. Histolojik olarak bu bölge demineralize alanı kapsamaktadır. Sıkı dentin demineralizasyon nedeniyle; sert ve normal dentine göre daha yumuşaktır. Kollajen çapraz bağlar bozulmadan kalır ve remineralizasyon için kalıp

görevi görür. Bu nedenle, pulpanın vital olması koşuluyla sıkı dentinin remineralizasyonu mümkündür.^{55,56}

Klinik olarak sıkı dentin, el aletleriyle uzaklaştırmaya dirençlidir ancak basınçla uzaklaştırılabilir. Diş restore edilirken bu tabakanın korunması sonucunda aşırı madde kaybının önüne geçileceği belirtilmiştir.⁵⁰

Yumuşak ve sert dentin arasında özellikle yavaş ilerleyen çürük lezyonlarında köselemsi yapıya sahip bir geçiş bölgesi vardır. Bu bölgeye “köselemsi dentin” denir. Klinik olarak bir aletin basıncından zarar görmez ancak ekskavatör ve küret gibi el aletleriyle fazla basınç uygulanmadan uzaklaştırılabilir.^{56,57}

Sert dentin

Sert dentin, çürük lezyonunun pulpaya ulaşmadığı durumda lezyonun en derin bölgesidir. Normal dentin, sklerotik dentin ve tersiyer dentini içerir. Klinik olarak serttir. Künt bir el aletiyle kolayca kaldırılamaz ancak frez veya keskin bir el aletiyle uzaklaştırılabilir.^{55,56}

Bu dentin çürük bölgeleri yavaş ilerleyen lezyonlarda net bir şekilde izlenir. Hızlı ilerleyen çürük lezyonlarında bölgeler arasındaki fark daha az belirgindir.⁵⁵

2.1.3. Derin Dentin Çürüğü

Derin dentin çürüğü, dentinin 3/4' üne ulaşan ancak çürük lezyonu ile pulpa arasında sert dentin bölgesi izlenen, aproksimal veya okluzal yüzeye yerleştiğinde radyografik olarak tespit edilebilen çürük terimidir. Derin dentin çürüklü dişlerin tedavisinde kalan dentin kalınlığı klinik olarak tam belirlenemediğinden biyoyumluluğu yüksek bir materyalle restore edilmesi gerekir.¹⁹

Çürük dokusu temizlenerek yapılan restorasyonlarla amaç; çürüğün ilerlemesinin durdurulması, kalan diş dokusunun onarılması ve dişin normal fonksiyonunun sürdürülebilmesini sağlamaktır.⁵⁸ Bu amaçla restoratif materyaller diş dokusuyla

biyoyumlu olmalı, diş yapısına benzer özellikte olmalı, dişi destekleyerek uzun süre bozulmadan kalarak fonksiyonun sürdürülmesini sağlamalıdır.⁴⁸

2.2. Kompozit Rezinler

2.2.1. Kompozit rezinlerin tarihçesi

Birbirinden farklı özelliklere sahip en az iki materyalin birleşmesiyle oluşan, bir araya geldiklerinde tek başlarına sahip olamadıkları özellikleri gösteren materyale kompozit adı verilir.⁵⁹

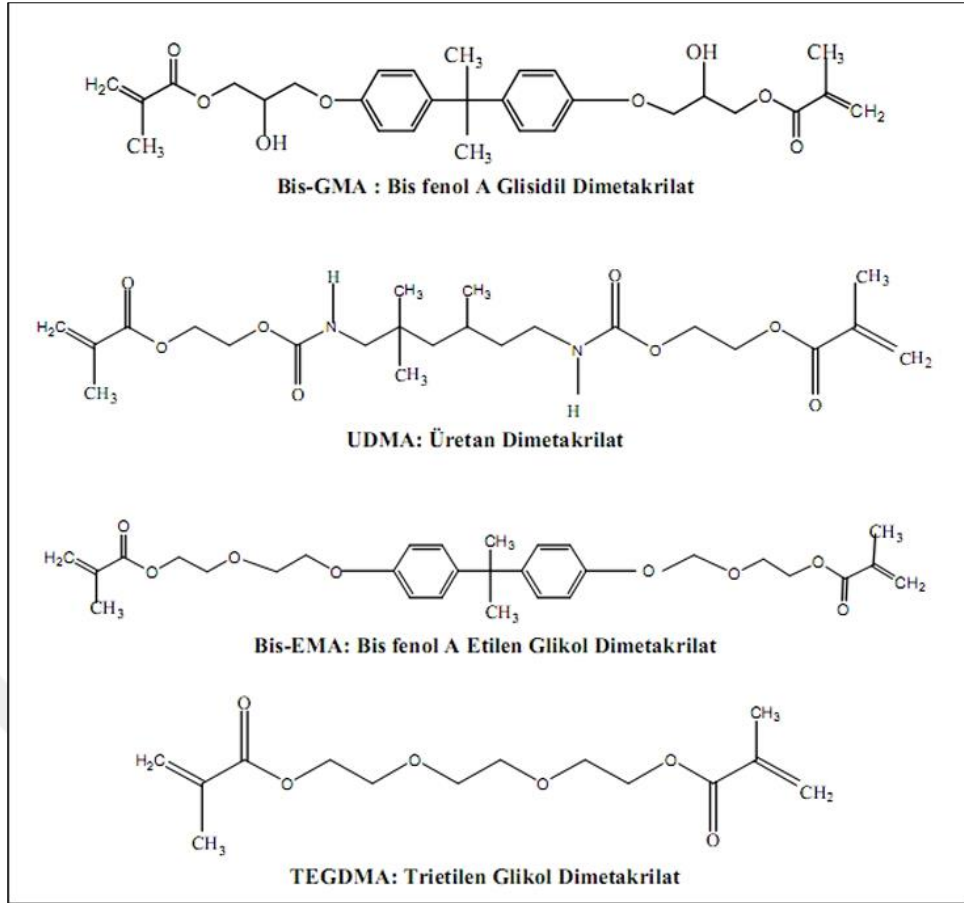
Diş hekimliğine, rezin bazlı materyaller 1940'lı yıllarının sonuna doğru katılmıştır. İlk üretilen kompozit materyallerinde renk uyumluluğunun sağlanamaması, polimerizasyon büzülmesi ve adezyondaki sıkıntılar kısa sürede başarısızlığa neden olmuştur.^{60,61} Buonocore 1955 yılında, akrilik rezinlerin mine yüzeyine adezyonunu güçlendirmek için ortofosforik asiti geliştirmiştir. Dr. Ray Bowen 1956 yılında Bisfenol A glisidil metakrilat (Bis-GMA) monomerini geliştirmiş ve 1962 yılında bu monomeri içeren kompozit rezini tanıtmıştır. 1965 yılında da Bis-GMA monomeri ile silanlanmış kuartz partiküllerinden oluşan rezin materyallerin patenti alınmıştır.⁶² İlk zamanlarda kimyasal olarak sertleşen iki komponentli materyaller kullanılırken 1970'li yıllarda ultraviyole ışık kaynağı (365 nm) ile polimerize olan kompozit materyaller piyasaya çıkmıştır. Fakat bazı dezavantajları nedeniyle ultraviyole ışık kaynağı yerine günümüzde de kullanılan görünür ışık (427-491 nm) kullanılmaya başlandı.^{63,64} İlerleyen dönemlerde nanoteknolojiyle birlikte kompozit rezinlerde önemli gelişmeler görülmüştür. Aşınma direnci, dayanıklılık ve doğal diş yapısına benzer özelliklere sahip kompozitler geliştirilmiştir. Ayrıca, kompozitlerin diş yapısına adezyonundaki gelişmeler kompozit restorasyonlarının ömrünü ve performansını arttırmıştır.⁶⁵

Diş hekimliğinde sık kullanılan rezin kompozitlerin yapısını, organik matriks ile farklı tip ve boyutlardaki inorganik doldurucular ve ara faz oluşturmaktadır.⁶⁶

- Organik matriks fazı (taşıyıcı faz)
- İnorganik faz (dağılan faz)
- Ara faz (silan bağlayıcı faz)

2.2.1.1.Organik matriks fazı

Organik matriks monomerlerin bir araya gelmesiyle oluşan polimer bir yapıdır. İçerisinde; ko-monomerler, monomerler, polimerizasyon başlatıcılar, inhibitörler, stabilizörler, hızlandırıcı sistem ve ultraviyole ışınları absorbe eden ajanları ihtiva ederler. Rezin kompozitlerin polimerizasyon derecesini ve klinik performansını etkilemektedirler. Ayrıca organik matriksin miktarının fazla olması polimerizasyon büzülmesini artırır.⁶⁷ En sık kullanılan iki monomer, bisfenol glisidil metakrilat (Bis-GMA) ve üretan dimetakrilattır (UDMA). Piyasadaki dental kompozit rezinlerde %80-90 oranında Bis-GMA kullanılmaktadır. Bis-GMA, üzerindeki hidroksi grupları arasında oluşan hidrojen bağı etkileşiminden dolayı yüksek viskoziteye sahiptir.⁶⁸ Bis-GMA' nın yüksek viskozite oranını azaltmak için kompozit materyallere düşük viskoziteli bisfenol a etoksi dimetakrilat (Bis-EMA), trietilenglikol metakrilat (TEGDMA) monomeri eklenmiştir. TEGDMA kompozit rezinlerde marjinal dayanıklılık ve esnekliğin artmasını sağlayarak aşınmaya karşı direnci düşürür. Ayrıca düşük molekül ağırlığına sahip olduğundan dönüşüm derecesi yüksektir. Bu nedenle de TEGDMA monomerinin polimerizasyon büzülmesi fazladır.^{69,70} UDMA' nın ise Bis-GMA' ya göre renk stabilitesi daha iyi ve daha güçlü adezyona sahip yapısı vardır. UDMA hidroksil grubu içermediğinden düşük su absorpsiyonuna sahiptir. Ayrıca daha yüksek eğilme direnci, elastik modülü ve sertlik göstermektedir.⁷¹



Şekil 2.0.2. Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA' nın formülü

2.2.1.2. İnorganik faz

Kompozit rezinlere; polimerizasyon büzülmesini azaltmak, materyalin optik özelliklerini geliştirmek ve mekanik direnci arttırmak amacıyla farklı şekil, boyut ve çeşitlilikte doldurucu eklenmektedir.⁴ Doldurucu olarak kuartz, çinko, baryum, lityum alüminyum silikat, baryum alüminyum silikat, koloidal silika, borosiklat cam, yitrium ve stronsiyum gibi partiküller kullanılmaktadır. Baryum, çinko, stronsiyum ve yitrium rezin materyale radyoopasite sağlar.⁷² Isısal genleşme katsayısı düşük olan koloidal silika ise kompozitin kondansasyon ve cilalanabilme özelliğini artırır. Işık geçirgenliğini ve kompozit rezinin mekanik özelliklerini saf silika partikülleri artırır. Ayrıca kompozit rezinlere mineye benzer yarı şeffaf görüntü kazandırır. Saf silikanın, kristalin (kuartz, kristobalit, tridimit) ve nonkristalin (cam) olmak üzere iki formu vardır. Kristalin

formunun yapısal olarak sert olması bitim ve cila işlemlerini zorlaştırır. Bu nedenle günümüz kompozitlerinde silikanın nonkristalin formu tercih edilmektedir.^{68,73}

Doldurucu partiküllerin oranının artmasıyla organik matriks miktarı azalır ve bunun sonucunda kompozit rezinin aşınmaya karşı direnci, elastisite modülü, gerilme dayanımı gibi mekanik özellikleri gelişir. Ayrıca polimerizasyon büzülmesi ve su absorpsiyonu azaldığından kompozit rezinin renk stabilitesi, mikrosızıntı gibi fiziksel özelliklerinde gelişme sağlanır.⁷⁴

2.2.1.3.Ara faz (Silan bağlayıcı faz)

Kompozit rezin materyallerde organik matriks fazı ve inorganik faz arasında rezinin fiziksel özelliklerini geliştirmek ve kimyasal yapının devamlılığını sağlamak için sıkı bir bağlantıya ihtiyaç vardır. Bu bağlantıya ara faz denir. Organik matriks ile inorganik doldurucular arasındaki bağlantıyı sağlayan ajana ise “silan” adı verilir.⁷⁵ Güncel olarak en sık kullanılan silan bağlayıcı ajan 3 metakriloksipropiltrimetoksisilan (MPTS)’ dir. Bu silan hidrojen ve kovalent bağlar yardımıyla rezin matriksle birleşir.⁶³

Silan, kompozit rezin materyallerin fiziksel ve kimyasal özelliklerinin geliştirilmesini sağlar. Ayrıca rezin materyal ile partikül arasında su geçişine izin vermeyerek hidrolitik dengenin kurulmasını sağlar. Silan sayesinde su absorpsiyonu ve rezinin çözünürlüğü gibi dezavantajların önüne geçilebilir.^{76,77}

2.2.2. Kompozit rezinin içerisinde bulunan diğer bileşenler

a) Aktivatörler ve başlatıcılar

Kompozit rezinlerin aktivasyonu ışıkla veya kimyasal olmak üzere iki farklı şekilde olmaktadır. Işıkla polimerize olan kompozit rezinlerde dimetil aminometakrilat gibi aktivatörler ve kamforokinon gibi diketon fotobaşlatıcılar kullanılır.⁷⁸ Kimyasal tepkime ile polimerize olan kompozit rezinlerde benzoil peroksit ve tersiyer amin beraber

kullanılır. Benzoil peroksit başlatıcı olarak, tersiyer amin ise hızlandırıcı olarak görev almaktadır.⁶⁹

Işıklı sertleşen kompozitlerde en sık kullanılan foto başlatıcı kamforokinondur. İçeriğinde parlak sarı bir pigment olması nedeniyle rezinin rengini etkileyebilir. Açık renkli kompozit rezin elde etmek için 1 fenil 1,2 propanedion (PPD) ve 2,4,6-trimetilbenzoildifenilfosfin oksit (Lucirin TPO) gibi foto başlatıcılar rezine eklenmektedir. Lucirin TPO' nun 420 nm gibi daha kısa dalga boylu ışıkları aktive edebildiği bildirilmiştir.⁷⁹ İvocerin ise germanyum bazlı bir diğer foto başlatıcıdır. Işığı absorbe ederek yüksek fotoaktivite gösterdiğinden kamforokinona ek olarak kompozit rezinin yapısına katılabilir.⁸⁰

b) İnhibitörler

Kompozit rezin materyallerin ısı, ışık veya kimyasal yollarla kendiliğinden polimerizasyonunu engellemek için organik matriks içine katılan bileşenlerdir. Bu amaçla en sık kullanılan inhibitörler, metoksifenol ve tersiyer bütıl fenoldür. Böylece materyalin raf ömrü ve çalışma süresi uzatılmış olur.⁷⁷

c) UV Stabilizatörler

Kimyasal yolla polimerizasyonu olan kompozit rezinlerde reaksiyona girmeyen artık maddeler oluşur. Bu maddeler ultraviyole ışığın etkisiyle amin renklenmesi olarak bilinen kahverengi renklenmeye neden olur. Oluşabilecek renk değişimlerini önlemek ve renk stabilitesini sağlamak için kompozit rezinlere ultraviyole stabilizatörler eklenir.⁷⁷

d) Pigmentler

Kompozit rezinlere estetik olarak istenilen renkleri elde etmek için eklenirler. Opaklığı artırmak için genellikle titanyum oksit ve alüminyum oksit gibi metal oksitler eklenir.²⁶

2.2.3. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler;

- 1) İçeriklerindeki inorganik doldurucu miktarına ve partikül boyutuna
- 2) Polimerizasyon yöntemlerine
- 3) Viskozitelerine göre sınıflandırılmaktadırlar.

Günümüzde geçerliliğini koruyan sınıflama ise inorganik doldurucu partiküllerin miktarı ve büyüklüğünün esas alındığı Lutz ve Philips' in sınıflamasıdır.⁸¹

2.2.3.1. Kompozit rezinlerin inorganik doldurucu partikül boyutlarına göre sınıflandırılması

Kompozit rezinlerin inorganik doldurucu partikül büyüklüğü polisajlanabilirliği, polimerizasyon derinliğini, polimerizasyon büzülmesini ve fiziksel özellikleri etkilediği için boyutuna göre sınıflandırılması önemlidir.⁸²

Tablo 2.0.2. Kompozit rezinlerin doldurucu partikül büyüklükleri ve yüzdelere göre sınıflandırılması⁸¹

Kompozit rezin	İnorganik doldurucu büyüklüğü (μm)	İnorganik doldurucu yüzdesi (%)
Megafil	50-100 μm	%70-80
Makrofil	10-100 μm	%70-80
Midifil	1-10 μm	%70-80
Minifil	0,1-1 μm	%75-85
Mikrofil	0,01-0,1 μm	%35-60
Hibrit	0,04-1 μm	%75-80
Nanofil	0,001-0,01 μm	%85-90

a) Megafil Kompozitler

İnorganik doldurucu partikül boyutu 50-100 mikrometre (μm) büyüklüğünde olan kompozitlere megafil kompozitler denir. Aşınma ihtimali yüksek bölgelere ve okluzal temas alanları gibi aşırı kuvvete maruz kalan bölgelerde kullanılması önerilir. 'İnsert' cam partikülleri ise 0,5-2 milimetre (mm) büyüklüğündeki mega dolduruculardır.^{72,83}

b) Makrofil Kompozitler

10-100 μm doldurucu partikül büyüklüğüne sahip kompozitlere makrofil kompozitler denir. Cam partikülleri ve kuartzdan oluşmaktadır. Büyük ve sert organik partiküller nedeniyle organik yapı inorganik yapıdan daha fazla aşınır. Bu durum yüzey pürüzlülüğü ve renklenmenin artmasına neden olur. Çiğneme kuvvetlerine karşı dirençsizdirler. Bitirme ve cila işlemlerinin zor olması en önemli dezavantajlarıdır.^{72,84}

c) Midifil Kompozitler

Midifil kompozitler 1-10 μm partikül büyüklüğünde kompozitlerdir. Polisaj ve cila işlemleri makrofil kompozitlere göre daha iyidir. Ancak makrofil kompozite benzer olumsuzluklara sahip olması nedeniyle günümüzde çok tercih edilmemektedir.^{29,48}

d) Minifil Kompozitler

0,1-1 μm boyutunda partikül büyüklüğüne sahip kompozitlerdir. Küçük doldurucu partikülleri ile daha pürüzsüz bir yüzey elde edilir. Böylece estetik özellikleri iyileştirilmiştir. Ayrıca aşınmaya karşı direnç artmış ve materyal radyoopak hale gelmiştir. Ancak çiğneme kuvvetlerine karşı dirençli olmaması dezavantajlarıdır.^{72,84}

e) Mikrofil Kompozitler

Partikül büyüklüğü 0,01-0,1 μm arasında olan kompozitler mikrofil kompozitlerdir. İçerisinde kolloidal silika partikülleri vardır. Makrofil kompozitlere göre daha iyi bitirme ve cila özelliğine ve yüksek sıkışma dayanıklılığına sahiptir. Partikül miktarı makrofil kompozitlere oranla da azdır. Bu nedenle elastisite modülü düşük, su absorpsiyonu ve ısısal genleşme katsayısı yükselmiştir.^{65,72} İçeriğindeki küçük partiküllerin optik özelliklerinin mineye benzer olmasıyla estetik özellikleri artmıştır. Çiğneme kuvvetlerine karşı dirençleri düşüktür. Bu yüzden anterior dişlerin restorasyonunda kullanılabilirler.^{72,84}

f) Hibrit Kompozitler

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 0,04-1 µm arasında olan kompozitlere hibrit kompozitler denir. Bu kompozitler mikrofil kompozitlerin iyileştirilmiş yüzey pürüzlülüğünden ve makrofil kompozitlerin de fiziksel ve mekanik özelliklerinden yararlanmak amaçlı farklı büyüklükteki doldurucuların karıştırılması ile oluşmuşlardır. Bu kompozitlerin partikül boyutları makrofil kompozitlere göre küçüktür, partikül miktarı ise mikrofil kompozitlerden daha fazladır. Mekanik özellikleri ise her iki kompozit rezine göre daha iyidir.^{72,84}

Hibrit kompozitlerin içeriğindeki mikro partikül miktarı fazla ise bu kompozite “mikrohibrit” kompozit denir. Estetik ve yüksek aşınma direnci gösteren hem anterior hem de posterior bölge restorasyonlarında kullanılan “universal” kompozit olarak bilinmektedirler.⁸⁴ Mikrohibrit kompozitlere daha küçük partiküllerin eklenmesiyle geleneksel hibrit kompozitlere göre daha iyi polisajlanabilir bir kompozit elde edilir.⁸⁵ Fakat mikrohibrit kompozitlerin fiziksel özellikleri geleneksel mikrofil kompozitlerden daha iyi olmasına rağmen cilalanabilirliği daha üstün değildir.⁸²

Hibrit kompozitlerin içeriğindeki nano partikül miktarı fazla ise bu kompozite de “nanohibrit” kompozit denir. Nanohibrit kompozitler; mikrofil kompozitlerin iyi cilalanma ve uygulama, geleneksel hibrit kompozitlerin ise gelişmiş fiziksel özelliklerini gerçek anlamda gösteren “universal” kompozitlerdir.⁸⁶ Nanomer ve nanocluster partiküllerinden oluşan kompozit rezinlere nanofil kompozit rezin adı verilir.⁸⁷

Küçük partiküllü kompozit rezinlerde doldurucu partiküllerin monomer matrikse katılmasıyla oluşan karışımın viskozitesinde artış görülür. Bu sorunu çözebilmek için monomer matrikse önceden polimerize edilmiş 1-20 µm büyüklüğünde partikül içeren mikrofil kompozit parçası eklenmiştir. Doldurucu partiküllerle yapılan bu karışım sonucu oluşan kompozitlere heterojen kompozitler denir.⁸⁸

g) Nanofil Kompozitler

Doldurucu partikül büyüklüğü 0,001-0,01 µm büyüklüğünde olan kompozitlerdir. Nanofil kompozitlerin organik yapısı diğer kompozitlere benzerken inorganik yapısı iki farklı partikülden oluşmaktadır. Bu iki partikül; silika nano doldurucular (nanomer) ve nanomer gruplarıdır (nanocluster). 5-75 nm boyutlarında gruplaşma yapmayan silika partiküllerine nanomer adı verilir. 50 nm' den küçük nanomerlerin birleşmesiyle oluşturdukları yapıya nanocluster denir. Bu gruplar tek bir yapı gibi gelişmiş mekanik, optik ve termal özellikler gösterirler.^{89,90} İçerisinde nanopartikül bulunan kompozitin bitirme ve cila özellikleri geliştiği için pürüzsüz yüzeye, yüksek renk stabilitesine ve plak retansiyonu az restorasyonlar yapılabilir. Ayrıca bu kompozitlerin kolay uygulanabilir olması ve yüksek mekanik özelliklere sahip olması nedeniyle mikrofil kompozitlere göre endikasyonları daha geniş çaplıdır.^{88,91}

2.2.3.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

a) Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinler

Kimyasal yolla polimerize olan bu kompozitler pat-pat veya pat-likit şeklinde bulunurlar. Patlardan biri polimerizasyon başlatıcı benzoil peroksit, diğeri ise reaksiyonu aktive eden tersiyer amindir.⁶⁹ Bu iki pat karıştırıldığında aminle benzoil peroksit reaksiyona girerek serbest radikaller oluşur ve polimerizasyon başlar. Tepkime sonucu tersiyer aminler kimyasal değişikliğe uğrayarak kahverengi amin renklenmesine neden olurlar. Bu renklenme nem absorpsiyonu ve ultraviyole ışıkla hızlanır.⁷² Bu şekilde polimerize olan kompozit rezinler renk stabilitesini olumsuz etkilediği için; ışıkla polimerizasyonun yetersiz kaldığı, estetik kaygısı olmayan, diş eti seviyesinin altındaki servikal lezyonlar ve kök-sement çürüklerinde tercih edilirler.⁹² Kimyasal yolla

polimerize olan kompozit rezinler günümüzde direkt restorasyonlar yerine kor materyallerinde yapıştırıcı olarak kullanılırlar.⁹³

b) Işık ile polimerize olan kompozit rezinler

Işık ile polimerize olan bu kompozitler tek pat şeklinde üretilip 1972 yılında kullanılmaya başlanmıştır. Başlarda bu kompozitlerin polimerizasyonunda ultraviyole ışık kullanılmıştır. Fakat ultraviyole ışığın hem hastaya hem de hekime verebileceği zararlı etkiler nedeniyle yerine görünür ışık tercih edilmiştir. Kompozit rezinlerin polimerizasyonu için görünür mavi ışığın 410-500 nm dalga boyunda ve en az 400 mw/cm² olması gerekir. Bu kompozitlere reaksiyon başlatıcı olarak kamforokinon, hızlandırıcı olarak ise alifatik amin eklenmiştir.^{49,72}

Kimyasal yolla polimerize olan kompozitlere göre ışık ile polimerize olan kompozitlerin renk stabilitesi, dayanıklılık ve kırılmaya karşı dirençleri fazladır. Polimerizasyon dönüşüm dereceleri de daha yüksektir. Ayrıca polimerizasyon süresi hekimin kontrolündedir.⁸²

Günümüzde kompozit rezinlerin polimerizasyonu için halojen, plazma ark ışık kaynakları, diyot lazer, argon lazer ve LED (light emitting diode) ışık cihazları kullanılmaktadır.^{94,95}

c) Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler

Bu kompozit rezinlerin polimerizasyonu hem kimyasal hem de ışık aktivasyonu ile gerçekleşmektedir. Kimyasal başlatıcılar ve ışık aktivatörler bulundurulur. Polimerizasyon ışıkla başlayıp kimyasal olarak devam eder.⁴⁹ Kimyasal polimerizasyonun hızı ışıkla polimerizasyona göre daha yavaştır. 8-24 saat içinde kimyasal olarak polimerizasyon tamamlanır. Bu kompozitler genellikle derin kavitelere ışıkla polimerizasyonun yetersiz kaldığı ve ışığın ulaşamadığı alanlarda kullanılırlar.⁹⁶

2.2.3.3.Viskozitelerine Göre Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması

a) Kondanse Olabilen Resin Kompozitler

Kondanse edilebilen kompozitlerin resin matriksleri modifiye edilerek doldurucu miktarları arttırılmıştır. Kondanse olabilen kompozit resinler hibrit kompozitlere göre daha büyük doldurucu partikül büyüklüğüne sahiptir ve hacim olarak da daha fazla doldurucu yüzdesi olan visküz kompozitlerdir.^{97,98} Fiziksel ve mekanik özellikleri gelişmiş olan bu kompozitlerle aproksimal kontak oluşturmak daha kolaydır. Ayrıca yüksek doldurucu içeriğine sahip olmaları nedeniyle daha yüksek viskozite ve daha az polimerizasyon büzülmesi gösterirler. Tepilebilir olmaları sayesinde amalgam yerine posterior sınıf I ve II restorasyonlarında başarıyla kullanılmaktadırlar.^{69,99} Fakat yüksek viskoziteye sahip olmaları nedeniyle tabakalar arasında ve kavite duvarlarında boşluk kalma riski vardır.⁶⁹

b) Akışkan Resin Kompozitler

Akışkan resin kompozitler geleneksel kompozitlere göre doldurucu oranı az ve düşük viskoziteye sahip hibrit kompozitlerdir.¹⁰⁰ Geleneksel kompozitlerin uygulanmasının zor olduğu dar bölgelere akışkan özellikte olmaları nedeniyle kolayca uygulanabilirler. Ayrıca derin kavitelerde kaide materyali olarak kullanıldığında polimerizasyon büzülmesini azaltır ve stres kırıcı olarak görev alır.^{101,102} Fakat aşınmaya karşı dirençsiz olmaları, termal genleşme katsayılarının yüksek olması, polimerizasyon büzülmelerinin yüksek olması ve zor manipüle olmaları gibi dezavantajları vardır. Ayrıca geleneksel kompozitlere göre mekanik ve fiziksel özellikleri yetersizdir.¹⁰³

Son zamanlarda yapılan çalışmalarda nanofil dolduruculu akışkan kompozitlerin fiziksel ve mekanik özellikleri geliştirilmiş ve derin olmayan kavitelerde daimi restorasyon materyali olarak kullanılabildiği bildirilmiştir. Bu kompozitler yüksek oranda doldurucu içeriğine sahip düşük viskoziteli kompozit resinlerdir. Nano partikül içeren

akışkan kompozitler diğer akışkan kompozitlere oranla daha geniş kullanım alanları vardır.¹⁰⁴

2.2.4. Kompozit Rezinlerdeki Güncel Gelişmeler

2.2.4.1.Ormoserler

Yeni bir kompozit materyali olarak 1988 yılında üretilmiştir. Bu kompozit organik-modifikasyon-seramik (organically modified ceramics) kelimelerinin ilk hecelerinden oluşan “ormoser” olarak isimlendirilmiştir.⁷² Kompozitlerdeki polimerizasyon büzülmesini azaltmak için üretilmişlerdir. Ormoserler çok fonksiyonlu üretan ile tioeter oligo metakrilat alkoksi silanın inorganik-organik kopolimerlerinden oluşurlar. Silanın alkoksisil grupları hidroliz ve polikondensasyon reaksiyonları ile inorganik Si-O-Si ağını, metakrilat grupları ise kimyasal yolla organik polimerizasyonu gerçekleştirir.^{83,105,106}

Ormoserler inorganik, organik ve polisiloksan olmak üzere 3 bölümden oluşurlar. Organik kısım; dayanıklılık, optik özellikler, polarite ve çapraz bağlanma özellikleriyle bağlantılıdır. İnorganik kısım ise kimyasal stabilizasyon ve termal genleşmeyi etkiler. Elastikiyet ve yapısal özellikler de polisiloksan ile ilgilidir.¹⁰⁷ Ormoserlerin ısısal genleşme katsayısı doğal diş yapısına benzerdir. Geleneksel kompozitlere göre aşınma hızı düşük, uygulanması kolay ve estetik özellikleri daha iyidir.¹⁰⁸

2.2.4.2.Siloranlar

Siloranlar kompozit rezinlerin klinik performansını iyileştirmek için geliştirilmişlerdir. Bu sistemlerle polimerizasyon büzülmesinde azalma sağlanmıştır. Siloksan ve oksiran moleküllerinin reaksiyonuyla oluşurlar. Halka-açılma polimerizasyon reaksiyonu ile polimerizasyon büzülmesi azalır. Ayrıca siloksan, sıvı varlığında materyalin çözünürlüğünü azaltarak hidrofobik yapı meydana getirir.¹⁰⁸

Siloran esaslı kompozitlerin yüzey özellikleri zamanla çok az değişime uğrar. Ayrıca mutajenik değildirler ve biyolojik sıvılara karşı daha dayanıklıdırlar.¹⁰⁹ Diş dokuları ile uyumlu, mekanik özellikleri artmış ve polimerizasyon büzülmesinin düşük olması gibi geleneksel kompozitlere göre avantajları vardır.¹¹⁰

2.2.4.3.İyon Salabilen Kompozitler

İyon salabilen kompozitler içeriğindeki özel bulunan kimyasallardan florür, hidroksil ve kalsiyum gibi iyonlar salarak pH'yı dengelemek için 1998 yılında üretilmişlerdir. Fakat bu materyalden salınan florür miktarı rezin modifiye cam iyonomer ve kompomerlerde çok daha azdır.¹¹¹ Ayrıca bu kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özellikleri iyi olmadığından kullanımı yaygın değildir.¹¹²

2.2.4.4.Antibakteriyel Kompozitler

Kompozit rezinlere antibakteriyel özellik kazandırmak için klorheksidin gibi çözülebilir antimikrobiyal ajanlar eklenir. Ancak klorheksidinin zayıf fiziksel özellik göstermesi ve antibakteriyel etkisinin geçici olması nedeniyle çok başarılı olunamamıştır.²⁶

Rezin kompozitlere, matriks içerisinde sabit kalarak bakteri üremesine ve plak birikimine engel olabilecek MDPB monomeri eklenir. Antimikrobiyal bir ajandır. Ancak piyasadaki ürünlerin güvenilir antibakteriyel özelliklere sahip olmadığı bildirilmiştir.^{113,114}

2.2.4.5.Dimer Asit Bazlı Monomerler İçeren Rezin Kompozitler

Kompozit rezinlere polimerizasyon büzülmesini azaltmak için yüksek molekül ağırlıklı monomerler eklenmiştir. Dimer asit monomeri içeren kompozitler yüksek fleksibilite gösterirler ve viskoziteleri azdır. Ancak daha düşük elastik modülüne sahiptirler.¹¹⁵

2.2.4.6.TCD-üretan Bazlı Monomerler İçeren Rezin Kompozitler

Son zamanlarda kompozit rezinlere biyouyumlu ve rijit bir materyal olan TCD-üretan bazlı monomerler eklendiği görülmüştür. Bu materyalin polimerizasyon büzülmesini azalttığı bildirilmiştir.¹¹⁶

2.2.4.7.DX511 İçeren Kompozit Rezinler

Bu materyal yüksek ağırlıklı modifiye edilmiş üretan dimetakrilattır. Kompozit rezin içerisine metakrilat monomeri eklenerek polimerizasyon büzülmesi azaltılmaya çalışılmıştır. Yüksek molekül ağırlıklı kompozit rezinlerde düşük molekül ağırlıklı kompozitlere göre polimerizasyon büzülmesi daha azdır.^{117,118}

2.2.4.8.Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezinler

Kompozit rezinlerin yapısına mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla farklı özelliklerde fiberler eklenerek oluşan materyale fiberle güçlendirilmiş kompozit denir. Diş hekimliğinde en sık kullanılan fiberler; karbon fiber, poliester fiber, cam fiber, aramid fiber ve ultra yüksek molekül ağırlıklı polietilen fiberlerdir.¹¹⁹ Fiberler rezin matrisi içinde gömülüdürler. Bunun nedeni üzerlerine gelen stresi polimer matrisinden fiberlere aktararak çatlak ve kırık ilerlemesini durdurmak ve fiberleri nemden korumaktır.¹²⁰ Fiberle güçlendirilmiş rezin kompozitlerin splint uygulamaları, endodontik tedavi görmüş dişlerin restorasyonu ve kron-köprü restorasyonları gibi geniş kullanım alanları vardır.¹²¹

2.2.4.9.Self-Adeziv/Kendinden Adezivli Rezin Kompozitler

Self adeziv kompozitler; kompozit rezin restorasyon yapımında, teknik hassasiyet gerektiren adeziv uygulamasını elimine etmek için geliştirilmişlerdir.¹²² Üretilen self adeziv kompozitler düşük viskozitelidirler. Bu kompozitler, 4 metakriloksietil trimelitik (4-MET), gliserol fosfat dimetakrilat (GPDM) monomerleri, 10-MDP monomeri gibi monomerler içerirler.¹²³

Son zamanlarda yapılan çalışmalarda self adeziv kompozitlerin bağlanma kuvvetinin, diş yapısına adeziv ve kompozitin ayrı ayrı uygulandığı durumunda yüksek olmadığı bildirilmiştir. Self adeziv kompozitler ile ilgili daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır. Bu kompozitler sınıf kaviteelerde liner olarak ve minimal invaziv girişimsel kaviteelerde kullanılmaktadır.^{122,123}

2.2.4.10. Bulk Fill Kompozit Resinler

Işık ile polimerize olan resin kompozitlerin polimerizasyon derinliğinin 2 mm ile sınırlı olması ve tabakalı yerleştirme tekniğiyle hasta başında geçen sürenin uzaması önemli dezavantajlarındanndır.⁷ Bu durum özellikle derin kaviteelerde restorasyon süresini arttırırken ayrıca tabaklar arasında boşluk kalma riskinin artmasına neden olmaktadır. Üretici firmalar bu sorunları çözebilmek için bulk fill kompozitleri geliştirmişlerdir.¹²⁴ Bulk fill kompozitler derin ve geniş kaviteelerde tek tabaka halinde 4-5 mm kalınlığında uygulanabilir ve böylece hasta başında geçen zaman azalmış olur.¹¹

Polimerizasyon derinliğini arttırmak için birçok farklı yöntem geliştirilmiştir. Bunlardan biri ilave fotoinisiyatör kullanılmasıdır. Bir diğeri ise inorganik doldurucu partikül boyutunun arttırılıp miktarının azaltılmasıyla bulk fill resin kompozitlerin translusentliği arttırılmıştır. Böylece resin kompozit içerisinde ışığın saçılması azalarak daha derinlere etki etmesi sağlanmıştır. Ayrıca bu kompozitin içerisinde bulunan baryum alüminyum silikat cam, zirkonyum silika partikülleri, yiterbiyum triflorid partiküllerinin translusentlikleri arttırılarak ışığın etkisinin derinlere ulaşması sağlanmaktadır. Yüksek moleküler ağırlıklı monomerler, stres giderici monomerler ve reaktif alan içeren metakrilat monomerlerinin organik matrikse eklenmesi gibi gelişmelerde bulunulmuştur.¹²⁵

Bulk fill rezin kompozitlerin marjinal bütünlüğü sağlayabilmeleri, daha düşük polimerizasyon büzülmesi göstermeleri, mikrosızıntı ve sonucunda sekonder çürük oluşma riskini azaltması gibi avantajları vardır.¹²⁶

2.2.4.10.1. Bulk Fill Kompozitlerin Yapısı

2.2.4.10.1.1. Monomer yapısı

Bulk fill kompozit rezinlerin kimyasal yapısı konvansiyonel kompozit rezinlerden çok farklı değildir. Bulk fill kompozitlerin matriksini temel olarak Bis-GMA, UDMA ve EBPDMA gibi monomerler oluşturmaktadır. Bu kompozit rezinler daha kalın tabakalar şeklinde uygulandığından polimerizasyon derinliğinin sağlanabilmesi için yapılarında birkaç değişiklikler yapılmıştır.¹²⁷ Bu değişikliklerden biri organik matrikse AUDMA (aromatik UDMA) ve AFM (ilave fragmentasyon monomeri) gibi polimerizasyon stresini azaltıp rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirebilecek monomerler eklenmesidir.¹²⁸ Ayrıca bazı üretici firmalar bulk fill rezin kompozitlerin organik matriksine Bis-GMA yerine etoksillenmiş Bis-GMA (EBPDMA) eklemişlerdir. Matriks içerisindeki UDMA, TEGDMA ve EBPDMA'nın oluşturduğu yapı Bis-GMA' ya göre viskozitesi düşük ve daha esnektir. EBPDMA Bis-GMA' ya göre daha hidrofobik olduğundan su emilimine bağlı renklenme riskini azaltmaktadır.¹²⁹

2.2.4.10.1.2. Doldurucu yapısı

Bulk fill kompozit rezinlerin içeriğindeki doldurucu partikül boyutu geleneksel kompozitin partikül boyutuna göre daha büyüktür. Partikül boyutunun büyük olması hacimsel olarak partikül miktarının azalmasına ve böylece ışığın daha derinlere ulaşip polimerizasyonu arttırmasına olanak sağlamıştır.¹³⁰ Ayrıca polimerizasyon derinliğinin sağlanması için yeni foto başlatıcılar veya daha yüksek konsantrasyonlarda konvansiyonel foto başlatıcılar da eklenmiştir.¹³¹

2.2.4.10.2. Bulk fill Resin Kompozitlerin Sınıflandırılması

Bulk fill kompozit rezinler viskozitelerine göre ikiye ayrılırlar;

2.2.4.10.2.1. Düşük viskoziteli bulk fill kompozitler

Düşük doldurucu oranına sahip bulk fill kompozit rezinlerdir. Liner olarak veya çok küçük restorasyonlarda kullanılırlar.¹³² Şırınga veya özel uçlar yardımıyla uygulandıklarından kavitenin en derin noktalarına kadar ulaşabilmektedirler. Doldurucu miktarının az olması nedeniyle su emilimi yüksek, aşınma direnci düşük ve mekanik özellikleri azalmıştır. Bu nedenle mutlaka geleneksel bir kompozit rezin ile üst yüzeyinin kapatılması gerekmektedir.¹³³

2.2.4.10.2.2. Yüksek viskoziteli bulk fill kompozitler

Bu bulk fill kompozit rezinlerin doldurucu oranı yüksektir. Düşük viskoziteli bulk fill kompozitlere göre aşınma direnci ve mekanik özellikleri daha iyidir. Bu materyalle yapılan restorasyonun üzerine geleneksel kompozit yerleştirmesine gerek yoktur. Yüksek viskoziteye sahip olmaları nedeniyle tek tabaka halinde 4-5 mm' ye kadar uygulanabilirler¹³³.

2.2.5. Kompozit Restorasyonların Başarısını Etkileyen Faktörler

2.2.5.1. Polimerizasyon Büzülmesi

Kimyasal yapıları ve reaksiyon aktiviteleri aynı olan monomerlerin yapısındaki karbon çift bağlarının tekrarlanabilir şekilde birbirine bağlanmasıyla oluşan yüksek molekül ağırlıklı yapıya polimer denir. Bu olaya da polimerizasyon adı verilir.^{134,135} Polimer zincirlerinin bir dizi kimyasal reaksiyona uğramaları sonucu kompozitlerin sertleşmesi gerçekleşir. Bu reaksiyonlarla kovalent bağların oluşumu sonucu moleküller arası mesafede serbest boşluğun azalması ile %1,5- %3 arasında değişen hacimsel azalma görülür. Hacimde oluşan bu azalmaya 'polimerizasyon büzülmesi' denir.¹³⁶ Kompozit restorasyonlarının en büyük dezavantajı polimerizasyon büzülmesidir. Polimerizasyon

büzölme stresi diş ve kompozit arayüzünde boşluk oluşumuna ve bakteri varlığına neden olur.¹³⁷

Kompozit rezinlerde, pre-jel ve post-jel olmak üzere iki aşamada polimerizasyon gerçekleşmektedir. İlk aşama pre-jel fazıdır ve kompozit rezinin visköz halden jel hale gelinceye kadar geçirdiği süreye denir. İkinci aşama ise post-jel fazıdır ve tamamen katı bir evredir. Pre-jel aşamasındaki hacimsel değişim post-jel aşamasındakine göre daha fazla olmaktadır. Fakat pre-jel evresinde rezinin akışkan olması nedeniyle kavite içerisine yayılarak yapı içerisindeki stresi azaltmaktadır. Post-jel aşamasında ise hareket durur. Oluşan polimerizasyon büzölme stresleri diş ile kompozit ara yüzeyine ve diş dokularına iletilir.¹³⁸

Adezyon kuvvetlerinin büzölme streslerine karşı oluşturduğu stres birikimi, kompozit rezinin elastik limitini geçerse kompozit diş bağlantısında defektlerin oluşmasına neden olmaktadır. Ayrıca bağlanmadaki başarısızlık sonucunda kenar sızıntısı, postoperatif hassasiyet, renklenme ve sekonder çürük gibi problemler oluşabilir.¹³⁹

Polimerizasyon büzölmesine etki eden faktörler şu şekildedir;

- Konfigürasyon faktörü (C faktörü)
- Kavite boyutu
- Kompozit yerleştirme tekniği
- Işık pozisyonu, ışığın şiddeti, ışık uygulama süresi
- Işığın gücü
- Bonding ajanlarının ve stres absorbe eden kavite taban materyallerinin kullanımı
- Elastisite modülü
- Boyutsal değişim (büzölme)

Konfigürasyon Faktörü (C Faktör): Kompozit restorasyonun bağlandığı yüzeylerin bağlanmayan yüzeylere oranına C faktör denir. Bu oran artarsa pre-jelasyon fazındaki materyalin akıcılığı zorlaşır ve büzülme stresi artar. Konfigürasyon faktörü 1' in altına düşerse büzülme stresi azalır, 3' ün üzerinde ise stres artar.¹⁴⁰

Kavite boyutu: Kavitenin derinliği ve genişliği polimerizasyon büzülmesini etkileyen önemli özelliklerdendir. Geniş kavitelerde, polimerizasyon ışığının kompozit yüzeyinin her yerine ulaşması zorlaştığı için büzülme stresi de artmaktadır.¹⁴¹

Kompozit yerleştirme tekniği: Konvansiyonel kompozitler kaviteye tabakalama tekniği kullanılarak yerleştirilirler. Bu şekilde küçük parçalar şeklinde yerleştirildiğinde her bir parça kendi içinde polimerize olur ve büzülmesi stresi diğer parçalar tarafından kompanse edilerek polimerizasyon büzülmesi de daha az olur.⁷²

Işık pozisyonu, ışığın şiddeti, ışık uygulama süresi, ışığın gücü: Kompozit rezinlerin polimerizasyonunda LED (light-emitting diodes), plazma ark, halojen ve argon lazer ışık cihazları kullanılmaktadır. Plazma ark ve lazer gibi yüksek enerji şiddetine sahip ışık cihazları polimerizasyon hızını arttırır ve polimerizasyon süresinin kısılmasını sağlarlar. Ancak bu sürenin kısılmasıyla polimerizasyon hızlı gerçekleşir bu da arayüzde büzülme streslerinin artmasına ve bu streslerin dış yapısına veya bağlanma ara yüzeyine iletilmesine neden olmaktadır. Işık şiddeti, ışık kaynağının konumundan etkilendiği için önemlidir. Işık kaynağının uygulama ucu kompozit yüzeyine yaklaştıkça ışık şiddeti artmaktadır.¹⁴² Kompozitin içeriğinde bulunan kamforokinon moleküllerinin hepsinin ışığı yeterli miktarda absorbe etmesi sonucu başarılı bir polimerizasyon gerçekleşir. Bu durumu etkileyen birçok faktör vardır. Ancak en önemlileri ışığın gücü ve ışığın uygulanma süresidir.¹⁴³

Birim alana düşen enerji miktarı ile ışığın gücü ölçülür. Monomerin polimere dönüşüm derecesini ve sertleşme derinliğini etkilemektedir. Kompozit rezinlerin

polimerizasyonunda monomerlerin polimere dönüşüm miktarına konversiyon veya polimerizasyon derecesi denir. Konversiyon artarsa kompozit rezinde reaksiyona katılmayan artık monomer miktarı azaldığı için kompozit rezinler daha iyi fiziksel özellik gösterirler. Ancak polimerizasyon büzülmesini azaltmak için konversiyonu düşürmek kompozitin fiziksel özelliklerini olumsuz etkiler. Bu nedenle ideali optimal polimerizasyon derecesi sağlarken minimum büzülme stresi oluşmalıdır.¹⁴⁴

Işığın kompozit yüzeyine ilk geldiği andaki enerji düzeyinin düşürülmesi, restorasyonun polimerizasyon büzülmesini ve internal stresleri azalttığından ‘soft start’ ve ‘pulse delay’ teknikleri geliştirilmiştir. Polimerizasyonun düşük şiddette başlayıp yavaş yavaş artarak en üst düzeye ulaşması soft start tekniğidir. Pulse delay tekniğinde ise ilk kısa süreli düşük şiddette başlayıp beklemenin ardından yüksek düzeyde ışık şiddeti ile devam eder.¹⁴⁵ Işık uygulama süresi uzarsa polimerizasyon büzülmesi artar. Fakat büzülmeyi azaltmak için polimerizasyon süresini kısaltmak doğru değildir. Bu durumda yetersiz polimerizasyonla toksik monomerler pulpayı olumsuz etkiler. Diş-kompozit bağlantısında defektlerin oluşmasına ve başarısız bağlanma sonucu kenar sızıntısına, postoperatif hassasiyete, aşınmaya, renklenmeye ve sekonder çürüğe neden olmaktadır.¹⁴⁶

Kavite taban materyallerinin kullanımı: Polimerizasyon büzülmesi sonucu oluşan stresin azaltılmasında bir diğer yöntem kavite taban materyalleri ve linerların kullanılmasıdır. Kavite tabanından elastik bir bariyer görevi görüp stresin eşit dağılmasını sağlarlar. Ayrıca liner ve kavite taban materyalleri restoratif materyal miktarını azaltarak polimerizasyon büzülmesinde azalma sağlamaktadırlar.¹⁴⁷

Elastisite modülü: Elastisite modülü yüksek olan kompozit rezinler genellikle polimerizasyon sırasında daha yüksek polimerizasyon streslerine neden olmaktadır.¹⁴⁸ Elastisite modülü kompozit rezinlerin partikül miktarı ile doğru orantılıdır. Partikül

miktarı fazla olan kompozitlerin elastisite modülü yüksek olduğundan hacimsel büzülme miktarı azalmıştır. Bunun sonucunda da dentin kompozit ara yüzeyinde büzülme stresleri artmıştır.⁷² Sonuç olarak yüksek elastisite modülüne sahip kompozitler daha fazla polimerizasyon büzülmesine neden olmaktadır.¹⁴⁸

Boyutsal değişim (büzülme): Monomer moleküllerinin bir araya gelerek polimere dönüşümü kütleli büzülmeye neden olmaktadır. Bu nedenle kompozit rezinlerin yapısındaki inorganik doldurucu oranı artırılarak rezinin organik matris oranı azalır ve polimerizasyon büzülme miktarı da azalmaktadır.^{149,150}

Kompozit rezinlerde görülen polimerizasyon büzülmesi, polimerizasyonun başlama yöntemine ve kompozit rezinin cinsine bağlıdır. Işık ile polimerize olan kompozitlerde, polimerizasyon ışık kaynağına en yakın noktada başlar ve kompozitin ışık kaynağına bakan yüzüne doğru bir büzülme gerçekleşir. Kimyasal yolla polimerizasyonu gerçekleştiren kompozitlerde ise polimerizasyon büzülmesi restorasyonun en derin bölgesinden başlayarak, rezin yapının merkezine doğru devam eder.¹⁵¹ Kompozitin organik fazı ile polimerizasyon büzülmesi birbirleriyle ilişkilidirler. Kompozit rezinlerin küçük partiküllü monomer içermesi viskoziteyi azaltırken, polimerizasyon büzülmesini arttırmaktadır. Bunun tam tersine, büyük partiküllü monomerlerin eklenmesi rezinin büzülme oranını azaltmaktadır⁶¹.

2.2.5.2.Mikrosızıntı

Mikrosızıntı, kavite duvarı ile restorasyon kenarları arasında bakterilerin, ağız sıvılarının ve iyonların geçişine denir. Mikrosızıntı sonucunda sekonder çürük, postoperatif hassasiyet, marjinal renklenme, kırılma ve pulpada irritasyon gerçekleşebilir.⁷² Mikrosızıntı riskini minimuma indirmek için; bonding ajanlarının kullanılması, tabakalı yerleştirme tekniğinin kullanılması, kaide olarak akışkan kompozit uygulanması, çapraz bağlı monomer içeren kompozit kullanılması veya indirekt

restorasyon tekniklerinin kullanılması gibi birçok yöntem tercih edilmektedir.¹⁵² Ancak hiçbir yöntem diş-restorasyon arayüzünde oluşan boşluğu ve mikrosızıntıyı tamamen önleyememiştir. Farklı kompozit materyalleri arasında yapılan in vitro bir çalışmada, dentinde mikrosızıntının tamamen önlenemediği ve kompozitler arasında farklılıklar olduğu bildirilmiştir.¹⁵³ Bir diğer çalışmada ise indirekt ve direkt posterior kompozitlerde mikrosızıntı karşılaştırılmış ve indirekt restorasyonlarda daha az sızıntı olduğu gözlenmiştir.¹⁵⁴

2.2.5.3.Renklenme

Kompozit rezin restorasyonlarda görülen renklenme, iç ve dış kaynaklı faktörler nedeniyle oluşmaktadır. Materyalin yapısından kaynaklanan renklemeler içsel renklemelerdir. Bis-GMA oranı yüksek kompozitler ve makrofil kompozitlerde daha fazla içsel renklenme görülmektedir. Dışsal renklemeler ise uygulama hataları ve dış etkenlerden kaynaklanan renklemelerdir. Restorasyon yapılırken; kavitenin yetersiz izolasyonu sonucunda dişetinden sızan kan ve nem ile kontamine olması, yetersiz polimerizasyon, hatalı bitirme ve polisaj işlemleri, kötü ağız hijyeni, çay, kahve ve sigara kullanımı gibi faktörler dışsal renklenmede rol oynamaktadır.¹⁵⁵

2.3. Cam İyonomer Restoratif Materyaller

Cam iyonomer simanlar (CİS), 1972 yılında Wilson ve Kent tarafından diş hekimliğine tanıtılmıştır. CİS' in sertleşme reaksiyonunun büyük bir kısmı asit-baz reaksiyonu ile gerçekleşmektedir. Flor kaynağı olup flor salınımı yapabilen bir restoratif materyaldirler.¹⁵⁶

Cam iyonomer simanlar uygulama şekillerine göre;

Tip I: Kron, köprü ve braketlerin yapıştırılmasında kullanılan simanlar

Tip II: Restoratif simanlar

Tip III: Pit ve fissür örtücü ve kaide materyali olarak kullanılan simanlar

Tip IV: Kanal dolgu patı olarak kullanılan simanlar

Cam iyonomer simanlar içeriklerine göre de şu şekilde sınıflandırılmışlardır;

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

2.3.1. Geleneksel Cam İyonomer Simanlar

Cam iyonomer simanlar (CİS), alümina-silikat cam tozlarının suda eriyebilen asitlerle bileşimine flor eklenmesi ile oluşmaktadır. Flor rezervuar görevi amacıyla eklenmiştir. Cam partiküllerinin ana bileşeni alüminyum, silisyum ve kalsiyumdur. Üç boyutlu silikat ve tetrahedral bir yapıya sahiptir.¹⁵⁷

Geleneksel cam iyonomer simanlar reşarj özelliğine sahip, flor salınımı yapabilen ve diş sert dokularına kimyasal olarak bağlanabilen materyallerdir.¹⁵⁸ Ancak aşınmaya karşı dirençli olmamaları ve kırılma dayanıklılıklarının yeterli olmaması gibi dezavantajları vardır.¹⁵⁹ Cam iyonomer simanların bu olumsuz özelliklerini geliştirmek amacıyla yapılarına metal partikülleri, biyoaktif cam partikülleri, hidroksi apatit ve fiber eklenmiştir. Yapılan bazı çalışmalarda CİS'lerin yapısına amalgam eklenerek fiziksel özellikleri arttırılmaya çalışılmış ancak materyalde gri renklenme ve kırılma artışı gözlenmiştir. Fiziksel ve mekanik özellikleri geliştirilerek posterior dişlerde kullanılan 'Sermet' (Seramik/metal) simanların geleneksel cam iyonomer simanlar kadar dayanıklılıklarının iyi olmadığı ve flor salımı yapmadığı bildirilmiştir.¹⁶⁰

2.3.2. Hibrit Cam İyonomer Simanlar

2.3.2.1. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCİS)

GCİS'lerin mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla, hidrofilik monomerler ve hidroksietil metakrilat (HEMA) gibi polimerler eklenerek rezin modifiye cam iyonomer simanlar üretilmiştir. GCİS' e göre daha yüksek çekme ve bükülme dayanımına sahiptirler. RMCİS'lerin polimerizasyonu asit baz reaksiyonu ile birlikte foto kimyasal yolla gerçekleşir.¹⁶⁰ Üretici firmanın talimatlarına uygun polimerizasyon yapılsa da artık monomer salınımı olabilmektedir. Bu durum pulpa hassasiyeti ve pulpa enflamasyonu gibi sorunlara yol açabilmektedir. Ayrıca kontak dermatite ve alerjik reaksiyonlara sebebiyet verebilmektedir. Sonuç olarak, RMCİS'in biyouyumluluğu içeriğindeki HEMA'ya göre GCİS'dan daha düşüktür.¹⁶¹

2.3.2.2. Poliasitle Modifiye Kompozit Rezinler (Kompomerler)

Poliasitle modifiye kompozit rezinler, geleneksel cam iyonomer simanlarda bulunan iyon salabilen cam benzeri doldurucular ve iki karboksil gruplu dimetakrilat monomerlerden oluşmaktadır. Ayrıca reaksiyon başlatıcılar, pigmentler ve stabilizatörler de ihtiva ederler. İçeriğinde %20-30 oranında cam iyonomer siman, %70-80 oranında kompozit rezin bulunmaktadır. Bunun yanı sıra flor oranı %13'tür ve bu nedenle flor salınımları çok düşüktür.¹⁶¹ Estetik ve fiziksel özellikleri kompozit rezinlere yakındır. Kolay uygulanabilmeleri ve ışıkla polimerize olabilmeleri nedeniyle klinik uygulamalarda tercih edilirler.¹⁶⁰

2.3.3. Yüksek Viskoziteli Cam iyonomer Simanlar (YVCİS)

Geleneksel cam iyonomer simanların düşük mekanik özelliklerini güçlendirmek, aşınma dirençlerini arttırmak, sınıf I ve sınıf V restorasyonlarla sınırlı endikasyon alanlarını genişletmek amacıyla geliştirilmişlerdir. Geleneksel cam iyonomer simanlarda toz likit oranı 3:1 veya 4:1 iken; yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlarda bu oran 6:1

veya 7:1 şeklindedir. Bu materyalin sertleşme mekanizmaları geleneksel cam iyonomer simanla aynıdır. Aşınma direnci, yüzey sertliği, eğme ve basma dayanımları arttırılmış ve çözünürlükleri azaltılmıştır. Ayrıca flor salınımları GCİS' larla aynı ve biyouyumlulukları da benzerdir.¹⁶¹

Cam iyonomer simanların mikro yapıları, mekanik özellikleri ile ilişkilidir. Porozite dağılımı ve partikül boyutu simanın dayanıklılığını etkilemektedir. Toz-likit oranı, cam ve likitin içeriğindeki değişim ve karıştırma yöntemi (elle, vibrasyonlu ve rotasyonlu aletlerle) gibi faktörler materyalin mekanik özelliklerini etkilemektedir.¹⁵⁹ Özellikle karıştırma yöntemi porozite oluşumundan dolayı önemlidir. Klinik kullanımda, el ile karıştırmanın ve doğru toz-likit oranlarının belirlenmesinin zor olması nedeniyle kapsül formunda üretilmişlerdir. Böylece klinisyenlere kullanım kolaylığı sağlanmış, standart ve yüksek toz-likit oranında homojen ve uygun kıvamlı materyal elde edilmiştir.¹⁶¹

Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar geleneksel cam iyonomer simanlar gibi su bazlıdır. Bu nedenle nem kontaminasyonu ve dehidratasyondan olumsuz etkilenirler.¹⁶² Nem kontaminasyonu simanın çözünmesine neden olurken aşınma direncini olumsuz etkiler, dehidratasyon ise çatlak yüzeyler oluşmasına neden olur.^{162,163} Cam iyonomer simanların yüzeylerindeki su dengesini sağlamak için restorasyonun yüzeyine vazelin, kakao yağı, sıvı geçirmeyen yüzey örtücüler ve tırnak cilaları uygulanırdı. Ancak bu örtücülerin aşınmaya karşı dirençsiz olması sonucu self adezivli nano dolduruculu yüzey örtücüler üretilmiştir.¹⁶⁴ Nano dolduruculu yüzey örtücü uygulamasının yüksek viskoziteli cam iyonomer simanın makaslama ve basma dayanımını arttırdığı ve yüzey gerilimini düşürerek kenar örtülenmesini de olumlu yönde etkilediği bildirilmiştir.^{165,166} Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar ile birlikte

kullanıldıklarında diğer cam iyonomer simanlara göre daha etkili sonuçlar elde edildiği görülmüştür.¹⁶⁶

2.3.4. Giomerler

Giomerler, aktif cam iyonomer partikülleri (PRG- pre-reacted glass ionomer) içeren, floroalüminasilikat cam partikülleri ile polialkenoik asit arasında meydana gelen asit-baz reaksiyonu sonucu oluşan materyallerdir. Işıkla sertleşirler ve flor salınımı yaparlar.¹⁶⁷ PRG partiküllerinin; yüzey aktif (S-PRG) ve tüm partikül aktif (F-PRG) olmak üzere iki şekli vardır. PRG partikülleri flor salınımından sorumludurlar. Giomerlerin de cam iyonomer simanlar gibi demineralizasyonu inhibe etme özelliklerinin olduğu bildirilmiştir. Kompozit rezinlere göre su emme ve renklenme potansiyeli yüksektir. Antimikrobiyal özelliklerinin rezin modifiye cam iyonomer siman ve kompomer arasında olduğu bildirilmiştir.¹⁶⁰ Mekanik özellikleri, estetik özellikleri ve yüzey pürüzlülükleri rezin modifiye cam iyonomer simanlardan ve geleneksel cam iyonomer simanlarda daha iyi olduğu fakat kompozit rezinlere göre daha başarısız olduğu bildirilmektedir.¹⁶⁸

2.3.5. Nano-iyonomerler

Nano-iyonomerler; itakonik ve akrilik asit kopolimerlerinin su ve floroalüminasilikat cam partikülleri ile gerçekleştirdiği reaksiyon sonucu oluşmuşlardır. Yapısında TEGDMA, BisGMA, HEMA ve PEGDMA gibi monomerler bulundurulur. Nano-iyonomerlerde mekanik dayanıklılık artmış polimerizasyon büzülmesi azalmıştır. Diğer cam iyonomer simanlardan farklı en önemli özellikleri %69 oranında nano doldurucu içermeleridir.¹⁶¹ Flor salınımları ve reşarj özellikleri kompomerlerden daha fazla, RMCİS ve GCİS ile benzer olduğu gözlenmiştir.¹⁶⁹

2.4. Restorasyonların Klinik Olarak Değerlendirilmesi

Diş hekimliğinde restorasyon materyallerinin ve uygulanan tedavilerin klinik performansını incelemek için farklı değerlendirilme kriterleri kullanılmaktadır. En sık kullanılan kriterler şu şekildedir;

- 1) Modifiye USPHS (United States Public Health Service) Kriterleri
- 2) CDA (California Dental Association) Değerlendirme Kriteri
- 3) FDI (Federation Dentaire Internationale) Kriterleri

2.4.1. Modifiye USPHS (United States Public Health Service) Kriterleri

1971 yılında Ryge tarafından geliştirilen USPHS kriterlerine ek olarak postoperatif hassasiyet, interproksimal temas, kırık, okluzal temas gibi parametreler eklenerek modifiye USPHS kriterleri geliştirilmiştir.¹⁷⁰ Değerlendirilmeler her bir kriter için A (Alfa), B (Bravo), C (Charlie) şeklinde skorlanmaktadır.

A (Alfa): İdeal restorasyonlar

B (Bravo): Kabul edilebilir restorasyonlar

C (Charlie): Klinik olarak başarısız restorasyonlar

2.4.2. CDA (California Dental Association) Değerlendirme Kriteri

1973 yılında geliştirilmiş bir değerlendirilme yöntemidir. Klinik olarak kabul edilebilir ve klinik olarak kabul edilemez şeklinde iki gruba ayrılır. Her bir grupta kendi içinde iki alt gruba ayrılmaktadır. Klinik durum alfabetik olarak R,S,T ve V şeklinde skorlanmıştır.¹⁷¹

Klinik olarak kabul edilebilir;

R (Romeo): Klinik performans mükemmel

S (Sierra): Yetersizliklere rağmen kabul edilebilir

Klinik olarak kabul edilemez;

T (Tango): Restorasyon yenilenmeli

V (Victor): Restorasyon diş ve çevre dokulara zarar verdiğiinden mutlaka değiştirilmeli

2.4.3. FDI (Federation Dentaire Internationale) Kriterleri

Hickel ve arkadaşları¹⁷² tarafından 2007 yılında restorasyonların erken dönemde başarısızlıklarını tespit edebilmek için daha hassas parametrelerden oluşan değerlendirilme kriterleri bildirilmiştir. Bu kriterler 2008 yılında onaylanarak standart kriterler olarak kabul edilmiştir. FDI kriterleri estetik, fonksiyonel ve biyolojik olmak üzere üç ana başlık altında incelenir.

- Estetik özellikler; yüzey parlaklığı, yüzey ve marjinal renklenmesi, renk uyumu ve translusensi, estetik anatomik form
- Fonksiyonel özellikler; kırık ve retansiyon, marjinal adaptasyon, okluzal kontur ve aşınma, aproksimal kontak noktası, radyografik değerlendirme, hasta görüşü
- Biyolojik özellikler; postoperatif hassasiyet ve vitalite, çürük tekrarı, erozyon ve abfraksiyon, diş bütünlüğü, peridontal yanıt, komşu mukoza, oral ve genel sağlıktır.

Bu kriterler değerlendirilmek için şu şekilde skorlanır:

- 1) Klinik olarak çok iyi
- 2) Klinik olarak iyi
- 3) Klinik olarak yeterli (küçük eksiklikler, zarar verecek boyutta değil)
- 4) Klinik olarak yetersiz (restorasyonun tamiri gerekebilir)
- 5) Klinik olarak çok yetersiz (restorasyonun yenilenmesi gerekli)

Bu skorların ilk üçü klinik olarak kabul edilebilir, son iki grup ise tamir edilmeli veya değiştirilmelidir.¹⁷²

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu tez çalışması Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Tıp Fakültesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 23.02.2023 tarihli 2023/52 karar numarasıyla bilimsel ve etik yönden uygun bulunup onaylandı. Çalışmanın tamamı Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi kliniğinde yürütülmüştür ve Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından desteklenmiştir (Proje No. 2023/1493). Bu çalışma posterior dişlerde derin kavite preparasyonlarında (sınıf I ve II) farklı restoratif materyallerin (Filtek One Bulk Fill, Gradia Direct Posterior ve Equia Forte HT) klinik olarak değerlendirilmesini kapsamaktadır.

3.1. Çalışmaya katılacak olan bireylerin seçimi

Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi anabilim dalında yürüttüğümüz çalışmaya uygun kriterlere sahip hastaları seçmek için klinik ve radyografik değerlendirmeler yapıldı. Bu değerlendirmeler sonucunda dahil edilme kriterlerini sağlayan hastalara öncelikle çalışma hakkında bilgi verildi. Daha sonra çalışmaya katılmayı kabul eden gönüllü olan hastalara bilgilendirilmiş onam formu imzalatıldı ve bir kopyası onlara verildi. Gönüllülerin çalışmaya dahil edilme/edilmeme kriterleri Tablo 3.1. de verilmektedir.

Tablo 3.1. Gönüllülerin Çalışmaya dahil edilme/ edilmeme kriterleri

Çalışmaya dahil edilme kriterleri	Çalışmaya dahil edilmeme kriterleri
Sistemik olarak sağlıklı, 18 yaş ve büyük hastalar	Bruksizm ve periodontal hastalık öyküsü olan hastalar
İyi oral hijyene sahip hastalar	18 yaşından küçük hastalar
Çalışmaya dahil edilecek dişlerin vital olması	Restore edilecek dişte spontan ağrı olması
Restore edilecek dişin antagonisti ve kontak dişinin olması	ESE (European Society of Endodontology) kriterlerine göre dentinin tüm kalınlığına ulaşan aşırı derecede derin çürük lezyonu olması
ESE (European Society of Endodontology) kriterlerine göre derin çürük lezyonu olan veya radyografik olarak dentinin $\frac{3}{4}$ üne ulaşan fakat çürük ve pulpa arasında sert dentin bölgesi izlenen dişler	Çürük temizlerken mekanik perforasyon gözlenmesi
	Hamilelik şüphesi veya hamile olan hastalar

3.2. Örneklem büyüklüğünün hesaplanması

Çalışmada örneklem büyüklüğü www.sealedenvelope.com web sitesi kullanılarak belirlendi. Bir meta analizde kompozit restorasyonların yıllık başarısızlık oranının %2 olduğu rapor edilmiştir.¹⁷³ Sonuç olarak, restoratif materyallerdeki başarısızlık oranındaki değişimin lineer olduğu varsayılarak, restoratif materyalin 12 ay sonraki klinik başarı oranının %98 civarında olması beklenir. 0,05 anlamlılık düzeyinde ve %80 istatistiksel güçte bir analiz yapıldı (superiority trial; www.sealedenvelope.com). Test grupları arasında %15'lik bir fark tespit etmek için grup başına minimum örnek büyüklüğünün 57 restorasyon olması gerektiği tespit edildi.

3.3. Randomizasyon

Hastalara yapılacak olan restoratif işlemde materyal seçimi web sitesi (<https://www.randomizer.org>) aracılığıyla belirlendi. Belirlenen materyaller kavite tipine bakılmaksızın (sınıf I ve II) numaralandırılmış kartlara yazılarak zarflara yerleştirildi. Zarflar restoratif prosedürleri yürüten hekim tarafından restoratif işlemin yapılacağı gün

açıldı. Bir hastanın birden fazla restorasyonu varsa, ikinci restorasyon ilk restorasyondan farklı bir yarım çenede seçildi. Tedavi her zaman en düşük numaralı kadranda (1→4) başlatıldı ve başlangıçta her kadranda en yüksek sayıya (FDI) sahip bir dişe uygulandı. Aynı yarım çenede restorasyon gerektiren ilave dişler çalışmaya dahil edilmedi ve bu dişlerin tedavileri rutin klinik uygulamalara göre gerçekleştirildi. Yapılan tedavi uygulayan hekim tarafından biliniyordu fakat hastalar ve restorasyonları kontrol eden uzman hekim tarafından bilinmiyordu.

3.4. Çürüğün Temizlenmesi ve Kaviterin Hazırlanması

Dişlerin özellikleri restoratif işlemlerden önce kaydedildi. Periapikal radyografiler, çürüğün durumunu ve kapsamını ve endodontik tedavi gerektirebilecek herhangi bir potansiyel periodontal veya periapikal patolojiyi belirlemek için kullanıldı. Tedavi gören dişler canlı, semptomsuz ve oklüzal temas halindeydi. Tüm katılımcıların dişleri bir pomza bulamacıyla kauçuk bir polisaj lastiği kullanılarak temizlendi, ardından tüm kalıntı veya plak kalıntılarını gidermek için yıkandı. Daha sonra, restoratif materyallerin rengini belirlemek için bir renk skalası kullanıldı. Yapılan klinik ve radyografik değerlendirmeler sonucunda ESE (European Society of Endodontology) kriterlerine göre derin çürük lezyonu olan veya radyografik olarak dentinin $\frac{3}{4}$ üne ulaşan fakat çürük ve pulpa arasında sert dentin bölgesi izlenen dişler çalışmaya dahil edildi.¹⁹

Kavite preperasyonuna başlamadan önce ağrı kontrolünü sağlamak amacıyla tedavi edilecek dişlere lokal anestezi (Ultraver D-S Forte; Artikain hidroklorür + Epinefrin HCl) yapıldı. Mine dokusu su soğutmalı acretörle (Kavo, Biberach, Almanya) elmas frezler (Wilofa Diamant, Almanya) kullanılarak uzaklaştırıldı. Dentin dokusundaki çürük lezyonu düşük hızlı anguldruva (Kavo, Biberach, Almanya) ile tungsten karbit frezler (Meisinger, Düsseldorf, Almanya) kullanılarak uzaklaştırıldı. Kaviter minimal invaziv işlemler uygulanarak açıldı. Çürük doku tamamen uzaklaştırıldıktan sonra, kavite

derinliği periodontal sond (Exlin, PQW6, Pakistan) yardımıyla ölçüldü. Ölçüm yapılırken tüberkül tepesi ve kavite tabanı referans alındı. Kavite derinliği 5 mm'den az ve pulpa ekspozu olan dişler çalışmaya dahil edilmedi. Kaviteler yıkanıp pamuk peletlerle kurulanıp tükürük emiciler ve pamuk rulolarla izolasyon sağlandı. Eğer gerekliyse indirekt pulpa kapaklama materyali yerleştirildi. İki ya da daha fazla yüzeye sahip kavite preparasyonlarında uygun bölümlü matris bandı ya da otomatris bandı (Adapt Supercap Matriks, Kerr, USA) ve kamalar (Tor VM, Rusya) kullanıldı.

3.5. Restorasyonların Yapılması

Hazırlanan kavitelere randomizasyon yöntemine göre yüksek viskoziteli cam iyonomer (Equia Forte, GC, Japonya), bulkfill kompozit (Filtek One Bulk Fill Restorative, 3M-Espe, ABD) ve konvansiyonel kompozit (Gradia Direct Posterior, GC, Japonya) uygulandı.

Filtek One Bulk Fill için restoratif prosedür; İzolasyonu sağlanan kaviteye tek şiş universal adeziv (Single Bond Universal, 3M-Espe, Almanya) üretici firmanın talimatlarına göre aplikatör yardımıyla 20 sn aktif şekilde kaviteye uygulandı. Daha sonra hafif bir hava akımıyla 5 sn kurutulduktan sonra 10 sn boyunca LED (VALO, Ultradent, Utah, ABD) ışık cihazı ile polimerize edildi. Kapsül formundaki Filtek One Bulk Fill (3M-Espe, ABD) özel tabancası yardımıyla 4-5 mm kalınlığı geçmeyecek şekilde tek veya iki tabaka halinde kaviteye yerleştirildi ve 20 sn boyunca LED ışık cihazı ile polimerize edildi. Kama ve matriks uzaklaştırıldıktan sonra restorasyonların bukkal ve lingual/palatinal yönlerine 10 sn boyunca ışık uygulandı.

Restoratif materyallerin uygulanmasından sonra kompozit artıkları su soğutması altında ince grenli alev uçlu ve labut bitirme frezleri (Wilofa Diamant, Willi Lohmann, Almanya) ve diskler (OptiDisc, Kerr, İsviçre) kullanılarak alındı. Artikülasyon kâğıdı (Alfred Becht, Carl-Zeiss, Offenburg, Almanya) kullanılarak oklüzyon kontrolü yapıldı.

Aproksimal yüzeyler kompozit zımparası (Tor VM, Rusya) kullanılarak düzeltildi. Kompozit polisaj lastikleri (NAİS polisher for composite material, Bulgaristan) ile cila işlemleri yapılarak polisaj tamamlandı.



Şekil 3.1. Filtek One Bulk Fill kapsülü



Şekil 3.2. Single Bond Universal

Gradia Direct Posterior için restoratif prosedür; Kavite universal adezivle (Single Bond Universal, 3M-Espe, Almanya) bondlandıktan sonra konvansiyonel bir kompozit materyal (Gradia Direct Posterior; GC, Japonya) 2 mm tabakalar halinde kavitelere yerleştirildi. Her bir tabaka 20 sn LED ışık cihazıyla polimerize edildi. Kama ve matriks çıkarıldıktan sonra bukkal ve lingual/palatinal yönlerden 10 ar sn ışık uygulandı. En sonunda bitirme ve polisaj işlemleri uygulanarak restorasyonun polisajı yapıldı.



Şekil 3.3. Gradia Direct Posterior

Equia Forte HT için restoratif prosedür; Kavitelere Cavity Conditioner (GC, Tokyo, Japonya) 10 sn boyunca uygulandı ve yıkayıp pamuk pelet yardımıyla kurutuldu. Daha sonra kapsül formundaki EQUIA Forte HT (GC, Tokyo, Japonya) otomatik karıştırıcıda 10 sn karıştırıldı ve özel tabancasına yerleştirilerek kaviteye uygulandı. El

aletleriyle kondanse edilip sertleşmesi için 2,5 dk bekledikten sonra oklüzyon kontrolü yapıldı. Su soğutması altında ince grenli elmas bitirme frezleri ve kompozit polisaj lastikleri ile bitirme ve polisaj işlemleri yapıldı. Restorasyon yüzeyindeki artıklar yıkayıp uzaklaştırıldı ve hava ile kurutularak yüzeye bir aplikatör yardımıyla EQUIA Forte Coat (GC, Tokyo, Japonya) yüzey örtücü uygulandı. LED ışık cihazıyla 20 sn ışımlandı.

Restorasyonların bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra hastalara oral hijyen eğitimi verildi. Bütün işlemler tek bir diş hekimi tarafından yapıldı.



Şekil 3.4. Capsmix-x amalgamatör



Şekil 3.5. Equia Forte



Şekil 3.5. Cavity Conditioner



Şekil 3.6. Equia Forte Coat

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan restoratif materyallerin içeriği

	Materyalin Tipi		Üretici Firma		İçeriği	Lot Numarası
Equa Forte HT	Bulk fill, cam	hibrid restoratif	Gc, Japonya	Tokyo,	Stronsiyum floroalümina silikat cam, poliakrilik asit	2212161
Equa Forte Coat	Nano	doldurucu rezin	Gc, Japonya	Tokyo,	Metil metakrilat, üretan metakrilat, kamforokinon, kolloidal silika, fosforik ester monomeri	2106251
Cavity Conditioner	Kavite ajanı	temizleme	Gc, Japonya	Tokyo,	%20 poliakrilikasit, %3 alüminyum klorit, distile su	2012081
Filtek One Bulk fill	Bulk fill nano kompozit rezin		3M-ESPE, Paul, MN, USA	St.	AUDMA (Aromatik üretan dimetakrilat), AFM (stres kırıcı monomer), UDMA (üretan dimetakrilat), DDMA (1.12-dodekan-DMA) Zirkonya/silika ve iterbiyum triflorid doldurucu	9739402
Gradia Posterior	Direct	Mikrofill kompozit	Gc, Japonya	Tokyo,	UDMA (üretan dimetakrilat), dimetakrilat kamforokinon, Floro-amino-silikat cam tozu	230209A
Singel Universal	Bond	Tek universal rezin	3M-ESPE, Germany	Neuss,	10-MDP, Vitrebond, Bis-GMA, HEMA, kopolimer, dimetakrilat rezin, etanol, silan, su	30510D

3.6. Restorasyonların Klinik Olarak Değerlendirilmesi

Restorasyonlar uzman bir klinisyen tarafından bir ayna ve bir sond kullanılarak reflektör ışığı altında modifiye FDI kriterlerine göre başlangıç (1 hafta), 6 ay ve 12 aylık takiplerde değerlendirildi. Klinisyen değerlendirmeden önce her kriter için olası puanları temsil eden 10 fotoğrafı inceledi.¹⁷² Kullanılan Modifiye FDI kriterlerinde; marjinal renklenme, renk uyumu, anatomik form, kırık ve retansiyon, marjinal adaptasyon, kontak noktası, post-operatif hassasiyet, sekonder çürük ve periodontal yanıt kriterleri incelenip skorlandı. Sekonder çürük oluşumunu değerlendirmek için bitewing radyografilerden yararlanıldı. Restoratif tedavisi tamamlanan her hastaya 1 hafta, 6 ay ve 12 ay sonra görsel

analog skala (VAS) kullanılarak post-operatif hassasiyet değerlendirildi. Bu değerlendirme hava su spreyinden standart basınçla dışın bukkal yüzeyine hava uygulanması ile yapıldı. Hastalar hissettikleri ağrı şiddetini VAS' a göre 0-100 arası bir değeri seçerek belirtmişlerdir.¹⁷⁴ Skalada '0' hiç hassasiyet olmaması ve '100' şiddetli dayanılmaz hassasiyeti göstermektedir.

Yapılan tüm restorasyonlar FDI kriterlerine göre incelenip 1-5 arasında skorlanmıştır.

- 1) Klinik olarak çok iyi
- 2) Klinik olarak iyi
- 3) Klinik olarak yeterli (küçük eksiklikler, zarar verecek boyutta değil)
- 4) Klinik olarak yetersiz (restorasyonun tamiri gerekebilir)
- 5) Klinik olarak çok yetersiz (restorasyonun yenilenmesi gerekli)

Tablo 3.3. Modifiye FDI Kriterleri Estetik Özellikler

Estetik Özellikler				
		Marjinal Renklenme	Renk Uyumu	Anatomik Form
1	Klinik olarak çok iyi	Marjinal renklenme yok	Renk uyumu çok iyi	İdeal form
2	Klinik olarak iyi (cıldan sonra çok iyi)	Küçük marjinal renklenme polisajla kolayca kaldırılabilir	Renk uyumunda küçük değişiklikler	Küçük değişiklikle form normale dönebilir
3	Klinik olarak yeterli (küçük eksiklikler, zarar verecek boyutta değil)	Orta derecede renklenme, estetik olarak kabul edilemez	Belirgin renk farklılıkları, klinik olarak kabul edilebilir	Normalden farklı form ama estetik olarak kabul edilebilir
4	Klinik olarak yetersiz (tamir gerekebilir)	Kabul edilemez ileri seviyede renklenme, majör değişiklikler yapılmalı	Tamir ile düzeltilebilir, klinik olarak belirgin renk farklılığı	Estetik olarak kabul edilemez etkilenmiş form, düzeltme veya değişim gerekli
5	Klinik olarak çok yetersiz (restorasyonun yenilenmesi gerekli)	Çok ileri seviye yaygın renklenme, düzeltme ile iyileştirilemez	Kabul edilemez, restorasyonun yenilenmesi gerekli	Kabul edilemez yetersiz form, değişim gerekli

Tablo 3.4. Modifiye FDI Kriterleri Fonksiyonel Özellikler

Fonksiyonel Özellikler				
		Kırık ve Retansiyon	Marjinal Adaptasyon	Aproksimal Kontak Noktası
1	Klinik olarak çok iyi	Kırık yok	Kenar sınırların uyumu iyi	Kontak noktası normal
2	Klinik olarak iyi (cıldan sonra çok iyi)	Çizgi şeklinde küçük çatlaklar	Polisaj ile düzeltilebilen küçük marjinal açıklıklar	Periodontal dokularda hasar oluşturmayan sıkı kontak
3	Klinik olarak yeterli (küçük eksiklikler, zarar verecek boyutta değil)	İki veya daha fazla geniş çizgi şeklinde çatlaklar	Düzeltilemeyen küçük marjinal açıklıklar	Diş ve periodontal dokularda zarar oluşturmayan eksik kontak
4	Klinik olarak yetersiz (tamir gerekebilir)	Aproksimal kontağı etkilemiş küçük kırıklar	Büyük marjinal açıklıklar, birden çok marjinal kırık	Gıda sıkışmasına neden olabilecek eksik kontak
5	Klinik olarak çok yetersiz (restorasyonun yenilenmesi gerekli)	Restorasyonun kaybı veya birden fazla kırık	Generalize majör açıklıklar	Gıda sıkışması, ağrı ve gingivitise neden olabilecek çok zayıf kontak

Tablo 3.5. Modifiye FDI Kriterler Biyolojik Özellikler

Biyolojik Özellikler				
		Post-operatif Hassasiyet	Sekonder Çürük	Periodontal Yanıt
1	Klinik olarak çok iyi	Hassasiyet yok	Sekonder çürük yok	Plak, enflamasyon yok
2	Klinik olarak iyi (düzeltmeden sonra çok iyi)	Kısa bir süre hafif hassasiyet	Küçük lokalize demineralizasyon	Az miktarda plak, enflamasyon yok
3	Klinik olarak yeterli (küçük eksiklikler, zarar verecek boyutta değil)	Orta dereceli hassasiyet, şikâyet ve tedavi ihtiyacı yok	Geniş alanda demineralizasyon, dentin açığa çıkmamış	Kontrol diş göre kanamada artış, anatomik form yetersizliği
4	Klinik olarak yetersiz (profilaktik amaçlı değiştirilmeli)	Aşırı hassasiyet, müdahale gerekebilir ama değişime gerek yok	Kavitasyon oluşmuş (tamir edilebilir)	Kontrol diş göre müdahale gerektiren periodontal problem
5	Klinik olarak çok yetersiz (restorasyonun yenilenmesi gerekli)	Şiddetli, akut pulpitis endodontik tedavi gerekli ve restorasyon değiştirilmeli	Derin çürük veya açığa çıkmış dentin, tamir ile düzeltilemez	Akut gingivitis veya periodontitis

3.7. İstatiksel Değerlendirme

Aynı zaman diliminde materyaller arasındaki farklılıklar Chi-square ve Fisher's exact testleri kullanılarak değerlendirildi. Zamanla materyallerdeki değişimler Friedman and Wilcoxon signed rank testi kullanılarak gerçekleştirildi ($\alpha = 0,05$). Restoratif materyaller arasında postoperatif hassasiyetin yoğunluğu (VAS skalası değerleri) two-way repeated measured ANOVA ve Tukey testi kullanılarak değerlendirildi. Restorasyonların klinikteki sağ kalım oranlarını belirlemek için Kaplan-Meier ve Long-rank testleri yapıldı. Sağ kalım oranları, renk uyumu ve yarı saydamlık, postoperatif hassasiyet kriterlerinden bağımsız olarak klinik değerlendirme sırasında başarısızlık durumuna (4 veya 5 skorları) göre tahmin edildi.

4. BULGULAR

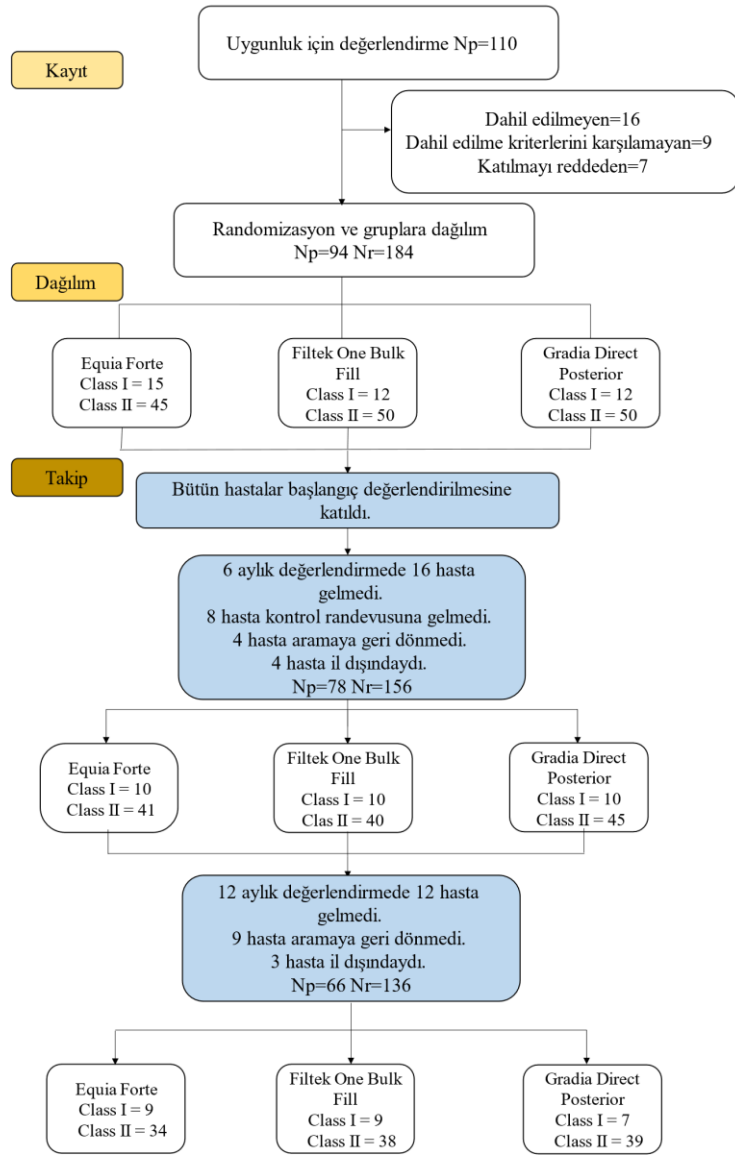
Yapılan bu çalışmada 49'u kadın 45'i erkek 94 hastaya, 3 farklı materyalle 184 restorasyon yapılmıştır. Çalışmaya katılan bireylerin değerlendirilmesi 1 hafta, 6 ay ve 12 ay sonra yapılmıştır. Çalışmaya katılan hastaların ve restorasyon sayılarının takip randevularına göre dağılımını gösteren Consort diyagramı Şekil 4.1'de verilmiştir. Başlangıç değerlendirmesine hastaların katılım oranı %100' dür. Fakat 6 ay sonunda bu oran %82,97 iken, 12 ay sonunda %70,12' ye düşmüştür. Buna göre son katılımda 66 hastada 136 restorasyon değerlendirilmiştir. Restorasyonların uygulandığı dişe, kavite tipine ve bulunduğu çeneye göre dağılımı Tablo 4.1'de verilmiştir. Restorasyonlar çoğunlukla sınıf II kavitelerde uygulandı (%81,6). Restorasyonların %63,9'u (87) molarlara, %36'sı (49) premolarlara yerleştirildi. Konum açısından restorasyonların %55,8'i (76) maksillada, %44,1'i (60) mandibuladaydı. Çalışmaya katılan popülasyonun karakteristik özellikleri Tablo 4.2'te gösterilmiştir. Toplamda popülasyonun; %38,3'ü sigara kullanmaktadır. %63,82'si diş ipi kullanmamakta ve %4,25'inin fırçalama alışkanlığı yoktur. Toplamda yapılan restorasyonların %59,8'i 6mm ve üstü kavite derinliğine sahiptir. Restoratif materyallerin klinik bulguları Tablolar 4.3-5' de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Yapılan restorasyonların uygulandığı dişe, kavite tipine ve bulunduğu çeneye göre dağılımı

		EQUIA Forte		Filtek One Bulk fill		Gradia Direct Posterior		Toplam
		Sınıf I	Sınıf II	Sınıf I	Sınıf II	Sınıf I	Sınıf II	
Üst çene	Premolar	2	6	2	10	1	9	30
	Molar	2	14	3	15	2	10	46
Alt çene	Premolar	2	5	1	1	2	8	19
	Molar	3	9	3	12	2	12	41
Toplam		9	34	9	38	7	39	136

Tablo 4.2. Çalışmaya katılan popülasyonun karakteristik özellikleri

Hastaların karakteristik özellikleri				
		EF	FOBF	GDP
Cinsiyet dağılımı				
Kadın		31	32	39
Erkek		29	30	23
Sigara kullanımı				
Evet		23	24	17
Hayır		37	38	45
Fırçalama alışkanlığı				
Fırçalamayanlar		2	1	2
Günde 1 kez		22	19	18
Günde 2 kez $\geq$		36	42	42
Diş ipi kullanımı				
Evet		18	19	22
Hayır		42	43	40
Kavite derinliği	5 mm	11	10	8
	6 mm	11	15	19
	> 6mm	38	37	35



Şekil 4.1. Consort diyagramı Np, katılımcı sayısı; Nr, restorasyon sayısı

Tablo 4.3. Sınıf I restorasyonların uygulanan materyale göre dağılımı (%)

Kriter		Başlangıç (1 Hafta)			6Ay			12Ay		
		EF	FOBF	GDP	EF	FOBF	GDP	EF	FOBF	GDP
Marjinal Renklenme	1	15(100)	12(100)	12(100)	10(100)	10(100)	10(100)	9(100)	9(100)	7(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Renk Uyumu ve Translansensi	1		12(100)	12(100)	-	10(100)	10(100)	-	9(100)	7(100)
	2	5(33,3)	-	-	2(20)	-	-	1(11,1)	-	-
	3	10(66,6)	-	-	8(80)	-	-	8(88,9)	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Estetik Anatomik Form	1	13(86,67)	11(91,67)	11(91,67)	8(80)	9(90)	9(90)	7(77,8)	8(88,9)	6(85,7)
	2	2(13,33)	1(8,33)	1(8,33)	1(10)	1(10)	1(10)	2(22,2)	1(11,1)	1(14,3)
	3	-	-	-	1(10)	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Kırık ve Retansiyon	1	15(100)	12(100)	12(100)	10(100)	10(100)	10(100)	9(100)	9(100)	7(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Marjinal Adaptasyon	1	15(100)	12(100)	12(100)	10(100)	10(100)	10(100)	9(100)	9(100)	7(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Post Operatif Hassasiyet	1	13(86,8)	12(100)	11(91,7)	9(90)	10(100)	10(100)	8(88,9)	9(100)	7(100)
	2	1(6,6)	-	1(8,3)	-	-	-	-	-	-
	3	1(6,6)			1(10)	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	1(11,1)	-	-
Sekonder Çürük	1	15(100)	12(100)	12(100)	10(100)	10(100)	10(100)	9(100)	9(100)	7(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Tablo 4.4. Sınıf II restorasyonların uygulanan materyale göre dağılımı (%)

Kriter		Başlangıç (1 Hafta)			6Ay			12Ay		
		EF	FOBF	GDP	EF	FOBF	GDP	EF	FOBF	GDP
Marjinal Renklenme	1	45(100)	50(100)	50(100)	39(100)	40(100)	45(100)	32(100)	38(100)	39(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Renk Uyumu ve Translansensi	1	-	50(100)	50(100)	-	40(100)	45(100)	-	38(100)	39(100)
	2	15(33,3)	-	-	12(30,7)	-	-	10(31,2)	-	-
	3	30(66,7)	-	-	27(69,2)	-	-	22(68,7)	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Estetik Anatamik Form	1	43(95,5)	48(96)	48(96)	35(89,76)	38(95)	43(95,6)	29(90,6)	36(94,7)	37(94,9)
	2	2(4,44)	2(4)	2(4)	2(5,12)	2(5)	2(4,4)	2(6,25)	1(2,63)	1(2,6)
	3	1(2,22)	-	-	1(5,12)	-	-	1(3,12)	1(2,63)	1(2,6)
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Kırık ve Retansiyon	1	45(100)	50(100)	50(100)	37(90,3)	40(100)	45(100)	32(88,8)	38(100)	39(100)
	2	-	-	-	2(4,9)	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	1(2,4)	-	-	2(5,5)	-	-
	5	-	-	-	1(2,4)	-	-	2(5,5)	-	-
Marjinal Adaptasyon	1	45(100)	50(100)	50(100)	38(97,4)	40(100)	45(100)	31(96,9)	38(100)	39(100)
	2	-	-	-	1(2,5)	-	-	1(3,1)	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Aproksimal Kontak Noktası	1	45(100)	50(100)	50(100)	37(94,8)	40(100)	45(100)	32(100)	38(100)	39(100)
	2	-	-	-	1(2,5)	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	1(2,5)	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Post Operatif Hassasiyet	1	40(88,9)	42(84)	43(86)	39(100)	38(95)	42(93,4)	32(100)	37(97,4)	37(94,9)
	2	2(4,4)	5(10)	4(8)	-	1(2,5)	1(2,2)	-	-	-
	3	3(6,7)	3(6)	3(6)	-	1(2,5)	2(4,4)	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	1(2,6)	2(5,1)
Sekonder Çürük	1	45(100)	50(100)	50(100)	39(100)	40(100)	45(100)	32(100)	38(100)	39(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Periodontal Yanıt	1	45(100)	50(100)	50(100)	39(100)	40(100)	45(100)	32(100)	38(100)	39(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Tablo 4.5. Tüm kavite tiplerinin farklı materyallere göre dağılımı (%)

Kriter	Başlangıç (1 Hafta)			6Ay			12Ay			
	EF	FOBF	GDP	EF	FOBF	GDP	EF	FOBF	GDP	
Marjinal Renklenme	1	60(100)	62(100)	62(100)	49(100)	50(100)	55(100)	41(100)	47(100)	46(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Renk Uyumu ve Traslusensi	1	-	62(100)	62(100)	-	50(100)	55(100)	-	47(100)	46(100)
	2	20(33,3)	-	-	14(28,5)	-	-	11(26,8)	-	-
	3	40(66,7)	-	-	35(71,4)	-	-	30(73,1)	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Estetik Anatomik Form	1	55(91,7)	59(95,2)	59(95,2)	44(87,8)	47(96)	52(96,4)	36(87,8)	44(93,6)	43(93,5)
	2	4(6,7)	3(4,83)	3(4,83)	3(6,1)	3(4)	3(3,6)	4(9,75)	2(4,25)	2(4,34)
	3	1(1,7)	-	-	2(4,1)	-	-	1(2,43)	1(2,12)	1(2,17)
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Kırık ve Retansiyon kaybı	1	60(100)	62(100)	62(100)	47(92,1)	50(100)	55(100)	41(91,1)	47(100)	46(100)
	2	-	-	-	2(3,9)	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	1(1,9)	-	-	2(4,4)	-	-
	5	-	-	-	1(1,9)	-	-	2(4,4)	-	-
Marjinal Adaptasyon	1	60(100)	62(100)	62(100)	48(97,9)	50(100)	55(100)	40(97,5)	47(100)	46(100)
	2	-	-	-	1(2,0)	-	-	1(2,4)	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Aproksimal Kontak Noktası	1	60(100)	62(100)	62(100)	47(95,9)	50(100)	55(100)	41(100)	47(100)	46(100)
	2	-	-	-	1(2)	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	1(2)	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Post Operatif Hassasiyet	1	53(88,3)	54(87,2)	54(87,2)	48(97,9)	48(96)	52(94,6)	40(97,5)	46(97,9)	44(95,7)
	2	3(5)	5(8)	5(8)	-	1(2)	1(1,8)	-	-	-
	3	4(6,7)	3(4,8)	3(4,8)	1(2,0)	1(2)	2(3,6)	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	1(2,4)	1(2,1)	2(4,3)
Sekonder Çürük	1	60(100)	62(100)	62(100)	49(100)	50(100)	55(100)	41(100)	47(100)	46(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Periodontal Yanıt	1	60(100)	62(100)	62(100)	49(100)	50(100)	55(100)	41(100)	47(100)	46(100)
	2	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-

4.1 Kırık ve retansiyon kaybı

FOBF ve GDP restorasyonlarında 12 aylık takipte kavite tipine bakılmaksızın herhangi bir retansiyon kaybı veya kırık gözlemlenmedi (Tablo 4.3-5). 6 aylık takipte, sınıf II EF restorasyonların 2'sinde (skor 2) kavite kenarlarında küçük açıklıklar (Şekil 4.5c), 1 restorasyonda kırık (skor 4) (Şekil 4.5a), 1 restorasyonda retansiyon kaybı (Şekil 4.5d) belirlendi (skor 5) (Tablo 4.4). 12 aylık takipten sonra, toplamda sınıf II EF restorasyonların 2 restorasyonda kırık (skor 4) ve 2 restorasyonda retansiyon kaybı belirlendi (skor 5) (Tablo 4.4). Sınıf II EF restorasyonlarda 6 ayda (%90,3, $p < 0,001$) ve 12 ay sonra (%88,8, $p = 0,006$) FOBF ve GDP'den (%100) önemli ölçüde daha düşük retansiyon ve fraktür direnci gösterdi. Sınıf I EF restorasyonlarda fraktür ve retansiyon açısından başarısızlık belirlenemedi (Tablo 4.3). Toplamda EF 6. ayda (%92,1, $p = 0,008$) ve 12 ay sonra (%91,1, $p = 0,01$) kavite tipinden bağımsız olarak kompozit materyallerden (%100) önemli ölçüde daha düşük retansiyon gösterdi (Tablo 4.5).

4.2. Renk uyumu ve translusentlik

Dişler ve materyaller arasındaki renk uyumu kavite tipine bakılmaksızın restoratif materyaller arasında önemli ölçüde farklıydı ($p < 0,001$, Tablo 4.5). EF restorasyonlarının rengi ve yarı saydamlığı FOBF ve GDP restorasyonlarından önemli derecede daha kötüydü ($p < 0,001$). Zamanla restoratif materyallerin renginde önemli bir değişiklik tespit edilemedi ($p > 0,05$).

4.3. Marjinal renklenme ve adaptasyonda bozulma

12 ay boyunca herhangi bir restorasyonda marjinal renklenme ve adaptasyonda bozukluk belirlenemedi. Yalnızca sınıf II EF restorasyonlardan 1'inde küçük marjinal çatlaklar (skor 2) gözlemlendi.

4.4. Anatomik form ve aproksimal kontak

Başlangıçta ve tüm değerlendirmelerde materyaller arasında anatomik formda önemli bir farklılık bulunamadı ($p > 0,05$). Ayrıca, anatomik form restoratif materyallerde zamanla önemli bir değişiklik göstermedi ($p > 0,05$) (Tablolar 4.3-5). Sınıf II EF materyali için 2 restorasyonda kontak eksikliği (1'i skor 2 ve diğeri skor 3) tespit edildi.

4.5. Postoperatif hassasiyet

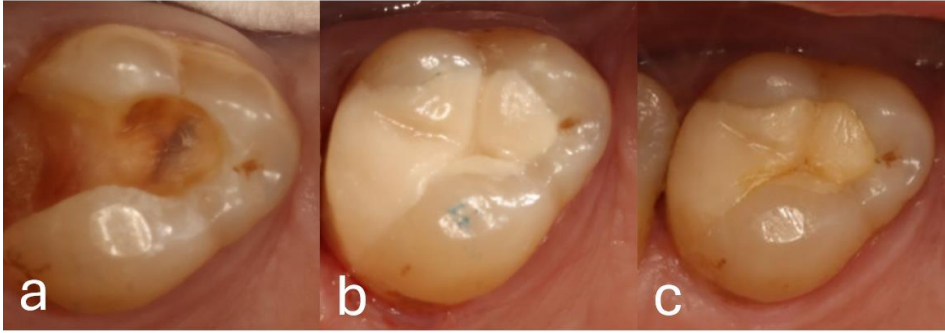
Sınıf I EF materyal için başlangıçta 2 restorasyonda (1'i skor 2 ve diğeri skor 3) 6. ayda 1 restorasyonda (skor 3) ve 12 ay sonra 1 restorasyonda (skor 5) hassasiyet belirlendi. Sınıf I GDP için başlangıçta 1 restorasyonda (skor 2) hassasiyet belirlendi. Sınıf I restorasyonlarda FOBF için hassasiyet belirlenemedi (Tablo 4.3).

Sınıf II EF materyal için başlangıçta 5 restorasyonda (2'si skor 2 ve 3'ü skor 3) hassasiyet vardı. Sınıf II FOBF için başlangıçta 8 restorasyonda (5'i skor 2 ve 3'ü skor 3) ve 6. ayda 2 restorasyonda (1'i skor 2 ve diğeri skor 3) ve 12 ay sonra 1 restorasyonda (skor 5) hassasiyet belirlendi. Sınıf II GDP için başlangıçta 7 restorasyonda (4'ü skor 2 ve 3'ü skor 3) ve 6. ayda 3 restorasyonda (1'i skor 2 ve 2'si skor 3) ve 12 ay sonra 1 restorasyonda (skor 5) hassasiyet belirlendi (Tablo 4.4).

Toplamda EF materyal için başlangıçta 7 restorasyonda (%11.7) (3'ü skor 2 ve 4'ü skor 3) 6. ayda 1 restorasyonda (%2) (skor 3) ve 12 ay sonra 1 restorasyonda (%2.4) (skor 5) hassasiyet belirlendi. Toplamda FOBF materyal için başlangıçta 8 restorasyonda (%12,8) (5'i skor 2 ve 3'ü skor 3) 6. ayda 2 restorasyonda (%4) (1'i skor 2 ve diğeri skor 3) ve 12 ay sonra 1 restorasyonda (%2.1) (skor 5) hassasiyet belirlendi. Toplamda GDP materyal için başlangıçta 8 restorasyonda (%12.8) (5'i skor 2 ve 3'ü skor 3) 6. ayda 3 restorasyonda (%5.4) (1'i skor 2 ve 2'si skor 3) ve 12 ay sonra 2 restorasyonda (%4.3) (skor 5) hassasiyet belirlendi (Tablo 4.7). Kavite tipi ve zamana bakılmaksızın postoperatif hassasiyet restoratif materyaller arasında önemli bir farklılık göstermedi (p

> 0,05). Her bir restoratif materyal için postoperatif hassasiyet zamanla önemli derecede azaldı ($p < 0.05$). Postoperatif hassasiyetin VAS' a göre ortalama değerleri Tablo 4.6 da gösterilmiştir. Hassasiyet materyaller arasında önemli bir farklılık göstermedi.

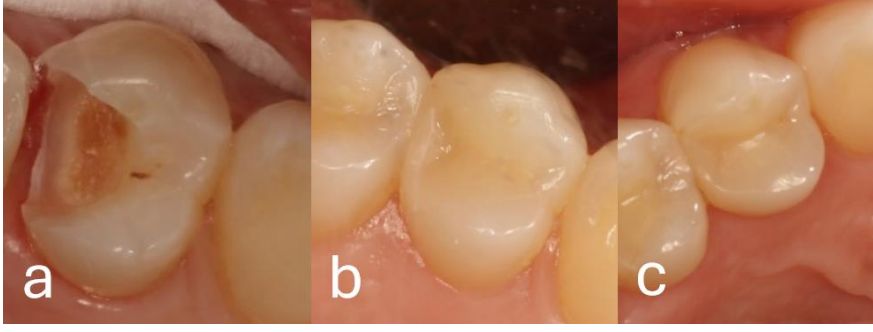
Sekonder çürük, diş etinde ve çevre yumuşak dokularda inflamasyon ve restorasyonlarda bakteri plağı belirlenemedi. Kaplan-Meier testi restoratif materyallerin 12 ay boyunca sağ kalma oranları arasında önemli bir farklılık olduğunu gösterdi ($p = 0.009$) (Şekil 4.6). Genel sağ kalma oranları 12 ay sonra EF için %91.1, FOBF ve GDP için %100 idi.



Şekil 4.2. EF ile yapılan restorasyonların (a) kavite preperasyonu, (b) başlangıç ve (c) 12 aylık takip fotoğrafları



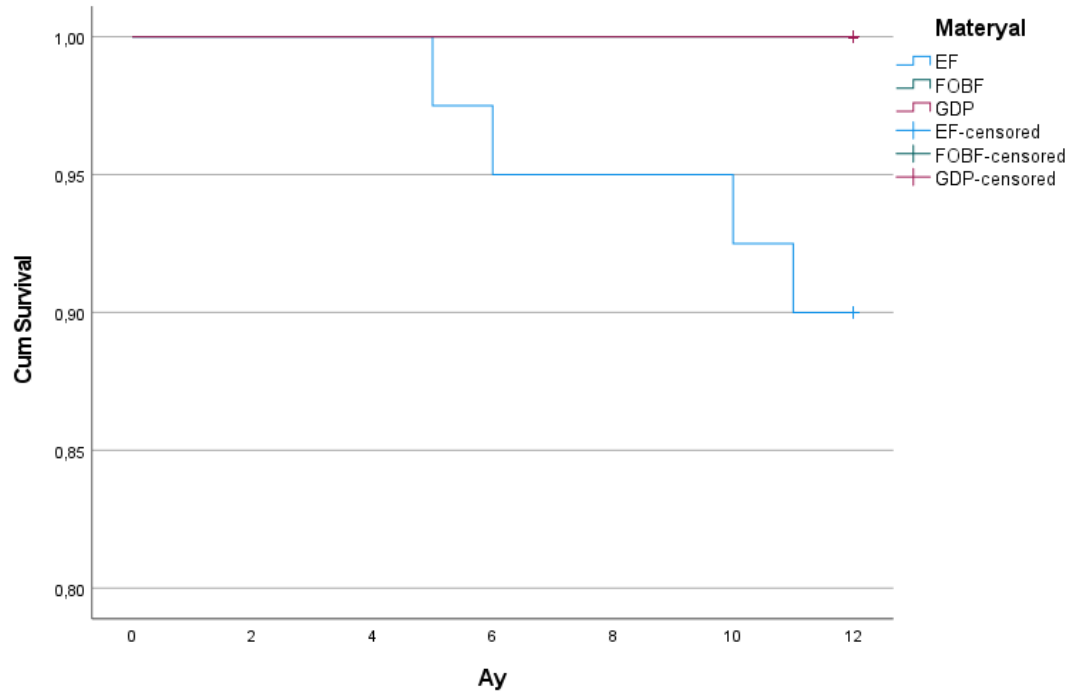
Şekil 4.3. FOBF ile yapılan restorasyonların (a) kavite preperasyonu, (b) başlangıç ve (c) 12 aylık takip fotoğrafları



Şekil 4.4. GDP ile yapılan restorasyonların (a) kavite preperasyonu (b) başlangıç ve (c) 12 aylık takip fotoğrafları



Şekil 4.5. EF ile yapılan restorasyonların başarısızlıkları (a) restorasyon kırığı, (b) marjinal açıklık, (c) restorasyon kenarında küçük açıklık (d) retansiyon kaybı



Şekil 4.6. Kullanılan restoratif materyaller için Kaplan-Meier sağkalım eğrileri (Log-rank, $p = 0.009$).

Tablo 4.6. Postoperatif hassasiyetin VAS' a göre ortalama (standart sapma) değerleri

	Başlangıç (1hafta)	6 Ay	12 Ay	p değeri
EF	6,16 (1,7)	0,98 (0,7)	2,09 (1,3)	0,022
FOBF	8,71 (2,1)	0,20 (1,0)	1,91 (1,3)	0,013
GDP	8,22 (2,0)	1,63 (1,2)	3,69 (1,7)	0,026
p değeri	0,764	0,874	0,821	

5. TARTIŞMA

Diş çürüğü, dünya nüfusunun büyük bir kısmını etkileyen yaygın bir diş hastalığıdır. Tedavi edilmeyen çürükler şiddetli ağrıya, enfeksiyona ve diş kaybına neden olabilir.^{175,176} Bu nedenle çürük dişler pulpa sağlığını koruyacak biyouyumlu bir materyalle restore edilmelidir. Çürük tedavisinde en yaygın kullanılan restoratif materyaller amalgam, kompozit ve cam iyonomer simanlardır.¹⁷⁷ Amalgam yüksek mekanik dayanımı, kolay kullanımı ve uzun ömürlü olması nedeniyle uzun yıllardır posterior restorasyonlarda yaygın olarak kullanılmaktadır.¹⁷⁸ Ancak amalgamın içeriğindeki cıvanın çevreye ve insan sağlığına olumsuz etkileri ve hastaların estetik beklentilerindeki artış nedeniyle kullanımı azalmıştır. Bu durum rezin kompozitlerin, cam iyonomerlerin ve bunların modifiye edilmiş formlarının kullanımını arttırmıştır.¹⁷⁹

Kompozit rezinler fiziksel ve estetik özelliklerinin iyi olması, konservatif kavite preparasyonu gerektirmesi, sağlıklı diş dokularını korumaları gibi avantajları nedeniyle hem anterior hem de posterior diş restorasyonlarında sıklıkla tercih edilmektedir.¹⁸⁰ Ancak kompozitlerin en büyük sorunu polimerizasyon büzülmesidir. Bu büzülme stresi diş ile restorasyon arasında mikrosızıntıya ve sekonder çürüğe neden olabilir. Ayrıca kompozit rezinler teknik hassasiyet gerektirirler.¹⁸¹ Kompozit materyaller kaviteye en fazla 2 mm kalınlığında tabakalar halinde yerleştirilirler. Ancak bu hem hasta hem de hekim için zorlu ve zaman alıcıdır. Ayrıca tabakalama tekniğinde; özellikle derin kavitelerde, tabakalar arasında boşluk kalabilmesi ve daha fazla kontaminasyon riski gibi dezavantajları vardır.¹⁸² Kompozit rezinlerin monomer ve doldurucu yapısındaki gelişmeler sonucu, polimerizasyon derinliğinin artması ve büzülme oranlarının azalmasıyla, translusent yapısı geliştirilmiş bulk fill kompozit rezinler piyasaya sürülmüştür. Bulk fill kompozit rezinlerin içerisine yerleştirilen foto aktif gruplar, bu kompozitlerin polimerizasyon kinetiğinin daha iyi kontrol edilmesine ve 4-5 mm

derinliğe kadar polimerize edilebilmesine imkan tanımaktadır.¹⁸³ Bu nedenle bulk fill kompozitler kaviteye tek seferde 4-5 mm kalınlığında tabakalar halinde yerleştirilebilirler. Böylece kompozit materyalinin yerleştirilmesi kolaylaşır ve zamandan tasarruf sağlanır.¹⁸⁴ Çalışmamızda kullandığımız FOBF kompoziti, üretici firmanın önerileri doğrultusunda 4 mm' ye kadar tek tabaka halinde uygulanmıştır.

Çolak ve ark.¹⁸⁵ yaptığı bir çalışmada, bulk fill kompozit rezinler ve konvansiyonel kompozit rezinler kullanılarak yapılan sınıf II restorasyonların, 12 aylık klinik takibinde materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını bildirmişlerdir. Yine benzer başka bir çalışmada da bulk fill kompozit rezinle nanofil kompozit rezinin sınıf II kavitelere klinik performansı karşılaştırılmış ve her iki materyalinde tüm kriterler için 12 aylık klinik performansları benzer bulunmuştur. Ancak 36 aylık takipte bulk fill kompozitin marjinal adaptasyon ve renk değişikliği daha iyi klinik performans gösterirken diğer kriterler arasında bir fark tespit edilememiştir.¹⁸⁶ Mevcut çalışmada da 12 aylık takip sonunda literatürdeki çalışmalara benzer şekilde FOBF ve GDP uygulanan gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark bulunmamıştır.

Üniversal adezivler, hem etch-and-rinse hem de self-etch modlarında kullanılabilen en yeni nesil adeziv sistemlerdir. Bazı klinik çalışmalar üniversal adezivlerin farklı modlarda kullanımının önemli bir farklılık oluşturmadığını göstermiştir.^{187,188} Ancak Marchesi ve ark.¹⁸⁹ dentine üniversal adezivlerin farklı bağlanma teknikleri kullanılarak zaman içerisinde bağlanma stabilitesini araştırmışlardır. Adezivin self-etch tekniği ile uygulandığında dentine bağlanma gücünün arttığı bildirilmiştir. Bu üniversal adezivlerin yapısında bulunan 10-MDP monomeri ile ilişkilendirilmiştir. Ayrıca Single Bond Üniversal adezivin yapısında Vitrebond monomeri vardır. Bu molekül hidroksiapatit kristalleriyle kimyasal bağlanabilen bir

polialkenoik asit kopolimeridir. Bu monomer Single Bond Universal adezivın yüksek bağ gücüne katkıda bulunur.^{190,191} Mevcut çalışmamızda da Single Bond Universal adeziv, derin kavite preparasyonlarında asitleme işleminin hassas bir teknik gerektirmesi ve asitleme sırasında oluşabilecek sorunları elimine etmek amacıyla self-etch modda uygulandı.

Cam iyonomerler klinik pratiğinde kompozit rezinler gibi hassas uygulama tekniği gerektirmemesi, düşük büzülme göstermesi ve flor salınımı gibi avantajlara sahiptir. Ancak düşük kırılma dayanıklılığı ve yüksek okluzal aşınma gibi dezavantajları vardır.^{192,193} Cam iyonomerlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini iyileştirmek için yüksek viskoziteli cam iyonomer materyaller geliştirilmiştir. Cam iyonomer restorasyonlarının bitim safhasında yüzey örtücü ajanın kullanımı önerilmektedir. Yüzey örtücü kullanımının yüzeydeki çatlakları ve gözenekleri kapattığı, restorasyona parlaklık ve pürüzsüz yüzey sağladığı, erken evrede ağız sıvılarıyla teması önleyerek materyalin aşınma ve kırılma direncini artırdığı bildirilmiştir.¹⁹⁴ Bu çalışmada yüksek viskoziteli cam iyonomer olan EF materyali kullanılmış ve üretici firmanın önerdiği gibi yüzeyine rezin örtücü uygulanmıştır. Basso ve ark.¹⁹⁵ rezin örtücülerin, yüzeydeki mikro boşlukları doldurarak materyalin özelliklerini geliştirdiğini öne sürmüşlerdir. Yapılan başka bir çalışmada¹⁹⁶ da rezin örtücü uygulanmasının yüzeydeki boşlukları azalttığı ve renklenmeyi önlediği bildirilmiştir. Bu çalışmada da benzer olarak EF materyali zamanla renk değişikliği ve yüzey değişiklikleri göstermedi.

EF materyalinde çürük temizlendikten sonra kavite tabanına “Cavity conditioner” uygulandı. Poliakrilik asit bazlı bu ajanın kullanımı, restorasyondan önce smear tabakasının ortadan kaldırılmasını kolaylaştırır, iyon değişimini destekler ve yüzey enerjisini artırarak bağ dayanımını güçlendirir. Ayrıca dentin tübüllerinin ağızlarını açar ve mikro gözeneklilik oluşturarak hibrit tabakanın oluşmasını kolaylaştırır¹⁹⁷. Literatürde

kavite düzenleyici ajanların dentine bağlanma dayanımı ile ilgili çelişkili sonuçlar rapor edilmiştir. Yapılan bir çalışmada¹⁹⁸ kavite düzenleyici ajanların dentine bağlanma dayanımını arttırdığı bildirilmiştir. Başka bir çalışmada¹⁹⁹ ise düzenleyici kullanılan ve kullanılmayan gruplar arasında farklılık bulunamamıştır. Bu çalışmada EF materyali kompozit materyallerden daha düşük retansiyon gösterdi. Bunun sebebi, kavite düzenleyici ajan kullanımının dentin geçirgenliğini artırması ve bunun sonucunda daha ıslak bir yüzey oluşturarak daha zayıf bağlanmaya yol açabileceği ile açıklanabilir.²⁰⁰

Nem kontrolü restoratif materyallerin klinik uygulamalarında büyük önem taşımaktadır. Restorasyonların yapımı sırasında ortamın izolasyonunu sağlamak için farklı yöntemler kullanılmaktadır. Bazı araştırmacılar pamuk rulolar ve tükürük emicileri, bazıları da rubber dam kullanmayı tercih etmektedirler. Ancak literatürde yapılan çalışmalarda, rubber-dam kullanımının materyalin başarısını etkilemediğini ve pamuk rulolarla da dikkatli izolasyon sağlandığında benzer sonuçların görüldüğü bildirilmiştir.^{201,202} Bu nedenle mevcut çalışmamızda nem kontrolü, pamuk rulolar ve tükürük emicilerle sağlanmıştır.

Klinik çalışmalarda USPHS ve FDI kriterleri kompozit restorasyonların değerlendirilmesinde en sık kullanılan kriterlerdir. Her iki kriter de estetik, biyolojik ve fonksiyonel parametreleri kapsar ve muayene eden hekimin ihtiyaçlarına göre uyarlanabilir. Ancak FDI kriterleri diş restorasyonlarındaki farklılıkları belirlemede daha hassas ve ayırt edici olduğundan ‘standart kriterler’ olarak önerilmiştir.¹⁷² Bu nedenle mevcut çalışmamızda restorasyonların klinik performansı FDI kriterlerine göre değerlendirildi.

Retansiyon, restoratif materyalin klinik performansını gösteren en güvenilir kriterlerden biridir. Yapılan bir çalışmada¹⁷ sınıf I EF restorasyonları sınıf II EF restorasyonlarından daha iyi klinik performans göstermiştir. Ayrıca iki yüzlü sınıf II EF

restorasyonlarının başarı oranı, üç yüzlü sınıf II EF restorasyonlarına oranla daha yüksek bulunmuştur. Daha büyük kavitelerde görülen düşük başarı oranının ana nedeninin kırık ve çatlakların olduğu belirtilmiştir. Frankenberger ve arkadaşları²⁰³ tarafından yapılan prospektif bir klinik çalışmada, yüksek viskoziteli cam iyonomer (Equia Forte)'in, posterior kavitelerdeki klinik performansı 2 yıl boyunca incelenmiş ve sınıf II restorasyonlarında başarısızlık oranlarının %40 olduğunu bildirmişlerdir. Başarısızlıkların asıl nedeni olarak, okluzal yük alan bölgelerdeki kütleli kırılmalar gösterilmiştir. Mevcut çalışmamızda literatürdeki çalışmalara^{204,205} benzer şekilde kompozit materyallerinde retansiyon kaybı ve kırık gözlenmedi. Sadece sınıf II EF materyalinde 2 restorasyonda kırık ve 2 restorasyonda retansiyon kaybı gözlemlendi. Sınıf II EF restorasyonlarında görülen marjinal kırığın nedeni, EF materyalin kırılma direnci ile açıklanabilir. Kırılmanın bir diğer nedeni olarak derin ve büyük kavitelerde çiğneme basıncına bağlı oluşan yüksek stres de gösterilebilir.²⁰⁶ Ayrıca literatürdeki çalışmalarda^{204,207} da gösterildiği gibi aproksimal kontak alanına ulaşım zorluğu nedeniyle rezin örtücü uygulanamaması da bir diğer neden olabilir. Bu nedenle bu alan erken dönem nem kontaminasyonundan korunamaz ve materyalde çözünmeler başlar. Sınıf I kavitelerde ise restorasyon yüzeyi rezin örtücü ile sızdırmaz bir şekilde kapatılabilmektedir.^{208,209} Ayrıca restorasyon sırasında metal matriks bandının kullanımı da başka bir neden olabilir. Cam iyonomerler metallere kimyasal olarak bağlanır ve matriksin çıkarılması sırasında uygulanan kuvvet sonucu mikro çatlaklar oluşabilir. Bu mikro çatlaklar materyali kimyasal ataklara karşı daha duyarlı hale getirebilir ve bunun sonucunda kırık ve retansiyon kaybı gözlemlenebilir.²⁰⁷

Renk uyumu ve translusentlik, restorasyonda kullanılan materyal ile diş renginin birbirleri ile uyumlu olup olmadığını değerlendiren kriterdir. Yapılan çalışmalarda^{210,211} kompozit rezinlerin cam iyonomerlere kıyasla daha iyi renk uyumu gösterdiği

bildirilmektedir. Diem ve arkadaşları²¹² yaptığı bir çalışmada yüksek viskoziteli cam iyonomer (Equia Forte, GC) restorasyonlarının renk uyumunun zamanla arttığını bildirmiştir (başlangıçta yaklaşık %25 ‘iyi’den 3 yılda yaklaşık %80 ‘iyi’ye). Bu değişimi materyalin zaman içinde yarı saydamlığındaki iyileşmeye bağlamışlardır. Araştırmacılar bu durumu, cam iyonomer materyalinin sertleşme mekanizmasıyla ilişkilendirmişlerdir. Cam iyonomer materyallerinin sertleşmesi asit-baz reaksiyonu ile gerçekleşmektedir. Sertleşme reaksiyonunun erken evresinde materyal neme karşı hassastır ve rehidrate olur. Ancak uzun süre hava ile teması sonucu dehidratasyon ve iyon kaybı gözlenir. Su dengesi ve iyon dengesini sağlamak için, zaman içerisinde ağız içi sıvılar ile materyal arasında iyon alışverişi olur. Böylece materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerinin iyileştiği bildirilmektedir.¹⁵⁶ Bizim çalışmamızda 1 yıllık klinik takip süresince restorasyonların renk uyumunda bir değişiklik gözlenmemiştir. Bunun nedeni olarak materyaldeki iyileşme için sürenin yetersiz olması düşünülebilir. Ancak yüksek viskoziteli cam iyonomer restorasyonlarında diş ile restorasyon arasında estetik açıdan farklılık gözlenmiştir. Yüksek viskoziteli cam iyonomerler geleneksel cam iyonomerlere göre daha fazla yarı saydamlığa ve daha fazla renk seçeneğine sahiptirler. Yine de renk ve yarı saydamlık özellikleri yetersiz ve kompozit rezinler kadar iyi değildir.²¹³ Yapılan restorasyonlar posterior bölgede olduğundan ve hastalar görünümünden şikayetçi olmadığından değiştirmelerine gerek görülmemiştir.

Restorasyon kenarlarında renk değişikliğinin gözlenmesi; hastanın beslenme alışkanlıklarına, yetersiz bitim ve polisaj işlemlerine ve mikrosızıntıya bağlı oluşabilir. Ayrıca yetersiz bağlanma ve sonrasında oluşan stres yoğunluğundan kaynaklanabilir. Literatürde yapılan çalışmalarda²¹⁴ cam iyonomer ve kompozit restorasyonlar karşılaştırılmış ve materyaller arasında benzer sonuçlar elde edilmiştir. Bir başka çalışmada¹⁹⁴ ise EF ve GDP restorasyonlarının 4 yıllık klinik takibi yapılmıştır.

Değerlendirmeler sonucunda sınıf I EF restorasyonlarında %5,3, sınıf II EF restorasyonlarında %8,4, sınıf I GDP restorasyonlarında %13,2, sınıf II GDP restorasyonlarında %19,3 oranında marjinal renklenme görüldüğü bildirilmiştir. Ancak bu veriler, kabul edilebilir düzeyde marjinal renklenme görüldüğünü ve materyaller arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark olmadığını göstermiştir. Araştırmacılar materyaller arasında önemli ölçüde fark olmasa da renklemenin çoğunlukla GDP restorasyonlarında gözlenmesini, kullanılan adeziv sistemle ilişkilendirmişlerdir. Ayrıca materyallerdeki renk değişimini, gıda tüketimine ve beslenme alışkanlıklarına bağlamışlardır. Mevcut çalışmada 1 yılın sonunda; kullanılan EF, GDP ve FOBF materyalleri ile yapılan restorasyonların hepsi marjinal renklenme açısından başarılı bulundu.

Diş ve restorasyon arasındaki bütünlüğü sağlayan ve restorasyonun klinik ömrünü etkileyen önemli bir kriterde marjinal adaptasyondur. Cam iyonomerlerin diş yapısına kimyasal bağlanması asit ve baza dirençli bir tabaka oluşturur ve uzun süreli bir marjinal sızdırmazlık sağlar.²¹⁵ Fakat erken dönem su emilimine bağlı kenar uyumu bozulabilir. Ayrıca cam iyonomerler diş yapısına benzer termal genleşme katsayısına sahiptir ve diş ile restorasyon arasındaki mikro boşluk oldukça küçüktür.²¹⁶ Rezin örtücülerin de marjinal boşluk oluşumunu azalttığı bildirilmiştir.²¹⁷ Literatürde yapılan bir çalışmada²¹⁸ üç farklı yüksek viskoziteli cam iyonomer restoratif materyal ile bir mikrohibritle resin kompozitin 5 yıllık klinik performansı karşılaştırılmıştır. Cam iyonomer gruplarında 5 yıllık takip süresince marjinal bozulmalar gözlemlendiği belirtilmiştir. Ancak tüm gruplar arasında marjinal adaptasyon açısından başlangıç, 1, 3 ve 5 yıllık takip sürecinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

Frield ve ark.¹⁵ yaptığı bir çalışmada, yüksek viskoziteli cam iyonomer (Equia Forte) ile restore edilen sınıf I ve sınıf II restorasyonları iki yıl boyunca takip edilmiştir.

Araştırmacılar sınıf I restorasyonlarında marjinal adaptasyonda bozulma gözlemlenmediğini ancak sınıf II iki yüz lü kavitelerde %1,2 ve sınıf II üç yüz lü kavitelerde ise %7 oranında marjinal açıklık gözlemlenmişlerdir. Araştırmacılar, marjinal adaptasyondaki değ iş ikli ğ i restorasyon boyutlarındaki artış ile iliş kilendirmiş lerdir. Baş ka bir ç alışmada yüksek viskoziteli cam iyonomer (Equia Forte) ile nanohibrit rezin kompozit modifiye USPHS kriterlerine göre karşı laştırılmış tır. Her iki materyalinde marjinal adaptasyon için başarı oranı %90 olup aralarında istatistiksel açıdan anlamlı farklılık bulunmamış tır.²¹⁴ Mevcut ç alışmada da literatürdeki ç alışmalara paralel olarak tüm materyaller marjinal adaptasyon açısından başarılı bulunmuştur.

Estetik anatomik form, bir restorasyonun esteti ğ inin kabul edilebilirli ğ idir.²¹⁹ Cam iyonomer restoratif materyallerin estetik anatomik formu için, cam iyonomer restoratif materyal ile rezin kompozitin karşı laştırıld ı ğ ı bir ç alışmada, ideal formdan sapan ancak yine de kabul edilebilir forma kadar değ iş en sonuç lar bulunmuştur. İ deal formdan sapmanın cam iyonomer restoratif materyallerin yüksek aş ınma oranı veya materyal kırılmasıyla iliş kili olabilece ğ ini bildirmiş lerdir.²²⁰ Baş ka ç alışmalarda estetik anatomik formda göz le gör ü lür bir sapma göz lenmemiş tir.^{210,218} Yine literatürde Dias ve arkadaş ları²²¹ tarafından yapılan bir ç alışmada, cam iyonomer restoratif materyal ile kompozit rezin karşı laştırılmış ve benzer klinik performans göstermiş lerdir. Anatomik form açısından da istatistiksel olarak anlamlı farklılık gör ü lmemiş tir. Mevcut ç alışmada da zaman i ç erisinde anatomik formda sapmalar göz lenmiş tir. Ancak bu sapmalar kabul edilebilir düzeyde olmuştur. Kullanılan restoratif materyaller arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık göz lenmemiş tir.

Restorasyonların proksimal kontak noktalarının sıklı ğ ı ve dayanıklılı ğ ı çok önemlidir. Proksimal kontak noktası, diş ipi veya 25µm metal bant geçebilece ğ i şekilde olmalıdır. Gıda sıkış masını önlemek ve interdental papillanın interproksimal boş lu ğ u

doldurmasına izin vermek için uygun kontak noktasının oluşturulması önerilir. Kontak noktasının eksikliği gıda sıkışmasına ve periodontal dokularda hasara yol açabilir.²²² Wafaie ve ark.²¹⁸ yaptığı bir çalışmada yüksek viskoziteli cam iyonomer materyaller ile kompozit rezinin klinik performansı değerlendirildi. Tüm materyaller arasında takip süresince proksimal kontak noktası açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır. Aksine başka bir çalışmada²²³ sınıf II restorasyonlarında kullanılan yüksek viskoziteli cam iyonomerin rezin kompozite göre başarısızlık gösterdiği bildirilmiştir. Başka bir çalışmada da okluzal streslerin marjinal kırıklara neden olduğunu ve proksimal kontak noktalarını zayıflattığını bildirmişlerdir.¹⁹⁴ Mevcut çalışmada da tüm materyaller arasında sadece sınıf II EF materyalinde 2 restorasyonda kontak eksikliği gözlemlendi. Bu durumun nedeni restorasyon kenarında meydana gelen kırık kaynaklı olmasıdır. Mevcut çalışmamızda tüm materyaller proksimal kontak noktası açısından başarılı bulunmuştur.

Postoperatif hassasiyet, restorasyonların uygulanmasından sonra dişte kendiliğinden başlayan veya herhangi bir uyaran tarafından oluşan kısa süreli ağrı olarak tanımlanmaktadır. Postoperatif hassasiyet, adeziv materyallerin yanlış kullanılmaları sonucu veya restorasyon materyallerinden kaynaklı oluşabilir. Klinik çalışmalarda takip edilmesi gereken önemli bir kriterdir.²²⁴ Yapılan çalışmalar kavite açılımı sırasında oluşan ısı artışının diş dokularında hasara yol açabileceğini ve bunun sonucunda da postoperatif hassasiyetin oluşabileceğini belirtmişlerdir.²²⁵ Bu durumu önlemek için frezlerin düzenli olarak değiştirilmesi ve kavite açarken fazla basınç ve ısı artışından kaçınmak gerekmektedir. Derin kavitelerde postoperatif hassasiyet riskine daha sık karşılaşılmaktadır. Postoperatif hassasiyetin açıklanmasında kabul gören teori hidrodinamik teoridir. Bu teoriye göre, dentin hassasiyeti dentin tübülleri içindeki sıvı hareketi nedeniyle oluşur. Bu sıvının hareketine termal ve mekanik uyaranlar neden

olur.²²⁶ Dentin tübüllerinin sayısı ve çapı mine-dentin sınırından pulpal duvara doğru artar. Bu morfolojik faktörler, derin kavitelerde postoperatif hassasiyetin daha fazla olmasını açıklayabilir.²²⁷ Miletic ve arkadaşları²²⁸ bir çalışmada EF ile rezin kompozitin klinik performansını iki yıl boyunca takip etmişlerdir. Postoperatif hassasiyet açısından materyaller arasında başlangıç, 1. yıl ve 2. yıl takiplerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlememişlerdir. Kharma ve ark.²²⁹ EF ve mikrohibrit rezin kompozitin klinik performansını değerlendirmişlerdir. Yapılan değerlendirmeler sonucunda 2 tane kompozit restorasyonda hassasiyet gözlenirken EF restorasyonlarında hassasiyet gözlenmemiştir. Bu durumu rezin kompozitlerde görülen polimerizasyon büzülmesi sonucu oluşan strese bağlamışlardır. Yapılan bir çalışmada,²³⁰ Filtek Bulk Fill kompozit ile konvansiyonel kompozitin 1 yıllık klinik performansı karşılaştırılmıştır. Materyaller arasında postoperatif hassasiyet açısından anlamlı fark olmamasına rağmen konvansiyonel kompozitte daha yüksek hassasiyet gözlemlendiği bildirilmiştir.

Hassasiyet ve ağrı duyularının ölçülmesi ve sayısal olarak ifade edilebilmesi zordur. Bu duyuların subjektif olması nedeniyle klinikte objektif olarak değerlendirilebilmesi için birçok yöntem geliştirilmiştir. Son yıllarda yapılan çalışmalarda en çok tercih edilen ve en güvenilir yöntem, hastanın ağrı duyusunu sözel olarak ifade etmesine dayanan Visual Analog Skala (VAS)'nın kullanılmasıdır. VAS postoperatif hassasiyeti ölçmede en sık kullanılan skaladır ve geçerliliğini destekleyen birçok çalışma vardır.²³¹

Çalışmamızda da postoperatif hassasiyet, tedavisi tamamlanan her hastada 1 hafta, 6 ay ve 12 ay sonra VAS kullanılarak değerlendirildi. Yapılan değerlendirmeler sonucunda başlangıçta kavite tipine bakılmaksızın EF materyali ile restore edilen 7 dişte postoperatif hassasiyet gözlemlendi. Ancak 6 ve 12 aylık kontrol randevularında hassasiyete rastlanmamıştır. Sadece sınıf I EF materyalinde 1 restorasyonda endodontik tedavi

ihtiyacı görülmüştür. EF kullanılan restorasyonlarda görülen hassasiyetin sebebi olarak poliakrilik asit bazlı kavite düzenleyici ajanın kullanılması düşünülmektedir. Bu durum poliakrilik asitin dentin tübüllerini açığa çıkarması ve yüzeydeki demineralizasyonla açıklanabilir.¹⁹⁷ Ayrıca cam iyonomer materyalleri ilk sertleşme sırasında hafif neme ihtiyaç duyarlar. Kavite yeterince nemli değilse bu ihtiyacını dentin tübüllerinde bulunan sıvıdan sağlar. Bunun sonucunda da postoperatif hassasiyet gelişebilir.¹⁹⁷

FOBF ve GDP materyallerinde de başlangıçta postoperatif hassasiyet gözlemlendi, bu hassasiyet zamanla önemli derecede azaldı. 12 ay sonunda FOBF materyalinde 1 restorasyonda, GDP materyalinde 2 restorasyonda endodontik tedavi ihtiyacı görülmüştür. Post-operatif hassasiyet çoğunlukla kompozit materyallerdeki polimerizasyon büzülmesi ile ilişkilendirilmiştir. Polimerizasyon büzülme stresi ise kavite geometrisi, konfigürasyon faktörü (C faktör), uygulanan kompozitin özellikleri ve kompozitin kaviteye yerleştirme tekniği gibi faktörlere bağlıdır²³². Kompozit materyalinin kaviteye yerleştirilmesi sırasında birden fazla duvara temas etmesi C faktörü artırır. C faktörün fazla olması polimerizasyon büzülmesinin artmasına neden olur. Artan büzülme stresi, diş ile restorasyon arayüzünde mikrosızıntı, marjinal renklenme, sekonder çürük ve postoperatif hassasiyet gibi problemlere yol açabilir.²³³ Polimerizasyon büzülmesini azaltmak için, kompozitlerin kaviteye inkremental teknik kullanılarak yerleştirilmesi tavsiye edilmektedir.¹³¹ Costa ve arkadaşlarının²³⁴ yapmış olduğu bir çalışmada, konvansiyonel kompozit rezin ile bulk fill kompozit rezin karşılaştırılmıştır. Postoperatif hassasiyetin yerleştirme tekniğinden (inkremental/bulk-fill) etkilenmediğini ve kavite derinliği ile arasında anlamlı bir ilişki olmadığını bildirmişlerdir. Mevcut çalışmamızda, literatürdeki çalışmalara benzer şekilde EF materyali, bulk fill kompozit ve konvansiyonel kompozit arasında postoperatif hassasiyet açısından anlamlı farklılık gözlemlenmedi.

Sekonder çürük, restorasyon yapıldıktan sonra restorasyonun altında gelişen çürük olarak tanımlanır. Restorasyonun başarısı açısından önemli bir kriterdir. Diş ve restorasyon arasında zamanla oluşan mikrosızıntı ve hastanın yetersiz oral hijyeni sekonder çürük oluşumunun temel nedenlerindendir. Ayrıca restoratif materyallerin bakteri retansiyonuna ve plak birikimine neden olduğu durumların da sekonder çürük riskini arttırdığı bildirilmiştir.²³⁵ Sekonder çürük oluşumunun, restorasyonun yenilenmesinin en önemli nedeni olduğunu bildiren çalışmalar vardır.^{14,236} Literatürde, yüksek viskoziteli cam iyonomer materyal ile kompozit rezinin karşılaştırıldığı bir çalışmada 5 yıllık klinik takip süresince sekonder çürük oluşumunun gözlenmediği bildirilmiştir.²¹⁸ Bu durum çalışmaya katılan bireylerin iyi ağız hijyenine sahip olması ile ilişkilendirilmiştir. Ayrıca, restorasyonların iyi bir marjinal sızdırmazlığı bakteri penetrasyonunu önlemiştir. Cam iyonomerlerin de antikaryojenik etkisi ve flor salınımı sekonder çürük oluşumunu önlemede önemli olmuştur.²¹³

Bago Juric ve ark.²³⁷ EF materyalinin 12 aylık klinik performansını değerlendirmişler ve sekonder çürüğe rastlamamışlardır. Balkaya ve arkadaşları²⁰⁴ yaptığı bir çalışmada, cam iyonomer restoratif materyalin (Equia Forte), geleneksel rezin kompozitin (Charisma Smart) ve bulk fill kompozitin (Filtek Bulk Fill) klinik performanslarını karşılaştırarak 12 ay boyunca takip etmişlerdir. Restorasyonların hiçbirinde takip süresince sekonder çürük gözlenmemiştir. Mevcut çalışmaya bakıldığında da literatürdeki çalışmalara benzer şekilde herhangi bir restorasyonda sekonder çürüğe rastlanılmamıştır.

Periodontal yanıtta restorasyon çevresindeki plak ve enflamasyona bakıldı. Restorasyon kenarındaki fazlalıklar veya boşluklar, yetersiz anatomik form gibi durumların periodontal dokularda enflamasyona neden olabileceği belirtilmiştir.²¹⁹ Gurgan ve arkadaşlarının²¹⁰ 24 ay boyunca, cam iyonomer restoratif materyal ile

mikrohibrit rezin kompoziti karşılaştırdığı bir çalışmada restorasyonlar arasında periodontal açıdan bir fark olmadığı bildirilmiştir. Sunulan çalışmada da restorasyonların tamamında herhangi bir periodontal sorun görülmedi.

Literatürde derin kavitelerde EF ve bulk fill materyallerin kullanımı açısından sınırlı çalışma mevcuttur. Bu alanda yapılan çalışmamızda elde edilen veriler sonucunda derin kavitelerde kullanılan materyaller arasında istatistiksel açıdan önemli farklılık bulundu. EF materyali kompozit materyallerine göre retansiyon açısından başarısız bulundu. Mevcut çalışma, restoratif materyallerin klinik performansını 12 aylık bir takip süresinde değerlendirdi. 3 yıldan daha kısa takip süresine sahip çalışmaların çoğunun, materyalin başlangıç döneminde başarısızlığa uğramaması nedeniyle çok az bilgi sağladığı bildirilmiştir. Ancak kısa takip süresine sahip çalışmalar, erken dönemde başarısızlıkla sonuçlanan materyalleri belirlemek için önemlidir.²³⁸ Ayrıca uzun takip sürelerine sahip çalışmalar; sekonder çürük, marjinal renklenme gibi tespit edilemeyen sonuçları ortaya çıkarabilir. Bu nedenle materyaller hakkında daha iyi değerlendirme yapmak için daha uzun takipli çalışmalara ihtiyaç vardır. Ayrıca bu in vivo çalışmamızda tek tip adeziv sistem kullanılmıştır. Farklı adeziv sistemler kullanılarak daha uzun vadeli çalışmaların literatüre katkı sağlayacağını düşünmekteyiz.

6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Derin kavitelerde yüksek viskoziteli cam iyonomer, bulk fill kompozit ve konvansiyonel kompozit kullanılarak yapılan posterior kompozit restorasyonların performanslarının 12 ay süreyle değerlendirildiği klinik çalışmamızda elde edilen sonuçlar;

1. 12 aylık takip süresince yüksek viskoziteli cam iyonomer, bulk fill kompozit ve konvansiyonel kompozitle yapılan restorasyonlar marjinal renklenme, marjinal adaptasyon, kontak noktası, anatomik form ve sekonder çürük açısından başarılı bulunmuştur.
2. Equia Forte grubu 12 aylık takip sonunda kompozit materyallere göre retansiyon ve renk uyumu açısından düşük performans gösterdi.
3. Başlangıçta tüm gruplarda önemli derecede postoperatif hassasiyet gözlemlendi. Ancak 6 aylık ve 12 aylık kontrol randevularında hassasiyet gözlenmemiştir. Sonuç olarak tüm materyaller arasında postoperatif hassasiyet açısından önemli bir farklılık gözlenmedi.

Bu çalışmanın sonucunda derin kavitelerde kullanılan yüksek viskoziteli cam iyonomer (EF) retansiyon açısından başarısız bulunmuştur. Ancak yapılan çalışmalarda EF materyali küçük ve orta boyutlu kavitelerde başarılı klinik performans göstermiştir. Bu nedenle EF materyalinin derin kavitelerde performansını değerlendiren daha fazla klinik çalışmaya ihtiyaç vardır. Ayrıca EF ve FOBF'nin özellikle derin kavitelerde kullanımı hem hekime kolaylık hem de zamandan tasarruf sağlar.

KAYNAKLAR

1. Sunnegårdh-Grönberg K, Van Dijken JW, Funegård U ve ark. Selection of dental materials and longevity of replaced restorations in Public Dental Health clinics in northern Sweden. *J Dent*, 2009; 37(9):673-678.
2. Alzraikat H, Burrow MF, Maghaireh G ve ark. Nanofilled resin composite properties and clinical performance: a review. *Oper Dent*, 2018; 43(4):E173-E190.
3. Kunz PVM, Wambier LM, Kaizer MDR ve ark. Is the clinical performance of composite resin restorations in posterior teeth similar if restored with incremental or bulk-filling techniques? A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Investig*, 2022;1-17.
4. Kaisarly D, Gezawi ME. Polymerization shrinkage assessment of dental resin composites: a literature review. *Odontology*, 2016; 104:257-270.
5. Perdigão J, Swift Jr EJ. Post-op Sensitivity with Direct Composite Restorations. *JERD*, 2013; 25(4):284-288.
6. Garoushi S, Vallittu P, Shinya A ve ark. Influence of increment thickness on light transmission, degree of conversion and micro hardness of bulk fill composites. *Odontology*, 2016; 104:291-297.
7. Sakaguchi R, Douglas W, Peters M. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *J Dent*, 1992; 20(3):183-188.
8. Donadio-Moura J, Gouw-Soares S, De Freitas PM ve ark. Tensile bond strength of a flowable composite resin to ER: YAG-laser-treated dentin. *Lasers in Surgery and Medicine: The Official Journal of the American Society for Laser Medicine and Surgery*, 2005; 36(5):351-355.
9. Karaman E, Yazici AR, Ozgunaltay G ve ark. Clinical evaluation of a nanohybrid and a flowable resin composite in non-carious cervical lesions: 24-month results. *J Adhes Dent*, 2012; 14(5).
10. Garcia D, Yaman P, Dennison J ve ark. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Oper Dent*, 2014; 39(4):441-448.
11. Benetti AR, Havndrup-Pedersen C, Honoré D ve ark. Bulk-fill resin composites: polymerization contraction, depth of cure, and gap formation. *Oper Dent*, 2015; 40(2):190-200.
12. Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR™ technology. *Dent Mater*, 2011; 27(4):348-355.

13. El-Damanhoury H, Platt J. Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Oper Dent*, 2014; 39(4):374-382.
14. Burke FT. Dental materials–what goes where? The current status of glass ionomer as a material for loadbearing restorations in posterior teeth. *Dent Update*, 2013; 40(10):840-844.
15. Friedl K, Hiller K-A, Friedl K-H. Clinical performance of a new glass ionomer based restoration system: a retrospective cohort study. *Dent Mater*, 2011; 27(10):1031-1037.
16. Molina GF, Cabral RJ, Mazzola I ve ark. Mechanical performance of encapsulated restorative glass-ionomer cements for use with Atraumatic Restorative Treatment (ART). *J Appl Oral Sci*, 2013; 21(3):243-249.
17. Klinker T, Daboul A, Turek A ve ark. Clinical performance during 48 months of two current glass ionomer restorative systems with coatings: a randomized clinical trial in the field. *Trials*, 2016; 17:1-14.
18. Celik EU, Ermis B. Koruyucu rezin uygulamasının yüksek viskoziteli geleneksel cam iyonomer simanın mikrosertliği üzerine etkisinin in vitro olarak değerlendirilmesi. *Cumhuriyet Dent J*, 2011; 11(2):91-95.
19. By: ESOED, Duncan H, Galler K ve ark. European Society of Endodontology position statement: Management of deep caries and the exposed pulp. *Int Endod J*, 2019; 52(7):923-934.
20. Ricketts D, Lamont T, Innes NP ve ark. Operative caries management in adults and children. *Cochrane Database Syst Rev*, 2013; (3):Cd003808.
21. Sloan AJ. Biology of the dentin-pulp complex. *Stem cell biology and tissue engineering in dental sciences*: Elsevier; 2015. p. 371-378.
22. Duncan HF, Galler KM, Tomson PL ve ark. European Society of Endodontology position statement: Management of deep caries and the exposed pulp. *Int Endod J*, 2019; 52(7):923-934.
23. Torres CRG, Mailart MC, Rocha RS ve ark. The influence of a liner on deep bulk-fill restorations: Randomized clinical trial. *J Dent*, 2020; 102:103454.
24. 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. *J Appl Oral Sci*, 2019; 27:e20180678.
25. Zero DT. Dental caries process. *Dent Clin North Am*, 1999; 43(4):635-664.

26. Garg N, Garg A. Textbook of Operative Dentistry: Jaypee Brothers Medical Publishers Pvt. Limited; 2015.
27. Beltrán-Aguilar ED, Barker LK, Canto MT ve ark. Surveillance for dental caries, dental sealants, tooth retention, edentulism, and enamel fluorosis--United States, 1988-1994 and 1999-2002. *MMWR Surveill Summ*, 2005; 54(3):1-43.
28. Dye BA, Tan S, Smith V ve ark. Trends in oral health status: United States, 1988-1994 and 1999-2004. *Vital Health Stat* 11, 2007; (248):1-92.
29. Larsen CS, Shavit R, Griffin M. Dental caries evidence for dietary change: an archaeological context. *Advances in Dental Anthropology*, 1991:179-202.
30. Mellberg JR, Ripa LW. Fluoride in Preventive Dentistry: Theory and Clinical Applications: Quintessence; 1983.
31. Johansson E, Claesson R, Van Dijken JW. Antibacterial effect of ozone on cariogenic bacterial species. *J Dent*, 2009; 37(6):449-453.
32. Beighton D, Lynch E. Comparison of selected microflora of plaque and underlying carious dentine associated with primary root caries lesions. *Caries Res*, 1995; 29(2):154-158.
33. Marsh PD. Microbial ecology of dental plaque and its significance in health and disease. *Adv Dent Res*, 1994; 8(2):263-271.
34. Thylstrup A, Fejerskov O. Textbook of Clinical Cariology Ed. by Anders Thylstrup; Ole Fejerskov: Munksgaard; 1994.
35. Selwitz RH, Ismail AI, Pitts NB. Dental caries. *Lancet*, 2007; 369(9555):51-59.
36. Newbrun E. Preventing dental caries: current and prospective strategies. *J Am Dent Assoc*, 1992; 123(5):68-73.
37. Zero DT. In situ caries models. *Adv Dent Res*, 1995; 9(3):214-230; discussion 231-214.
38. Featherstone JD. Dental caries: a dynamic disease process. *Aust Dent J*, 2008; 53(3):286-291.
39. Kudiyirickal MG, Ivancaková R. Early enamel lesion part I. Classification and detection. *Acta Medica (Hradec Kralove)*, 2008; 51(3):145-149.
40. Axelsson P. Diagnosis and Risk Prediction of Dental Caries: Quintessence Publishing Company; 2000.
41. Kidd EA, Fejerskov O. What constitutes dental caries? Histopathology of carious enamel and dentin related to the action of cariogenic biofilms. *J Dent Res*, 2004; 83 Spec No C:C35-38.

42. Bjørndal L. The caries process and its effect on the pulp: the science is changing and so is our understanding. *Pediatr Dent*, 2008; 30(3):192-196.
43. F. K. Diş Çürükleri. İstanbul: Altın matbaacılık; 1981.
44. Robinson C, Shore RC, Brookes SJ ve ark. The chemistry of enamel caries. *Crit Rev Oral Biol Med*, 2000; 11(4):481-495.
45. Newbrun E. *Cariology*: Quintessence Publishing Company; 1989.
46. Roberson TM, Heymann H, Sturdevant CM ve ark. *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry*: Mosby; 2002.
47. Mount GJ. Defining, classifying, and placing incipient caries lesions in perspective. *Dent Clin North Am*, 2005; 49(4):701-723, v.
48. Roberson T, Heymann HO, Swift EJ. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*: Elsevier Health Sciences; 2006.
49. Sturdevant CM. *The Art and Science of Operative Dentistry*: Mosby; 1995.
50. Bjørndal L, Mjör IA. Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 4: Dental caries--characteristics of lesions and pulpal reactions. *Quintessence Int*, 2001; 32(9):717-736.
51. Heymann HO, Swift EJ, Ritter AV. *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry - E-Book*: Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry - E-Book: Elsevier Health Sciences; 2012.
52. Fusayama T, Okuse K, Hosoda H. Relationship between hardness, discoloration, and microbial invasion in carious dentin. *J Dent Res*, 1966; 45(4):1033-1046.
53. Kaya S, Öz FT. Klinik Koşullarda Etkilenmiş Dentin Ve Enfekte Dentin Ayrımı. *Selcuk Dental Journal*, 2021; 8(1):266-271.
54. Yoshiyama M, Urayama A, Kimochi T ve ark. Comparison of conventional vs self-etching adhesive bonds to caries-affected dentin. *Oper Dent*, 2000; 25(3):163-169.
55. Zandoná AGF, Ritter AV, Eidson RS. Dental caries: etiology, clinical characteristics, risk assessment, and management. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*: Elsevier; 2018. p. 40-94.
56. Innes NP, Frencken JE, Bjørndal L ve ark. Managing Carious Lesions: Consensus Recommendations on Terminology. *Adv Dent Res*, 2016; 28(2):49-57.
57. Schwendicke F, Frencken J, Innes N. *Caries excavation: evolution of treating cavitated carious lesions*: Karger Medical and Scientific Publishers; 2018.
58. Ainegrish AS. Reasons for placement and replacement of amalgam restorations in Jordan. *Int Dent J*, 2001; 51(2):109-115.

59. Valente LL, Peralta SL, Ogliari FA ve ark. Comparative evaluation of dental resin composites based on micron-and submicron-sized monomodal glass filler particles. *Dent Mater*, 2013; 29(11):1182-1187.
60. Koray F, Yücel T. Kompozitin ön dişlerde kullanımı. *TDBD*, 2002; 71:16-23.
61. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci*, 1997; 105(2):97-116.
62. Lindberg A. Resin composites: sandwich restorations and curing techniques: *Odontologi*; 2005.
63. García AH, Lozano MaM, Vila JC ve ark. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 2006; 11(2):E215-220.
64. Stansbury JW. Curing dental resins and composites by photopolymerization. *JERD*, 2000; 12(6):300-308.
65. Sakaguchi RL, Ferracane J, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials - E-Book: Craig's Restorative Dental Materials - E-Book: Elsevier Health Sciences*; 2018.
66. Moszner N, Salz U. New developments of polymeric dental composites. *Prog Polym Sci*, 2001; 26(4):535-576.
67. Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J ve ark. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 2006; 11(2):E215-220.
68. Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med*, 1995; 6(4):302-318.
69. Combe E, Burke F. Contemporary resin-based composite materials for direct placement restorations: packables, flowables and others. *Dent Update*, 2000; 27(7):326-336.
70. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci*, 1997; 105(2):97-116.
71. Gajewski VE, Pfeifer CS, Fróes-Salgado NR ve ark. Monomers used in resin composites: degree of conversion, mechanical properties and water sorption/solubility. *Braz Dent J*, 2012; 23:508-514.
72. B. D. Kompozit restorasyonlar. Ankara: Quintessence Yayıncılık; 2011.
73. Willems G, Lambrechts P, Braem M ve ark. Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int*, 1993; 24(9).

74. Kim K-H, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J Prosthet Dent*, 2002; 87(6):642-649.
75. Musanje L, Ferracane JL. Effects of resin formulation and nanofiller surface treatment on the properties of experimental hybrid resin composite. *Biomaterials*, 2004; 25(18):4065-4071.
76. Leinfelder KF. Composite resins. *Dent Clin North Am*, 1985; 29(2):359-371.
77. Willems G, Lambrechts P, Braem M ve ark. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater*, 1992; 8(5):310-319.
78. Lee S-Y, Chiu C-H, Boghosian A ve ark. Radiometric and spectroradiometric comparison of power outputs of five visible light-curing units. *J Dent*, 1993; 21(6):373-377.
79. Cardoso KaORDF, Zarpellon DC, Madruga CFL ve ark. Effects of radiant exposure values using second and third generation light curing units on the degree of conversion of a lucirin-based resin composite. *J Appl Oral Sci*, 2017; 25:140-146.
80. Moszner N, Fischer UK, Ganster B ve ark. Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials. *Dent Mater*, 2008; 24(7):901-907.
81. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent*, 1983; 50(4):480-488.
82. Burgess J, Walker R, Davidson J. Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatr Dent*, 2002; 24(5):465-479.
83. Önal B. Restoratif Diş hekimliğinde Maddeler ve Uygulamaları, 1. baskı. İzmir: Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 2004:227-265.
84. O'brien WJ. Dental materials and their selection: Quintessence Chicago; 2002.
85. Albers HF. Tooth-colored restoratives: principles and techniques: PMPH-USA; 2002.
86. Swift E. Ask the experts: Nanocomposites. *JERD*, 2005; 17(1):3-4.
87. Senawongse P, Pongprueksa P. Surface roughness of nanofill and nanohybrid resin composites after polishing and brushing. *JERD*, 2007; 19(5):265-273.
88. Bayne SC, Heymann HO, Swift Jr EJ. Update on dental composite restorations. *Journal of the American Dental Association* (1939), 1994; 125(6):687-701.

89. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *The Journal of the American Dental Association*, 2003; 134(10):1382-1390.
90. Ure D, Harris J. Nanotechnology in dentistry: reduction to practice. *Dent Update*, 2003; 30(1):10-15.
91. Chen M-H. Update on dental nanocomposites. *J Dent Res*, 2010; 89(6):549-560.
92. Li Y, Swartz M, Phillips R ve ark. Materials science effect of filler content and size on properties of composites. *J Dent Res*, 1985; 64(12):1396-1403.
93. Silikas N, Eliades G, Watts D. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dent Mater*, 2000; 16(4):292-296.
94. Knezevic A, Ristic M, Demoli N ve ark. Composite photopolymerization with diode laser. *Oper Dent*, 2007; 32(3):279-284.
95. Yaman BC, Efes BG, Dörter C ve ark. The effects of halogen and light-emitting diode light curing on the depth of cure and surface microhardness of composite resins. *J Conserv Dent*, 2011; 14(2):136-139.
96. Kij A. Phillips' science of dental materials. St Louis: WB Saunders, 2003; 596:41-43.
97. Brackett WW, Covey D. Resistance to Condensation of Condensable Resin Composites as Evaluated by a Mechanical Test. *Oper Dent*, 2000; 25(5):424-426.
98. Manhart J, Kunzelmann K-H, Chen H ve ark. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dent Mater*, 2000; 16(1):33-40.
99. Sharma S, Padda BK, Choudhary V. Comparative evaluation of residual monomer content and polymerization shrinkage of a packable composite and an ormocer. *J Conserv Dent*, 2012; 15(2):161-165.
100. Chuang S-F, Jin Y-T, Liu J-K ve ark. Influence of flowable composite lining thickness on Class II composite restorations. *Operative Dentistry-University of Washington*-, 2004; 29:301-308.
101. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B ve ark. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater*, 1999; 15(2):128-137.
102. Unterbrink GL, Liebenberg WH. Flowable resin composites as "filled adhesives": literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int*, 1999; 30(4).
103. Sc B. A characterization of first-generation flowable composite. *J Am Dent Assoc*, 1998; 129:167-177.

104. Torres CRG, Rêgo HMC, Perote LCC ve ark. A split-mouth randomized clinical trial of conventional and heavy flowable composites in class II restorations. *J Dent*, 2014; 42(7):793-799.
105. Sabbagh J, Ryelandt L, Bacherius L ve ark. Characterization of the inorganic fraction of resin composites. *J Oral Rehabil*, 2004; 31(11):1090-1101.
106. Wolter H, Storch W, Ott H. New inorganic/organic copolymers (Ormocer® s) for dental applications. *MRS Online Proceedings Library (OPL)*, 1994; 346:143.
107. Zimmerli B, Strub M, Jeger F ve ark. Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweizer Monatsschrift fur Zahnmedizin= Revue Mensuelle Suisse D'odonto-Stomatologie= Rivista Mensile Svizzera di Odontologia e Stomatologia*, 2010; 120(11):972-986.
108. Tagtekin DA, Yanikoglu FC, Bozkurt FO ve ark. Selected characteristics of an Ormocer and a conventional hybrid resin composite. *Dent Mater*, 2004; 20(5):487-497.
109. Eick JD, Kotha SP, Chappelow CC ve ark. Properties of silorane-based dental resins and composites containing a stress-reducing monomer. *Dent Mater*, 2007; 23(8):1011-1017.
110. Gökçe K. Kompozit restorasyonlarda son gelişmeler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2005; 2005(3):52-60.
111. Yap AU, Khor E, Foo S. Fluoride release and antibacterial properties of new-generation tooth colored restoratives. *Oper Dent*, 1999; 24:297-305.
112. Garg N, Garg A. *Textbook of operative dentistry*: Boydell & Brewer Ltd; 2010.
113. Imazato S. Antibacterial properties of resin composites and dentin bonding systems. *Dent Mater*, 2003; 19(6):449-457.
114. Imazato S, Tarumi H, Kato S ve ark. Water sorption and colour stability of composites containing the antibacterial monomer MDPB. *J Dent*, 1999; 27(4):279-283.
115. Trujillo-Lemon M, Ge J, Lu H ve ark. Dimethacrylate derivatives of dimer acid. *Journal of Polymer Science Part A: Polymer Chemistry*, 2006; 44(12):3921-3929.
116. Kurokawa R, Finger WJ, Hoffmann M ve ark. Interactions of self-etch adhesives with resin composites. *J Dent*, 2007; 35(12):923-929.
117. Ferracane JL. Resin composite—state of the art. *Dent Mater*, 2011; 27(1):29-38.
118. Ilie N, Rencz A, Hickel R. Investigations towards nano-hybrid resin-based composites. *Clin Oral Investig*, 2013; 17:185-193.
119. Çelik Ç. Güncel kompozit rezin sistemler. *Türkiye Klinikleri J Restor Dent-Special Topics*, 2017; 3(3):128-137.

120. Çulhaoğlu AK, Zaimoğlu A, Özkır SE. Fiberle güçlendirilmiş indirekt kompozit kronların kırılma dirençlerinin IPS Empress tam seramik kronlar ile karşılaştırılması. *Acta Odontol Turc*, 2013; 30(1):25-31.
121. Duncan JP, Freilich MA, Latvis CJ ve ark. Fiber-reinforced composite framework for implant-supported overdentures. *J Prosthet Dent*, 2000; 84(2):200-204.
122. Fugolin A, Pfeifer C. New resins for dental composites. *J Dent Res*, 2017; 96(10):1085-1091.
123. Zhou X, Huang X, Li M ve ark. Development and status of resin composite as dental restorative materials. *Journal of Applied Polymer Science*, 2019; 136(44):48180.
124. Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Oper Dent*, 2013; 38(6):618-625.
125. Lima RBW, Troconis CCM, Moreno MBP ve ark. Depth of cure of bulk fill resin composites: A systematic review. *JERD*, 2018; 30(6):492-501.
126. Vasquez D. A New-Generation Bulk-Fill composite for Direct Posterior Restorations. *Inside Dentistry*, 2012; 8(5):23-31.
127. Abed Y, Sabry H, Alrobeigy N. Degree of conversion and surface hardness of bulk-fill composite versus incremental-fill composite. *Tanta Dent J*, 2015; 12(2):71-80.
128. De Almeida JRM, Messias AM, Gadelha DF ve ark. Evaluation of surface characteristics and weight variation of different composite resins after simulated toothbrushing. *Eur J Gen Dent*, 2020; 9(03):141-146.
129. Aydın N, Karaoğlu S, Oktay EA ve ark. Diş hekimliğinde bulk fill kompozit rezinler. *Selcuk Dental Journal*, 2019; 6(2):229-238.
130. Zorzin J, Maier E, Harre S ve ark. Bulk-fill resin composites: polymerization properties and extended light curing. *Dent Mater*, 2015; 31(3):293-301.
131. Chesterman J, Jowett A, Gallacher A ve ark. Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review. *Br Dent J*, 2017; 222(5):337-344.
132. Shimokawa CaK, Giannini M, André CB ve ark. In vitro evaluation of surface properties and wear resistance of conventional and bulk-fill resin-based composites after brushing with a dentifrice. *Oper Dent*, 2019; 44(6):637-647.
133. Van Ende A, De Munck J, Lise DP ve ark. Bulk-fill composites: a review of the current literature. *J Adhes Dent*, 2017; 19(2):95-109.
134. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials: Elsevier Health Sciences; 2012.
135. O'brien WJ. Dental materials and their selection, 2002. Quintessence, 2002.

136. Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent Mater*, 2005; 21(1):36-42.
137. Da Silva EM, Dos Santos GO, Guimarães JGA ve ark. The influence of C-factor, flexural modulus and viscous flow on gap formation in resin composite restorations. *Oper Dent*, 2007; 32(4):356-362.
138. Yap AU, Ng SC, Siow KS. Soft-start polymerization: influence on effectiveness of cure and post-gel shrinkage. *Oper Dent*, 2001; 26(3):260-266.
139. Ciucchi B, Bouillaguet S, Delaloye M ve ark. Volume of the internal gap formed under composite restorations in vitro. *J Dent*, 1997; 25(3-4):305-312.
140. Tarle, Meniga, Ristic ve ark. The effect of the photopolymerization method on the quality of composite resin samples. *J Oral Rehabil*, 1998; 25(6):436-442.
141. Alshaafi MM. Factors affecting polymerization of resin-based composites: A literature review. *Saudi Dent J*, 2017; 29(2):48-58.
142. Bektas O, Herguner S, Eren D. Işık kaynakları, polimerizasyon ve klinik uygulamalar. *EU Dis Hek Fak Derg*, 2006; 27:117-124.
143. Rueggeberg F, Caughman WF, Curtis J. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent*, 1994; 19:26-26.
144. Dewaele M, Truffier-Boutry D, Devaux J ve ark. Volume contraction in photocured dental resins: the shrinkage-conversion relationship revisited. *Dent Mater*, 2006; 22(4):359-365.
145. Tauböck TT, Feilzer AJ, Buchalla W ve ark. Effect of modulated photo-activation on polymerization shrinkage behavior of dental restorative resin composites. *Eur J Oral Sci*, 2014; 122(4):293-302.
146. Uluakay M, İnan H, Yamanel K ve ark. Kompozit rezinler ve polimerizasyon büzülmesi. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 2011; 5(2):895-902.
147. Alomari Q, Reinhardt JW, Boyera D. Effect of liners on cusp deflection and gap formation in composite restorations. *Oper Dent*, 2001; 26(4):406-411.
148. Sakaguchi RL, Ferracane JL. Stress transfer from polymerization shrinkage of a chemical-cured composite bonded to a pre-cast composite substrate. *Dent Mater*, 1998; 14(2):106-111.
149. Aw T, Nicholls J. Polymerization shrinkage of densely-filled resin composites. *Oper Dent*, 2001; 26(5):498-504.

150. Condon JR, Ferracane JL. Assessing the effect of composite formulation on polymerization stress. *The Journal of the American Dental Association*, 2000; 131(4):497-503.
151. Versluis A, Douglas W, Cross M ve ark. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? *J Dent Res*, 1996; 75(3):871-878.
152. Boaro LCC, Gonçalves F, Guimarães TC ve ark. Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites. *Dent Mater*, 2010; 26(12):1144-1150.
153. Civelek A, Ersoy M, L Hotelier E ve ark. Polymerization shrinkage and microleakage in Class II cavities of various resin composites. *Operative Dentistry University-of Washington-*, 2003; 28(5):635-641.
154. Fruits TJ, Knapp JA, Khajotia SS. Microleakage in the proximal walls of direct and indirect posterior resin slot restorations. *Oper Dent*, 2006; 31(6):719-727.
155. Lee Y-K, Yu B, Lim H-N ve ark. Difference in the color stability of direct and indirect resin composites. *J Appl Oral Sci*, 2011; 19:154-160.
156. Mount GJ. *An atlas of glass-ionomer cements: a clinician's guide*: CRC Press; 2001.
157. Crisp S, Kent BE, Lewis BG ve ark. Glass-ionomer cement formulations. II. The synthesis of novel polycarboxylic acids. *J Dent Res*, 1980; 59(6):1055-1063.
158. Mousavinasab SM, Meyers I. Fluoride release by glass ionomer cements, compomer and giomer. *Dental Research Journal*, 2009; 6(2):75.
159. Xie D, Brantley W. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Transactions of the Society for Biomaterials*, 1999; 22:1999.
160. Elmacı İ, Tunçdemir MT. Restoratif diş hekimliğinde cam iyonomer simanlar ve yeni gelişmeler. *Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi*, 2020; 2(2):69-75.
161. Kanik Ö, Türkün LŞ. Restoratif Cam iyonomer simanlarda güncel yaklaşımlar. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 2016; 37(2):54-65.
162. Nicholson JW, Czarnecka B. Kinetic studies of water uptake and loss in glass-ionomer cements. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 2008; 19:1723-1727.
163. Lohbauer U, Krämer N, Siedschlag G ve ark. Strength and wear resistance of a dental glass-ionomer cement with a novel nanofilled resin coating. *Am J Dent*, 2011; 24(2):124-128.

164. Tiwari S, Nandlal B. Effect of nano-filled surface coating agent on fluoride release from conventional glass ionomer cement: An: in vitro: trial. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 2013; 31(2):91-95.
165. Bagheri R, Taha N, Azar M ve ark. Effect of G-Coat Plus on the mechanical properties of glass-ionomer cements. *Aust Dent J*, 2013; 58(4):448-453.
166. Pacifici E, Bossù M, Giovannetti A ve ark. Surface roughness of glass ionomer cements indicated for uncooperative patients according to surface protection treatment. *Ann Stomatol (Roma)*, 2013; 4(3-4):250.
167. Ikemura K, Tay FR, Endo T ve ark. A review of chemical-approach and ultramorphological studies on the development of fluoride-releasing dental adhesives comprising new pre-reacted glass ionomer (PRG) fillers. *Dent Mater J*, 2008; 27(3):315-339.
168. Bani M, Öztaş N. Cam iyonomer içerikli farklı restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüklerinin değerlendirilmesi. *Acta Odontol Turc*, 2013; 30(1):13-17.
169. Mitra SB, Oxman JD, Falsafi A ve ark. Fluoride release and recharge behavior of a nano-filled resin-modified glass ionomer compared with that of other fluoride releasing materials. *Am J Dent*, 2011; 24(6):372.
170. Bayne SC, Schmalz G. Reprinting the classic article on USPHS evaluation methods for measuring the clinical research performance of restorative materials. Springer; 2005.
171. Ryge G, Devincenzi RG. Assessment of the clinical quality of health care: search for a reliable method. *Evaluation & the Health Professions*, 1983; 6(3):311-326.
172. Hickel R, Peschke A, Tyas M ve ark. FDI World Dental Federation: clinical criteria for the evaluation of direct and indirect restorations—update and clinical examples. *Clin Oral Investig*, 2010; 14:349-366.
173. Heintze SD, Loguercio AD, Hanzen TA ve ark. Clinical efficacy of resin-based direct posterior restorations and glass-ionomer restorations—An updated meta-analysis of clinical outcome parameters. *Dent Mater*, 2022; 38(5):e109-e135.
174. De Oliveira NG, Lima ASLC, Da Silveira MT ve ark. Evaluation of postoperative sensitivity in restorations with self-adhesive resin: a randomized split-mouth design controlled study. *Clin Oral Investig*, 2020; 24:1829-1835.
175. Bernabe E, Marcenes W, Hernandez C ve ark. GBD 2017 oral disorders collaborators. global, regional, and national levels and trends in burden of oral conditions

from 1990 to 2017: a systematic analysis for the global burden of disease 2017 study. *J Dent Res*, 2020; 99(4):362-373.

176. Righolt A, Jevdjevic M, Marcenes W ve ark. Global-, regional-, and country-level economic impacts of dental diseases in 2015. *J Dent Res*, 2018; 97(5):501-507.

177. Reza Rezaie H, Beigi Rizi H, Rezaei Khamseh MM ve ark. Dental restorative materials. *A Review on Dental Materials*, 2020:47-171.

178. Flanders RA. Mercury in Dental Amalgam-a Public Health Concern? *Journal of Public Health Dentistry*, 1992; 52(5):303-311.

179. Mylonas P, Zhang J, Banerjee A. Conventional glass-ionomer cements: A guide for practitioners. *Dent Update*, 2021; 48(8):643-650.

180. Türkün LŞ, Aktener BO, Ateş M. Clinical evaluation of different posterior resin composite materials: a 7-year report. *Quintessence Int*, 2003; 34(6).

181. Sarrett DC. Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. *Dent Mater*, 2005; 21(1):9-20.

182. Tarle Z, Attin T, Marovic D ve ark. Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity bulk-fill resin composites. *Clin Oral Investig*, 2015; 19:831-840.

183. Cara R, Fleming G, Palin W ve ark. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with resin-based composites with and without an intermediary flowable layer. *J Dent*, 2007; 35(6):482-489.

184. Veloso SRM, Lemos CaA, De Moraes SLD ve ark. Clinical performance of bulk-fill and conventional resin composite restorations in posterior teeth: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Investig*, 2019; 23:221-233.

185. Colak H, Tokay U, Uzgur R ve ark. A prospective, randomized, double-blind clinical trial of one nano-hybrid and one high-viscosity bulk-fill composite restorative systems in class II cavities: 12 months results. *Niger J Clin Pract*, 2017; 20(7):822-831.

186. Yazici A, Antonson S, Kutuk Z ve ark. Thirty-six-month clinical comparison of bulk fill and nanofill composite restorations. *Oper Dent*, 2017; 42(5):478-485.

187. Loguercio AD, De Paula EA, Hass V ve ark. A new universal simplified adhesive: 36-Month randomized double-blind clinical trial. *J Dent*, 2015; 43(9):1083-1092.

188. Perdigão J, Kose C, Mena-Serrano A ve ark. A new universal simplified adhesive: 18-month clinical evaluation. *Oper Dent*, 2014; 39(2):113-127.

189. Marchesi G, Frassetto A, Mazzoni A ve ark. Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-year in vitro study. *J Dent*, 2014; 42(5):603-612.

190. Muñoz MA, Luque I, Hass V ve ark. Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *J Dent*, 2013; 41(5):404-411.
191. Wagner A, Wendler M, Petschelt A ve ark. Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *J Dent*, 2014; 42(7):800-807.
192. Moshaverinia A, Roohpour N, Chee WW ve ark. A review of powder modifications in conventional glass-ionomer dental cements. *J Mater Chem*, 2011; 21(5):1319-1328.
193. Zhang J, Braun P, Banerjee A. In vitro compressive strength and edge stability testing of directly repaired glass-ionomer cements. *Clin Oral Investig*, 2020; 24:3029-3038.
194. Gurgan S, Kutuk Z, Ergin E ve ark. Four-year randomized clinical trial to evaluate the clinical performance of a glass ionomer restorative system. *Oper Dent*, 2015; 40(2):134-143.
195. Basso M, Brambilla E, Benites M ve ark. Glassionomer cement for permanent dental restorations: a 48-months, multi-centre, prospective clinical trial. *Stomatology Edu Journal*, 2015; 2(1):10-20.
196. 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):229-233.
197. Sidhu SK, Nicholson JW. A review of glass-ionomer cements for clinical dentistry. *Journal of Functional Biomaterials*, 2016; 7(3):16.
198. De Melo Avila W, Hesse D, Bonifacio CC. Surface conditioning prior to the application of glass-ionomer cement: a systematic review and meta-analysis. *J Adhes Dent*, 2019; 21(5):391-399.
199. Hoshika S, Ting S, Ahmed Z ve ark. Effect of conditioning and 1 year aging on the bond strength and interfacial morphology of glass-ionomer cement bonded to dentin. *Dent Mater*, 2021; 37(1):106-112.
200. El-Deeb H, Mobarak E. Microshear bond strength of high-viscosity glass-ionomer to normal and caries-affected dentin under simulated intrapulpal pressure. *Oper Dent*, 2018; 43(6):665-673.
201. Raskin A, Setcos J, Vreven J ve ark. Influence of the isolation method on the 10-year clinical behaviour of posterior resin composite restorations. *Clin Oral Investig*, 2000; 4:148-152.

202. Sabbagh J, Dagher S, El Osta N ve ark. Randomized Clinical Trial of a Self-Adhering Flowable Composite for Class I Restorations: 2-Year Results. *International Journal of Dentistry*, 2017; 2017(1):5041529.
203. Frankenberger R, Garcia-Godoy F, Krämer N. Clinical performance of viscous glass ionomer cement in posterior cavities over two years. *International Journal of Dentistry*, 2009; 2009(1):781462.
204. 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. *J Appl Oral Sci*, 2019; 27:e20180678.
205. Gurgan S, Kutuk ZB, Ergin E ve ark. Clinical performance of a glass ionomer restorative system: a 6-year evaluation. *Clin Oral Investig*, 2017; 21:2335-2343.
206. Aljamhan A, Platt J, Cook N ve ark. Resin-coated glass ionomer cement abrasion and wear resistance. *J Dent Res*, 2012; 91.
207. 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. *J Dent*, 2007; 35(2):156-162.
208. Lohbauer U, Petschelt A. Influence of a nanofilled coating on physical properties of glass ionomer cements. *J Dent Res*, 2012; 91:1048.
209. Tal E, Kupietzky A, Fuks AB ve ark. Clinical performance of heat-cured high-viscosity glass ionomer class II restorations in primary molars: a preliminary study. *J Clin Pediatr Dent*, 2017; 41(4):264-270.
210. Gurgan S, Kutuk ZB, Cakir FY ve ark. A randomized controlled 10 years follow up of a glass ionomer restorative material in class I and class II cavities. *J Dent*, 2020; 94:103175.
211. Kutuk Z, Ozturk C, Cakir F ve ark. Mechanical performance of a newly developed glass hybrid restorative in the restoration of large MO Class 2 cavities. *Niger J Clin Pract*, 2019; 22(6):833-841.
212. Diem VTK, Tyas MJ, Ngo HC ve ark. The effect of a nano-filled resin coating on the 3-year clinical performance of a conventional high-viscosity glass-ionomer cement. *Clin Oral Investig*, 2014; 18:753-759.
213. Türkün L, Kanik Ö. A prospective six-year clinical study evaluating reinforced glass ionomer cements with resin coating on posterior teeth: quo vadis? *Oper Dent*, 2016; 41(6):587-598.

214. Abdalla AI, Hassan MM, Naanosh MR. Clinical evaluation of two glass ionomer restorative materials in class I cavities. *Tanta Dent J*, 2021; 18(2):49-59.
215. Gjorgievska E, Nicholson JW, Iljovska S ve ark. Marginal adaptation and performance of bioactive dental restorative materials in deciduous and young permanent teeth. *J Appl Oral Sci*, 2008; 16:1-6.
216. Pinto-Sinai G, Brewster J, Roberts H. Linear coefficient of thermal expansion evaluation of glass ionomer and resin-modified glass ionomer restorative materials. *Oper Dent*, 2018; 43(5):E266-E272.
217. Lohbauer U. Dental glass ionomer cements as permanent filling materials?—Properties, limitations future trends. *Materials*, 2009; 3(1):76-96.
218. Wafaie RA, Ibrahim Ali A, El-Negoly SaER ve ark. Five-year randomized clinical trial to evaluate the clinical performance of high-viscosity glass ionomer restorative systems in small class II restorations. *JERD*, 2023; 35(3):538-555.
219. Hickel R, Mesinger S, Opdam N ve ark. Revised FDI criteria for evaluating direct and indirect dental restorations—recommendations for its clinical use, interpretation, and reporting. *Clin Oral Investig*, 2023; 27(6):2573-2592.
220. Alvanforoush N, Wong R, Burrow M ve ark. Fracture toughness of glass ionomers measured with two different methods. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2019; 90:208-216.
221. Dias AGA, Magno MB, Delbem ACB ve ark. Clinical performance of glass ionomer cement and composite resin in Class II restorations in primary teeth: A systematic review and meta-analysis. *J Dent*, 2018; 73:1-13.
222. Cheng Y, Wang Z, Shi Y ve ark. Research on the characteristics of food impaction with tight proximal contacts based on deep learning. *Comput Math Methods Med*, 2021; 2021(1):1000820.
223. Heck K, Frasheri I, Diegritz C ve ark. Six-year results of a randomized controlled clinical trial of two glass ionomer cements in class II cavities. *J Dent*, 2020; 97:103333.
224. Opdam N, Feilzer A, Roeters J ve ark. Class I occlusal composite resin restorations: in vivo post-operative sensitivity, wall adaptation, and microleakage. *Am J Dent*, 1998; 11(5):229-234.
225. Gonçalves F, Pfeifer CC, Stansbury JW ve ark. Influence of matrix composition on polymerization stress development of experimental composites. *Dent Mater*, 2010; 26(7):697-703.

226. Unemori M, Matsuya Y, Akashi A ve ark. Composite resin restoration and postoperative sensitivity: clinical follow-up in an undergraduate program. *J Dent*, 2001; 29(1):7-13.
227. Al-Omari WM, Al-Omari QD, Omar R. Effect of Cavity Disinfection on Postoperative Sensitivity Associated with Amalgam Restorations. *Oper Dent*, 2006; 31(2):165-170.
228. Miletić I, Baraba A, Basso M ve ark. 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.
229. Kharma K, Zogheib T, Bhandi S ve ark. Clinical Evaluation of Microhybrid Composite and Glass Ionomer Restorative Material in Permanent Teeth. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 2018; 19(2):226-232.
230. Hardan L, Sidawi L, Akhundov M ve ark. One-year clinical performance of the fast-modelling bulk technique and composite-up layering technique in class I cavities. *Polymers*, 2021; 13(11):1873.
231. Jensen MP, Chen C, Brugger AM. Interpretation of visual analog scale ratings and change scores: a reanalysis of two clinical trials of postoperative pain. *The Journal of Pain*, 2003; 4(7):407-414.
232. Bucuta S, Ilie N. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clin Oral Investig*, 2014; 18:1991-2000.
233. Feilzer A, De Gee A, Davidson C. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *JERD*, 2000; 12(1):52.
234. Costa T, Rezende M, Sakamoto A ve ark. Influence of Adhesive Type and Placement Technique on Postoperative Sensitivity in Posterior Composite Restorations. *Oper Dent*, 2017; 42(2):143-154.
235. Gama-Teixeira A, Simionato MRL, Elian SN ve ark. Streptococcus mutans-induced secondary caries adjacent to glass ionomer cement, composite resin and amalgam restorations in vitro. *Brazilian Oral Research*, 2007; 21:368-374.
236. Mjor I, Shen C, Eliasson S ve ark. Placement and replacement of restorations in general dental practice in Iceland. *Oper Dent*, 2002; 27(2):117-123.
237. Miletić I, Baraba A, Bago Juric I ve ark. Evaluation of a glass-ionomer based restoration system-a one year pilot study. *Journal of Minimum Intervention in Dentistry*, 2013; 6(6):87-95.

238. Opdam N, Van De Sande F, Bronkhorst E ve ark. Longevity of posterior composite restorations: a systematic review and meta-analysis. J Dent Res, 2014; 93(10):943-949.



EKLER

EK-1 Özgeçmiş

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı	Emel TOPKARA
Eğitim	
Lise	Tevfik Serdar Anadolu Lisesi (2012)
Lisans	Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2013-2018)
Uzmanlık	Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı (2021-2024)
Yabancı Dil	
İngilizce	



EK-2 Etik Kurul Onayı



**T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ**

Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı



Sayı : E-40465587-050.01.04-627
Konu : Etik Kurul

02.03.2023

Sayın Doç. Dr. Muhammet KARADAŞ

Üniversitemiz Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna yapmış olduğunuz “Derin Kaviteelerde Farklı Restoratif Materyallerin Klinik Olarak Değerlendirilmesi” isimli başvurunuz etik kurulumuz yönergesine göre 23.02.2023 tarihinde yapmış olduğu toplantıda incelenmiş olup, 2023/52 karar numarası ile bilimsel ve etik yönden uygun bulunmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini saygılarımla rica ederim.

Doç. Dr. Tahsin Gökhan TELATAR
Başkan

Bu belge güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

Belge Doğrulama Kodu : b9483045a8cd

Belge Takip Adresi: <http://ehys.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/](http://www.erdogan.edu.tr/)
Kep Adresi:

Bilgi için : BURAK HANKAYA
Bilgisayar İşletmeni



EK-3 Kurum İzni



**T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı**



Sayı : E-61245112-010-5241
Konu : Çalışma İzni Hk.da

26.12.2022

**Sayın Doç. Dr. Muhammet KARADAŞ
(Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanlığı)**

İlgi : 23.12.2022 tarihli ve sayılı yazı.

"Derin kavitelerde farklı restoratif materyallerin klinik olarak değerlendirilmesi" başlıklı çalışma ile ilgili izin talebiniz 6698 sayılı "Kişisel Verilerin Korunması Kanunu" ilgili yönetmelikler ve Hasta Hakları Yönetmeliği'nin "Tıbbi Araştırmalarda Rıza" başlıklı 32. maddesinde yer alan hükümlere riayet edilmesi şartıyla Dekanlığımız tarafından uygun görülmüştür.

Bilgilerinizi gereğini rica ederim.

**Prof. Dr. Zeynep YEŞİL
Dekan**

Bu belge güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.
Belge Doğrulama Kodu : 3ed450e09754 **Belge Takip Adresi: <http://ebys.erdogan.edu.tr/EBYS/eimzadogrulama>**

İslampasa Mahallesi Menderes Bulvarı No:612 Merkez/RİZE / TÜRKİYE
Telefon No :+90 (464) 214 22 65, +90 (464)214 21 81 Faks No :+90 (464)
222 00 02
e-Posta : dis@erdogan.edu.tr İnternet Adresi: <http://www.erdogan.edu.tr/>
Kep Adresi: erdogan@hs01.kep.tr

Bilgi için : ÖZER ÖZTÜRK
Bilgisayar İşletmeni
Dahili: 5324



EK-4 Bilgilendirilmiş Onam Formu

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



Araştırmanın Adı:

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: Derin dentin çürüğü günümüzde toplumun çoğunda sıklıkla rastlanılan yaygın bir hastalıktır. Derin kavitelere rezin esaslı kompozit materyallerin yetersiz polimerizasyonu nedeniyle pulpa dokusunun tahriş olma olasılığı yüksektir. Bu çalışmamızda derin kavitelere farklı restoratif materyaller kullanılarak restore edilen dişlerin 12 aylık klinik takibi yapılacaktır. Mevcut çalışmamızın amacı; derin kavitelere kullanılan farklı restoratif materyallerin klinik olarak karşılaştırılmasıdır.

EK-4 (Devam) Bilgilendirilmiş Onam Formu

- **KATILIM KOŞULLARI NELERDİR?**

Bu araştırmaya dahil edilebilmeniz için gereken koşullar şunlardır:

1. Çalışmaya yönelik gönüllü onam formunu onaylamış olmak,
2. Herhangi bir sistemik hastalığı olmayan,
3. 18 yaşından büyük olan bireyler,
4. Derin dentin çürüğü bulunan ve spontan ağrısı olmayan bireyler,
5. Restore edilecek dişin karşıt ve komşu dişleri olmalı,
6. Hastada bruksizm ve periodontal hastalık olmamalıdır.

- **NASIL BİR UYGULAMA YAPILACAKTIR?**

Çalışmaya Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ne tedavi için başvuran hastalar dahil edilecektir. Restoratif tedavi öncesi muayene için hastalara sistemik hastalığı var mı, yaşı gibi sorular sorulacaktır. Ağız içi ayna ve sond ile muayene edilecektir. Rutin bir tedavide yapıldığı gibi hastaya lokal anestezi yapıp, çürüğü temizlenecek ve dolguları yapılacaktır.

- **SORUMLULUKLARIM NELERDİR?**

1. Araştırma planına ve araştırmacının önerilerine uymak.
2. Diş hekiminin sorularına hiçbir tesir altında kalmadan doğru yanıt vermek.
3. Araştırma sırasında sizi rahatsız eden herhangi bir durumu, sorumlu araştırmacıya bildirmelisiniz.

- **KATILIMCI SAYISI NEDİR?**

Bu araştırmada yer alması öngörülen toplam katılımcı sayısı 150 dir.

EK-4 (Devam) Bilgilendirilmiş Onam Formu

- **KATILIMIM NE KADAR SÜRECEKTİR?**

Sizi tedaviniz bitiminden 1 hafta sonra, 6 ay sonra ve 12 ay sonra olmak üzere toplamda üç defa olmak üzere muayeneye gelmenizi istiyoruz. Bu muayenede ağız içi değerlendirme yapılacak ve hastanın şikayeti varsa restorasyonu değerlendirmek için 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, derin kavitelerde kullanılan restoratif materyallerin klinik davranışını değerlendirip hekimlerin başarılı restorasyonlar 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?**

EK-4 (Devam) Bilgilendirilmiş Onam Formu

Araştırma nedeniyle herhangi 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.

Emel TOPKARA

Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

- **ÇALIŞMA KAPSAMINDAKİ GİDERLER KARŞILANACAK MIDIR?**

Bu araştırmaya katılmanız için veya araştırmadan kaynaklanabilecek giderler için sizden herhangi bir ücret istenmeyecektir. Yapılacak tetkik, fizik muayene ve diğer araştırma giderleri size veya güvencesi altında bulunduğunuz resmi ya da hiçbir özel 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.

EK-4 (Devam) Bilgilendirilmiş Onam Formu

- **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 MİDİR?**

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**

EK-4 (Devam) Bilgilendirilmiş Onam Formu

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		

SORUMLU ARAŞTIRMACININ		
ADI & SOYADI		İMZASI
ADRESİ		
TEL&FAKS		
TARİH		

EK-5 Benzerlik Raporu

tez intihal.docx			
ORJİNALLIK RAPORU			
%18	%17	%7	%6
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ
BİRİNCİL KAYNAKLAR			
1	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	%12	
2	Submitted to The Scientific & Technological Research Council of Turkey (TUBITAK) Öğrenci Ödevi	%1	
3	docplayer.biz.tr İnternet Kaynağı	%1	
4	nek.istanbul.edu.tr:4444 İnternet Kaynağı	%1	
5	Submitted to Dicle University Öğrenci Ödevi	%1	
6	dspace.kocaeli.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<%1	
7	www.sbu.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1	
8	acikerisim.dicle.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1	
9	Orhan, Ayşe Işıl. "Tek Aşamalı Indirekt Pulpa Tedavisi iki Aşamalı Indirekt Pulpa Tedavisi ve	<%1	