

T.C. BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**SİLİKA VE FLOROAPATİTLE GÜÇLENDİRİLMİŞ CAM KARBOMER
DOLGU MATERYALİNİN 1 YILLIK *IN VIVO* KLİNİK
DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Zeynep Buket Kaynar

Tez Danışmanı
Doç. Dr. Nazmiye Dönmez

İSTANBUL, 2019

T.C. BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**SİLİKA VE FLOROAPATİLE GÜÇLENDİRİLMİŞ CAM KARBOMER
DOLGU MATERYALİNİN 1 YILLIK *İN VİVO* KLİNİK
DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Zeynep Buket Kaynar

Tez Danışmanı

Doç. Dr. Nazmiye Dönmez

Bu araştırma Bezmialem Vakıf Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi
tarafından desteklenmiştir. [Proje no: 6.2017/10]

İSTANBUL, 2019

REPUBLIC OF TURKEY
BEZMIALEM VAKIF UNIVERSITY
FACULTY OF DENTISTRY



***IN VIVO* CLINICAL EVALUATION OF GLASS CARBOMER RESTORATIVE
MATERIAL REINFORCED WITH SILICA AND FLOUROAPATITE**

THESIS OF SPECIALITY

Zeynep Buket Kaynar

Tez Danışmanı

Assoc. Prof. Nazmiye Dönmez

This study is supported bu Scientific Researches, Department of Bezmialem Vakif
University [Project no: 6.2017/10]

Istanbul, 2019

TEZ ONAY FORMU

Kurum :Bezmialem Vakıf Üniversitesi

Program seviyesi:Uzmanlık

Anabilim dalı :Restoratif Diş Tedavisi

Tez sahibi :Zeynep Buket Kaynar

Tez başlığı :Silika ve Floroapatitle Güçlendirilmiş Cam Karbomer Dolgu Materyalinin 1 Yıllık *In vivo* Klinik Değerlendirilmesi

JÜRİ ÜYELERİ

Danışman: Doç. Dr. Nazmiye Dönmez

Üye: Prof. Dr. Fatma Koray

Üye: Dr. Öğrt. Üyesi Mağrur Kazak

Bu tez, Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıda belirlenen jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

ONAY

ANABİLİM DALI BAŞKANI

Doç. Dr. Nazmiye DÖNMEZ

DEKAN

Prof. Dr. Alper ALKAN



BEYAN

Bu tezin kendi çalışmam olduğunu, planlamasından yazımına kadar hiçbir aşamasında etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarımı ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Mart 2019

Zeynep Buket Kaynar

ÖNSÖZ

Tez çalışmaların ve uzmanlık öğrenimim süresince bana gösterdiği destek ve yardımlarından dolayı değerli danışman hocam sayın Doç. Dr. Nazmiye Dönmez'e,

Tez çalışma sürecimde önerileri ve yardımları ile bana destek olan değerleri hocalarım Doç.Dr. Evrim Eligüzeloğlu Dalkılıç ve Dr. Öğrt. Üyesi Mağrur Kazak'a,

Uzmanlık eğitimime başladığım Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki tüm hocalarım ve asistan arkadaşlarıma,

Tüm öğrenim hayatım boyunca beni maddi ve manevi destekleyerek yanımda bulunan sevgili aileme,

Uzmanlık eğitimime başladığım ilk günden itibaren beni her zaman cesaretlendiren ve tez çalışmam süresince büyük bir sabır göstererek manevi desteğini esirgemeyen çok değerli eşim Barış Kaynar'a teşekkür ederim.

Zeynep Buket KAYNAR

SİLİKA VE FLOROAPATİTLE GÜÇLENDİRİLMİŞ CAM KARBOMER DOLGU MATERYALİNİN 1 YILLIK *IN VIVO* KLİNİK DEĞERLENDİRİLMESİ

ÖZET

Bu *in vivo* çalışmanın amacı, silika ve floroapatitle güçlendirilmiş cam karbomer dolgu materyalinin klinik takibinin 1 yıllık süre sonunda değerlendirilmesidir.

Bu çalışmada 36 hastaya toplam 100 adet [46 sınıf I, 54 sınıf II] restorasyon yapıldı. Tüm kavite ler geleneksel yöntemle açıldı. Restorasyonların yarısı nano kompozit rezin [Tokuyama Estelite, Tokuyama Dental, Japonya] ile diğer yarısı ise cam karbomer dolgu materyali [GCP Dental, Hollanda] ile restore edildi. Kavite lerin izolasyonu rubber-dam ile sağlandı. Kompozit restorasyonların yerleştirilmesinden önce selektif etch yöntemine göre mine kenarları pürüzlendirildi ve üniversal adeziv sistemi uygulandı. Kompozit rezin kavite ye 2 mm'lik tabakalar halinde inkremental teknikle uygulandı. Cam karbomer ise yüzey örtücüsü ile beraber parmak basıncı uygulanarak bulk teknikle yerleştirildi. Kompozit ile yapılan restorasyonların polimerizasyonu LED ışık cihazıyla gerçekleştirildi. Cam karbomer restorasyonların sertleşmesi materyalin kendisine özel ışık cihazıyla gerçekleştirildi. Restorasyonlar, birinci hafta, 6 ay ve 12 ayın sonunda modifiye USPHS kriterleri kullanılarak değerlendirildi. Veriler Fisher's Exact Ki-Kare testi, Fisher Freeman Halton Testi ve Continuity [Yates] Düzeltmesi kullanılarak değerlendirildi. Parametrelerin grup içi karşılaştırmalarında ise Wilcoxon işaret testi kullanıldı. Anlamlılık $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

Yapılan değerlendirmeler sonucunda, dolgu materyalleri birbiriyle kıyaslandığında, sadece 12. ayda kavite kenarındaki renklenme skorunda fark bulundu. Kenar uyumu açısından ise her iki materyal arasında sadece 6. ayda istatistiksel olarak anlamlı fark gözle ndi [$p < 0.05$]. Diğer tüm kriterler için materyaller arasında klinik performansları açısından anlamlı bir fark bulunmadı [$p > 0.05$]. Tokuyama Estelite'dan farklı olarak cam karbomer dolgu materyali ile yapılan restorasyonlarda retansiyon, anatomik form ve kenar uyumu açısından Charlie skoru gösteren restorasyonlar yenilendi.

Bu bulgular ışığında cam karbomer dolgu materyalinin fiziksel özelliklerinin geliştirilmesine ve daha fazla *in vivo* çalışma yapılmasına ihtiyaç vardır.

Anahtar kelimeler: cam karbomer, cam iyonomer, klinik, kompozit rezin

***IN VIVO* CLINICAL EVALUATION OF GLASS CARBOMER RESTORATIVE MATERIAL REINFORCED WITH SILICA AND FLOUROAPATITE**

SUMMARY

The aim of this *in vivo* study was to evaluate the clinical 1 year follow-up of silica and fluoroapatite reinforced glass carbomer filling material.

In this study, total of 100 [46 class I, 54 class II] restorations were performed in 36 patients. All cavities were prepared conventionally. Half of the restorations were restored with nano composite resin [Tokuyama Estelite, Tokuyama Dental, Japan] and the other half were restored with glass carbomer material [GCP Dental, The Netherlands]. Rubber-dam was used for isolation. Before the replacement of composite restorations, enamel edges were etched according to selective etching method. Then universal adhesive system was applied. Composite resin was applied to the cavity in 2 mm layers by incremental technique. Glass carbomer was placed with bulk technique by applying finger pressure with surface covering. Composite restorations were polymerized with LED light curing unit. Glass carbomer restorations were cured its own special curing unit. Restorations were evaluated with modified USPHS criteria at the end of the first week, 6 months and 12 months. Data were analyzed using Fisher's Exact Chi-Square test, Fisher Freeman Halton Test and Continuity [Yates] Correction. Wilcoxon sign test was used for intra-group comparisons of the parameters. Statistically significance was evaluated at $p < 0.05$.

As a result of the evaluations, when the filling materials were compared with each other, statistically significant difference was observed only at the 12th month on the marginal discoloration. Statistically significant difference was observed between the two materials in the 6th month on the marginal adaptation [$p < 0.05$]. No significant difference was found between the materials for all other criteria in terms of clinical performance. Unlike composite resin [Tokuyama Estelite], restorations filled with a glass carbomer filling material have been renewed in terms of retantiton, anatomic form and marginal adaptation according to Charlie score.

In view of this results, there is a need to improve the physical properties of the glass carbomer filling material and further *in vivo* study.

Key words: glass carbomer, glass ionomer, clinical, composite resin



İÇİNDEKİLER

BEYAN.....	i
ÖNSÖZ.....	ii
ÖZET.....	iii
SUMMARY	iv
İÇİNDEKİLER	vi
KISALTMALAR VE SEMBOLLER.....	viii
TABLO LİSTESİ.....	ix
ŞEKİL LİSTESİ.....	x
1.GİRİŞ	1
1.1 Amaç ve Kapsam.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1 Dış Çürüğü.....	3
2.1.1. Dış çürüğünün etyolojik faktörleri	3
Şekil 1. Ven Diagramı [8, 9].	4
2.1.1.1. Zaman faktörü	4
2.1.1.2. Konak faktörleri	4
2.1.1.3. Dental plak ve karyojenik mikroorganizmalar	5
2.2. Cam İyonomer Simanlar	6
2.2.1. Cam iyonomer simanların kullanım şekillerine göre sınıflandırılması.....	9
2.2.2. Cam iyonomer simanların içeriklerine göre sınıflandırılması	10
2.2.2.1 Geleneksel cam iyonomer simanlar	10
2.2.2.1.1. Geleneksel Simanların Sertleşme Reaksiyonu	15
2.2.2.1.2. Geleneksel cam iyonomer simanların avantajları	15
2.2.2.1.3 Geleneksel cam iyonomer simanların dezavantajları.....	16
2.2.2.1.4 Geleneksel cam iyonomer simanların özellikleri	16
2.2.2.2 Hibrid cam iyonomer simanlar	17
2.2.2.2.1 Resin modifiye cam iyonomer simanlar	17
2.2.2.2.2 Poliasit modifiye kompozit rezinler	19
2.2.2.2.3. Yüksek vizkoziteli cam iyonomer simanlar	20
2.2.2.2.3.1 Yüksek vizkoziteli cam iyonomer simanlara resin içerikli yüzey örtücü uygulanması	21
2.2.2.3. Giomerler	22
2.2.2.4 Nano-iyonomerler	23
2.3 Cam Karbomerler	24
2.3.1. Cam karbomer dolgu materyalinin kullanıldığı yerler	26
2.3.2. Cam karbomer dolgu materyalinin uygulama basamakları	27
2.4. Kompozit Resin Dolgu Materyalleri	28
2.4.1. Kompozit rezinlerin yapısı	28
2.4.2. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması	32

2.4.2.1. Kompozit rezinlerin doldurucu partikül büyüklüğüne göre sınıflandırılması	32
2.4.2.2. Kompozit rezin esaslı dolgu maddelerinin polimerizasyon şekillerine göre sınıflandırılması:	35
2.4.3. Yeni nesil kompozit rezinler	35
2.4.3.1. Ormoserler	35
2.4.3.2. İyon salabilen kompozitler:	36
2.4.3.3. Nanodolduruculu kompozitler	36
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	38
3.1. Çalışma Grubunun Oluşturulması.....	38
3.1.1. Çalışmaya Dahil Edilme Kriterleri.....	38
3.1.1.1. Hasta seçimi	38
3.1.1.2. Diş Seçimi	39
3.1.2. Çalışmaya Dahil Olmama Kriterleri	39
3.2. Çürüğün Temizlenmesi ve Kavitenin Hazırlanması.....	41
3.3. Restorasyonların Yapım Aşamaları.....	43
3.3.1 Kompozit rezin materyali ile restorasyonların yapılması	43
3.3.2. Cam karbomer dolgu materyali ile restorasyonların yapılması	44
3.4. Bitirme ve Cila İşlemi	45
3.5. Restorasyonların Klinik Olarak Değerlendirilmesi.....	46
3.6. İstatistiksel İncelemeler	48
4. BULGULAR.....	49
5. TARTIŞMA.....	71
6. SONUÇLAR.....	86
7. KAYNAKLAR.....	87
8. ÖZGEÇMİŞ.....	97
9. EKLER.....	99
9.1. Etik Kurul Onay.....	100
9.2. Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu Onay Formu	104
9.3. Bilgilendirilmiş Gönüllü Onam Formu	105
9.4. Olgu Rapor Formu.....	107

KISALTMALAR VE SEMBOLLER

%	: Yüzde
°C	: Santigrad
μ	: Mikron
HAP	: Hidroksiapatit
CİS	: Geleneksel cam iyonomer siman
RMCİS	: Rezin modifiye cam iyonomer siman
Al_2O_3	: Alimünyum oksit
Si_2O_3	: Silika oksit
ASPA	: Alumino-Silicate-Poly-Acrylate
Ca^{+2}	: Kalsiyum iyonu
H^{+2}	: Hidrojen iyonu
Al^{+3}	: Alüminyum iyonu
Mpa	: Megapaskal
YVCİS	: Yüksek viskoziteli cam iyonomer siman
Al_3PO_4	: Alüminyum fosfat
K^{+}	: Potasyum iyonu
La^{+3}	: Lantanyum iyonu
Zn^{+2}	: Çinko
Sr^{+2}	: Stronsiyum
SiO_2	: Silikaoksit
CaF_2	: Kalsiyum florür
Ppm	: Parts per million
HEMA	: Hidroksietil metakrilat
BİS-GMA	: Bis-fenol A Etilen Glikol Dimetakrilat
TED-GMA	: Trietilen Glikol Dimetakrilat
EGDMA	: Etilen Glikol Dimetakrilat
UDMA	: Üretan dimetakrilat
MAS-NMR	: Magic angle spining nuclear magnetik resonance
LED	: Light Emmiting diode

TABLO LİSTESİ

Tablo 1. Restoratif materyallerin ve diş dokularının termal genişleme katsayısı	16
Tablo 2. Yapılan restorasyonların ağız içerisindeki dağılımı.....	39
Tablo 3. Yapılan restorasyonların kavite tipi açısından dağılımı.....	40
Tablo 4. Araştırmada kullanılan restoratif materyaller.....	40
Tablo 5. Modifiye USPHS kriterleri.....	47
Tablo6. Restoratif materyal gruplarının retansiyon açısından değerlendirilmesi.....	48
Tablo7. Restoratif materyal gruplarının yüzey değişikliği açısından değerlendirilmesi.....	51
Tablo8. Restoratif materyal gruplarının renk uyumluluğu açısından değerlendirilmesi.....	54
Tablo9. Restoratif materyal gruplarının kavite renklenme açısından değerlendirilmesi.....	55
Tablo10. Restoratif materyal gruplarının anatomik form açısından değerlendirilmesi.....	60
Tablo11. Restoratif materyal gruplarının kenar uyumu açısından değerlendirilmesi.....	64
Tablo12. Restoratif materyal gruplarının sekonder çürük açısından değerlendirilmesi.....	69
Tablo13. Restoratif materyal gruplarının postoperatif duyarlılık açısından değerlendirilmesi.....	69

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1. Ven diagramı.....	4
Şekil 2. Dental plak oluşumu.....	5
Şekil 3. Polikarboksilat simanın yapısı.....	6
Şekil 4. Silikat simanın yapısı.....	6
Şekil 5. ASPA'nın kimyasal yapısı.....	7
Şekil 6. CİS formasyonunda polikarboksilik asitler.....	8
Şekil 7. Floroalüminasilikatın yapısı.....	10
Şekil 8. Geleneksel cam iyonomer simanlara örnekler.....	11,12
Şekil 9. Cam iyonomer simanların sertleşme mekanizmaları.....	14
Şekil 10. Resin modifiye cam iyonomer simanlar örnekler.....	18
Şekil 11. Poliasit modifiye kompozit rezinlere örnekler.....	19
Şekil 12. Piyasada bulunan yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlara örnekler.....	20
Şekil 13. Piyasa bulunan yüzey örtücü örnekleri.....	22
Şekil 14. Piyasada bulunan giomer örnekleri.....	23
Şekil 15. Nano-iyonomer simanlara örnekler.....	24
Şekil 16. Cam karbomer dolgu materyali.....	26
Şekil 17. BİS-GMA'nın yapı formülü.....	29
Şekil 18. TEG-DMA'nın.....	30
Şekil 19. 35,36 ve 37 nolu dişlerdeki çürüğün görüntüsü.....	41
Şekil 20. Çürüklerin temizlenmesi ve kavitenin hazırlanması.....	42
Şekil 21. Çürük belirleyici ajanın uygulanması.....	42
Şekil 22. Kavitelerin rubber-dam ile izolasyonu.....	43
Şekil 23. Kompozit resin bitimi ve artikülasyon kağıdı ile kontrolü.....	45
Şekil 24. Cam karbomer restorasyonların bitimi.....	45
Şekil 25. Materyallerin retansiyon açısından değerlendirildiği grafik.....	49
Şekil 26. 26 numaralı dişte Cam karbomer ile yapılan restorasyonun retansiyon açısından değerlendirilmesi [1. Hafta].....	49

Şekil 27. 26 nolu dişteki Cam karbomer ile yapılan restorasyonda görülen retansiyon kaybı [12. Ay].....	50
Şekil 28. 26 nolu dişte Cam karbomer ile yapılan restorasyonun.....	50
Şekil 29. Materyallerin yüzeysel değişiklik açısından değerlendirildiği grafik.....	52
Şekil 30. 16 nolu dişteki Tokuyama dolgu ve 17 nolu dişteki cam karbomer dolgu materyali ile yapılan restorasyonların yüzeysel değişikliğinin değerlendirilmesi [1.hafta].....	52
Şekil 31. 16 nolu dişteki Tokuyama dolgu ve 17 nolu dişteki cam karbomer dolgu materyali ile yapılan restorasyonların yüzeysel değişikliğinin değerlendirilmesi [6. Ay].....	53
Şekil 32. 16 nolu dişteki Tokuyama dolgu ve 17 nolu dişteki cam karbomer dolgu materyali ile yapılan restorasyonların yüzeysel değişikliğinin değerlendirilmesi [12. Ay].....	53
Şekil 33. Materyallerin renk uyumluluğu açısından değerlendirildiği grafik.....	55
Şekil 34. Materyallerin kavite kenarında renklenme açısından değerlendirildiği grafik.....	56
Şekil 35. 16 ve 15 nolu dişlerdeki cam karbomer dolgu ile yapılan restorasyonun renk uyumluluğu ve kavite kenar renklenmesi açısından değerlendirilmesi [1. hafta].....	57
Şekil 36. 16 ve 15 nolu dişlerdeki cam karbomer dolgu ile yapılan restorasyonun renk uyumluluğu ve kavite kenar renklenmesi açısından değerlendirilmesi [6. Ay].....	57
Şekil 37. 16 ve 15 nolu dişlerdeki cam karbomer dolgu ile yapılan restorasyonun renk uyumluluğu ve kavite kenar renklenmesi açısından değerlendirilmesi [12. Ay].....	58
Şekil 38. 35, 36 ve 37 nolu dişlerdeki Tokuyama Estelite ile yapılan restorasyonların renk uyumluluğu ve kavite kenar renklenmesi açısından değerlendirilmesi [1. Hafta].....	58
Şekil 39. 35, 36 ve 37 nolu dişlerdeki Tokuyama Estelite ile yapılan restorasyonların renk uyumluluğu ve kavite kenar renklenmesi açısından değerlendirilmesi [6. Ay].....	59
Şekil 40. 35, 36 ve 37 nolu dişlerdeki Tokuyama Estelite ile yapılan restorasyonların renk uyumluluğu ve kavite kenar renklenmesi açısından değerlendirilmesi [12. Ay].....	59
Şekil 41. Materyallerin anatomik form açısından değerlendirildiği grafik.....	61
Şekil 42. 36 nolu dişteki cam kabomer dolgu materyali ile yapılan dolgunun anatomik form açısından değerlendirilmesi [1. Hafta].....	61

Şekil 43. 36 nolu dişteki cam karbomer dolgu materyali ile yapılan dolgunun anatomik form açısından değerlendirilmesi [6. Ay]	62
Şekil 44. 36 nolu dişteki cam kabomer dolgu materyali ile yapılan restorasyonun anatomik form açısından değerlendirilmesi [12.ay].....	62
Şekil 45. 26 nolu dişteki Tokuyama Estelite materyali ile yapılan restorasyonun anatomik form açısından değerlendirilmesi [1. Hafta].....	63
Şekil 46. 26 nolu dişteki Tokuyama Estelite materyali ile yapılan restorasyonun anatomik form açısından değerlendirilmesi [6. Ay].....	63
Şekil 47. 26 nolu dişteki Tokuyama Estelite materyali ile yapılan restorasyonun anatomik form açısından değerlendirilmesi [12. Ay].....	64
Şekil 48. Materyallerin kenar uyumu açısından değerlendirildiği grafik.....	65
Şekil 49. 15 nolu dişteki cam karbomer dolgu materyali ile yapılan restorasyonun kenar uyumu açısından değerlendirilmesi [1. Hafta].....	66
Şekil 50. 15 nolu dişteki cam karbomer dolgu materyali ile yapılan restorasyonun kenar uyumu açısından değerlendirilmesi [6. Ay].....	66
Şekil 51. 15 nolu dişteki cam karbomer dolgu materyali ile yapılan restorasyonun kenar uyumu açısından değerlendirilmesi [12. Ay].....	67
Şekil 52. 35 nolu dişteki Tokuyama Estelite ile yapılan restorasyonun kenar uyumu açısından değerlendirilmesi [1.hafta].....	67
Şekil 53. 35 nolu dişteki Tokuyama Estelite ile yapılan restorasyonun kenar uyumu açısından değerlendirilmesi [6. ay].....	68
Şekil 54. 35 nolu dişteki Tokuyama Estelite ile yapılan restorasyonun kenar uyumu açısından değerlendirilmesi [12. ay].....	68

1.GİRİŞ

1.1 Amaç ve Kapsam

Diş çürüğü yaygın olarak görülen, multifaktöriyel, enfeksiyöz ve insanlık tarihinin en eski hastalıklarından biridir.

Diş çürüğü; plak içerisindeki mikroorganizmaların karbonhidratları fermente ederek asit oluşturmaları ile başlayan, dişin inorganik yapısının demineralizasyonu ve organik yapısının enzimatik olarak bozulmasıyla meydana gelen patolojik bir hastalıktır [1]. Diş hekimliğinin özellikle son 20 yıl içerisinde gösterdiği gelişmeler çürüğün çeşitli materyal ve yöntemlerle tedavisini, dişin uzun dönem sağlıklı olarak ağızda kalmasını mümkün kılmaktadır. Günümüze kadar yaygın kullanılan en eski restoratif dolgu materyali olan amalgam son yıllarda yerini alternatif restoratif materyallere bırakmıştır. Diş hekimliğinde estetik restoratif materyal olarak geçmişte silikat siman, akrilik rezin, cam iyonomer siman kullanılmış ve günümüzde ise daha çok kompozit rezinler tercih edilmeye başlanmıştır.

Estetik restoratif materyallerin ilki olan akrilik rezinler 1950'li yıllarda kullanılmaya başlanmıştır. Ancak ana maddesi metil metakrilat olan akrilik rezinlerin yüksek polimerizasyon büzülmesi göstermesi, diş yapısına uygun olmayan ısıl genleşme katsayısına sahip olması, kenar sızıntısı, renk değişiklikleri ve pulpaya zararlı etkileri gibi dezavantajları nedeniyle bu materyalin diş hekimliğinde dolgu materyali olarak kullanımı sınırlı kalmıştır [2].

Akrilik rezinlerin olumsuz özelliklerinin giderilmesi amacıyla, dişhekimliğinde kullanılmak üzere, polimetil metakrilat bazlı, epoksi rezin ve birbiriyle kaynaşmış kuartz veya porselen partiküllerinin bir araya getirilmesiyle oluşturulmuş kompozit rezinler geliştirilmiştir [3]. Ancak bu ilk üretilen kompozitlerde de akrilik rezinlerde olduğu gibi, renk değişikliği, aşınma, mikrosızıntı, sekonder çürük gibi

başarısızlıkların ortaya çıkması yeni materyal arayışının devam etmesine neden olmuştur [4].

İlk kez 1972 yılında Wilson A.D. ve Kent B.E. isimli araştırmacılar cam iyonomer simanları geliştirmişlerdir. Silikat siman ile polikarboksilat simanın pozitif özelliklerinin bir araya getirilmesi ile ortaya çıkan bu yeni materyalin [4] toz kısmını floroalümina silikat tanecikleri, likit kısmını ise poliakrilik asit oluşturur. Diş sert dokularına kimyasal bağlanabilmesi, antikaryojenik özellik göstermesi, flor salması, dentine yakın genleşme katsayısına sahip olması gibi özellikleri, cam iyonomer simanların kullanımının daha yaygın hale gelmesini sağlamıştır. Bütün bu olumlu özelliklerine rağmen basınç ve gerilme dayanımlarının ve estetik özelliklerinin zayıf olması, düşük kırılma ve aşınma direnci göstermeleri, mikrosızıntının elimine edilememesi, çalışma süresinin kısa ve sertleşme süresinin uzun olması gibi dezavantajları, materyalin fiziksel özelliklerinin geliştirilmesi yönünde çalışmaların yapılmasına neden olmuştur [5]. Restoratif materyal olarak kompozitler kadar güçlü ve estetik olmayan cam iyonomer simanları güçlendirmek amacıyla, yapılarına rezin ilave edilmiş böylece kompozit ve cam iyonomerin olumlu özelliklerinin bir araya getirildiği materyaller geliştirilmiştir [6].

Bu çalışmanın amacı cam iyonomerlerden geliştirilen, fakat nanoboyutlu silika ve floroapatit partikülleri içeriğiyle cam iyonomerlerden ayrılan, cam iyonomerlere göre daha üstün mekanik ve kimyasal özelliklere sahip cam karbomer dolgu materyalinin uzun dönem klinik başarısının *in vivo* olarak incelenmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Diş Çürüğü

Diş çürüğünün çok çeşitli tanımlamaları yapılmıştır ancak günümüzde de halen geçerli olan tanım ilk defa Fouchard P. 1728 referans yılında tarif edilmiştir. Diş çürüğü dental plakta yer alan karyojenik mikroorganizmaların ürettiği asitlerin tekrarlayan atakları sonucunda, diş sert dokularını oluşturan inorganik kalsiyum fosfat kristalleri ile organik matriks arasındaki elektrostatik bağlantının fizikokimyasal düzeyde bozulması ve kalsiyum kristallerinin yıkımı ile başlayıp; submikroskopik, mikroskopik ve son olarak da makroskopik olarak devam eden olaylar dizisi olarak ifade edilmiştir [2].

2.1.1. Diş çürüğünün etyolojik faktörleri

Diş çürüğü konak biyolojisi ve mikroflora arasındaki dengenin bozulmasıyla ortaya çıkan multifaktöriyel bir hastalıktır. Diş ile tükürük arasında sürekli devam eden bir iyon alışverişi olur. Ortam pH'sının düştüğü durumlarda dişin sert dokularındaki kalsiyum tuzları iyonize olup dişten uzaklaşır. pH tekrar yükseldiğinde dişten çözünen kalsiyum iyonları sert dokulara çökerek tuz kompleksleri oluşturular. İyonize olma durumuna **demineralizasyon**, tuz kompleksleri olarak sert dokulara çökme durumuna ise **remineralizasyon** adı verilir. Ağız içerisinde belli bir denge içerisinde yürüyen bu olayın demineralizasyon yönünde artarak dengenin bozulması sonucunda çürük başlangıcı ortaya çıkar [7]. Çürük gelişiminde zaman, konak, mikroorganizma ve diyet olmak üzere dört ana faktör rol oynar [7] [Şekil 1].



Şekil 1. Ven Diagramı [8, 9].

2.1.1.1. Zaman faktörü

Bireyin sık karbonhidrat tüketimi ve bu karbonhidratı fermante edebilen mikroorganizma varlığında, fermentasyon sonucu oluşan asit atakları sonucu çürüğe uygun bir ortam hazırlanmış olur. Çürüğün ilerlemesi ve dişte demineralizasyon meydana getirebilmesi için asit ataklarının yoğun olması ve belli bir zaman geçmesi gerekir. İnsanda çürük uzun süreli bir hastalıktır. Tüketilen yiyecekler ve zaman arasında yakın ilişki mevcuttur. Çürük yapıcı gıdaların ağızda uzun süre kalması ve yemek arası atıştırma sıklığı ile çürük oluşumu arasında doğru bir korelasyon vardır.

2.1.1.2. Konak faktörleri

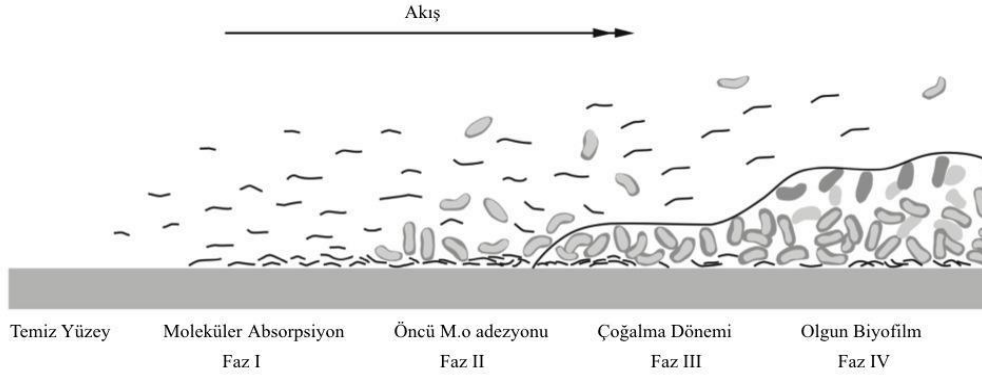
Konağa ait faktörleri tükürük ve diş olmak üzere iki ana başlık altında anlatabilmek mümkündür. Tükürük, büyük tükürük bezlerinden [parotis, submandibular ve sublingual] ve çok sayıda minör tükürük bezlerinden salgılanır. Tükürüğün diş çürüğünü önleyici özellikleri arasında şekeri ortamdan uzaklaştırması, remineralizasyon etkisi, tamponlama kapasitesi ve antibakteriyal etkisi yer alır. Tükürüğün karbonhidratları uzun süre ağız ortamında kalmadan uzaklaştırması, tükürüğün çürüğe karşı önleyici özelliklerinden en önemlisini oluşturmaktadır. Ayrıca tükürüğün

içerisindeki kalsiyum, fosfat, magnezyum, flor gibi iyonlar dişlerin olgunlaşmasında rol oynamaktadır [7-9].

Dişlerin morfolojisi ve çeneler içerisindeki konumu plağın tutunmasına neden olarak çürük riskini arttırabilir. Dişlerin tüberkül ve fissür özellikleri, mine yapısındaki defektler, kök yüzeylerininin açığa çıkması ve diş dizisindeki çapraşıklık diş çürüğüne zemin hazırlayan faktörler arasında sayılabilir [10].

2.1.1.3. Dental plak ve karyojenik mikroorganizmalar

Diş yüzeyinde ekstrasellüler bir matris içerisinde mikroorganizmalar ve tükürük ürünlerinden oluşan film tabakasına **dental plak** denir. Dental plak oluşumunun ilk aşaması, pelikül tabakasının meydana gelmesidir [Şekil 2]. Pelikül, tükürükteki çeşitli glikoproteinlerin, enzimlerin ve antikorların bir araya gelmesiyle oluşur [11]. Pelikül tabakası yüzey enerjisini değiştirerek bakterilerin tutunmasını kolaylaştırır. Dental plakta ilk toplanan bakteriler Streptokok türleridir ve bu tür arasında da en fazla *Streptococcus sanguinis* gurubudur. Gram [+] fakültatif bakterilerin ekstrasellüler polimatrise, Gram [-] bakterilerin ise Gram [+] bakterilerin reseptörlerine tutunmasıyla plak yapısı daha kompleks bir hal alır.



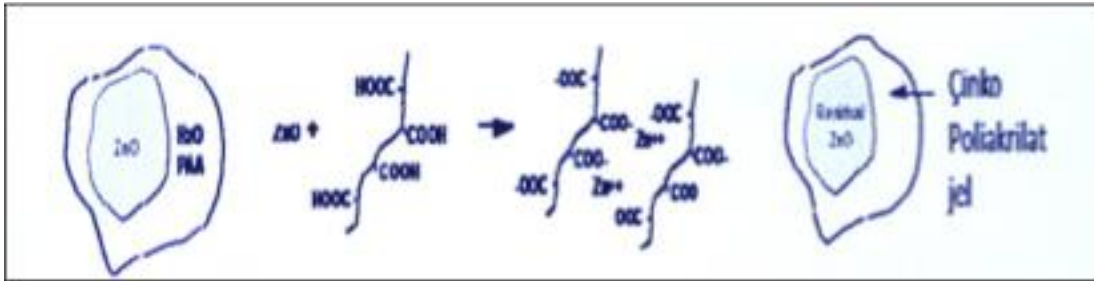
Şekil 2. Dental plak oluşumu [12].

Dental plak ve çürük ilişkisi ile ilgili günümüzde kabul gören hipotez **Ekolojik Plak** hipotezidir [13, 14]. Bu hipoteze göre, tüketilen karbonhidrat miktarının artmasıyla, nötr dental plakta az miktarda bulunan çürük yapıcı mikroorganizmaların

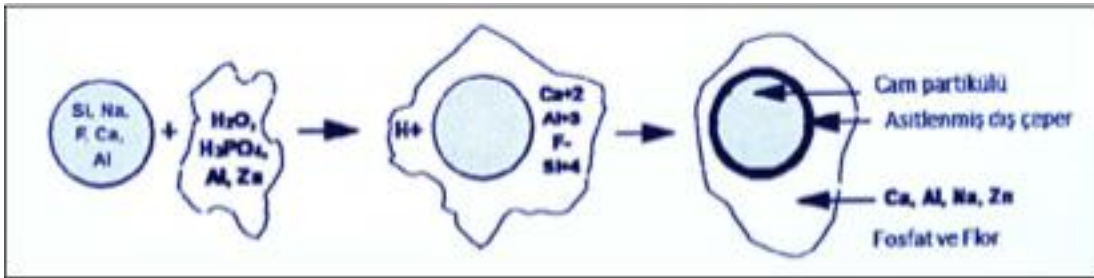
sayısı artar ve dental plağın uzun süre kritik ph [5.5] altında kalması nedeniyle, demineralizasyon- remineralizasyon dengesinin bozulmasına bağlı olarak çürük oluşumu meydana gelir [13, 14].

2.2. Cam İyonomer Simanlar

Diş hekimliğinde 1970li yıllara kadar dolgu materyali olarak çinko fosfat, çinko oksit-ijenol ve silikat simanlar yaygın olarak kullanılmışlardır. Bu simanların mikrosızıntıya sebep olmaları, buna bağlı olarak dolgu materyali ile dentin arasında bakteri geçişinin olması ve restorasyonların retansiyonlarındaki başarısızlıklar, mine ve dentine daha iyi bağlanabilen restoratif materyal arayışını doğurmuştur [15]. 1968 yılında geliştirilen polikarboksilat siman diş dokularına kimyasal adezyon sağlayan [16, 17] [Şekil 3] ve kompozit rezinlerin gelişmesinden önce estetik amaçlı olarak ilk üretilen simandır [18]. Silikat simanların silikat camındaki Al_2O_3/SiO_2 miktarları değiştirilerek içerdikleri asidin pulpaya zararını en aza indirmeye ve güçlü fiziksel özellikler kazandırılmasına çalışılmıştır [19] [Şekil 4].

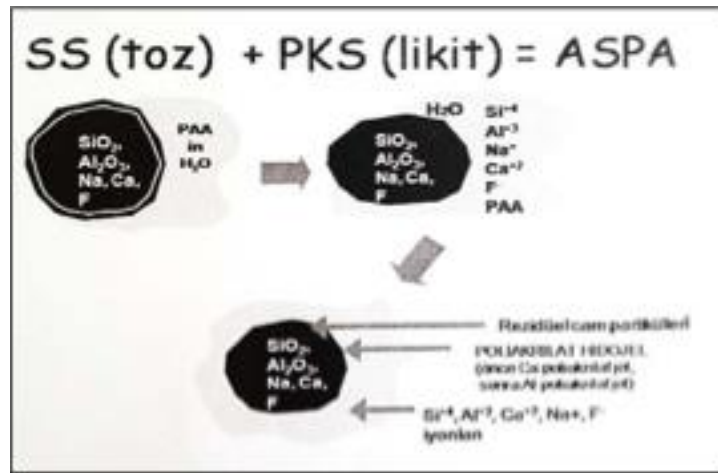


Şekil 3. Polikarboksilat simanın yapısı [17, 19].

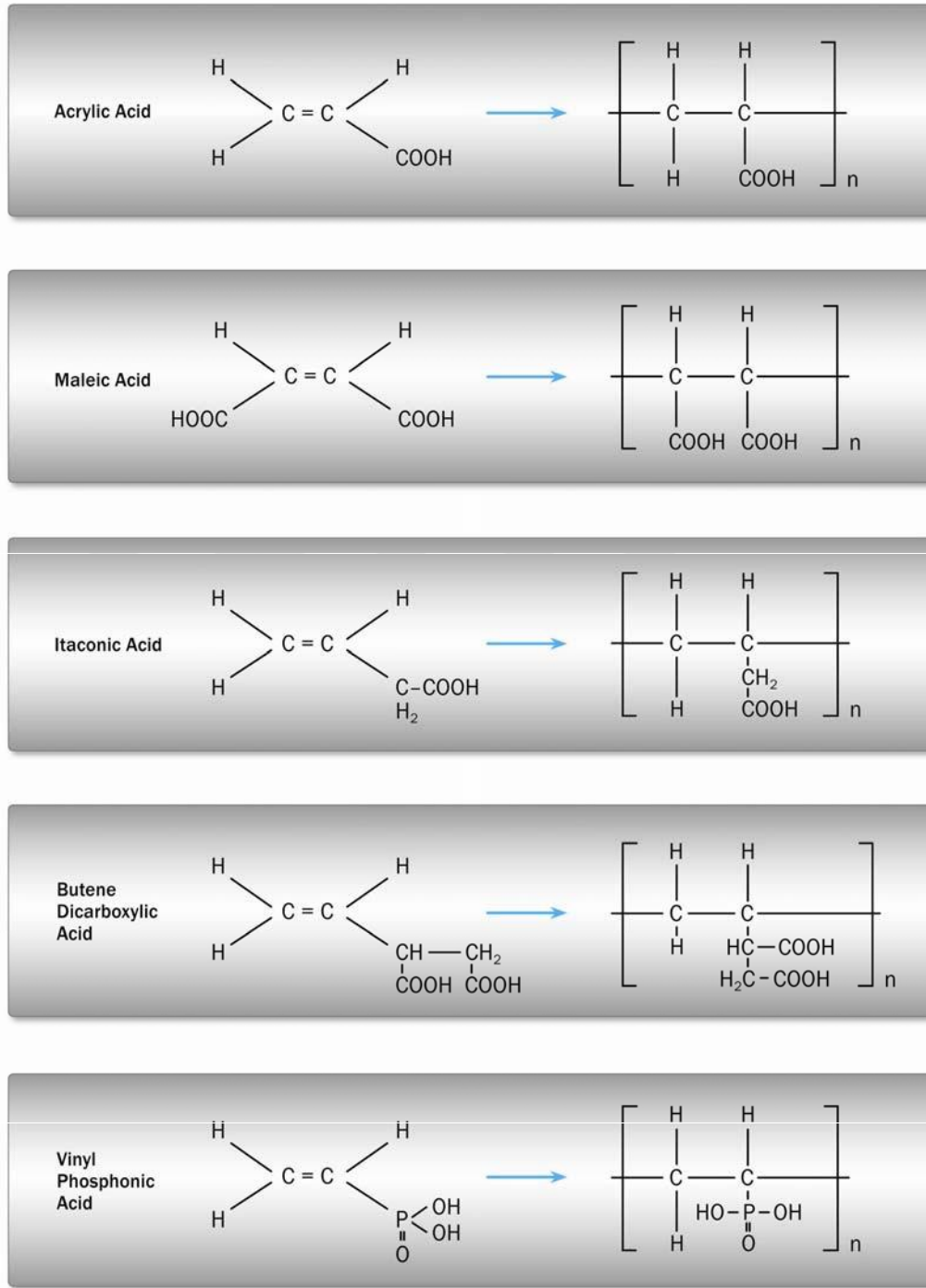


Şekil 4. Silikat simanın yapısı.

Cam iyonomer siman ilk olarak 1972 yılında Wilson ve Kent tarafından silikat ve polikarboksilat simanın olumlu özellikleri bir araya getirilerek geliştirilmiştir [20]. Silikat simanın flor salınımı ve saydamlık özellikleriyle polikarboksilat simanın diş dokularına kimyasal bağlanması ve poliakrilik asidinin pulpada irritasyon oluşturmaması gibi özellikler cam iyonomer simanın gelişimine katkı sağlayan olumlu özelliklerdendir [21]. Cam iyonomer simanlar, tozu bazik floroalümina silikat, likiti poliakrilik asit, ikatonik asit, maleik asitten oluşan karışımdır. Bu asitler polialkenoik asit olarak adlandırılırlar ve fosforik asitten daha az etkiye sahiptirler [92]. CİS'lar piyasaya [Alumino-Silicate Poly-Acrylate] ASPA-1 olarak tanıtılmıştır [20] [Şekil 5]. İlk olarak geliştirilen cam iyonomer siman ASPA 1, %5 tartarik asit eklenmesi ile elde edilen cam iyonomer siman ASPA II olarak adlandırılmıştır. ASPA II'nin likitinde %50 oranında bulunan poliakrilik asidin kalınlaşması ve jel haline dönüşmesini engellemek için Wilson ve Crisp tarafından metil alkol eklenerek ASPA-III geliştirilmiştir. Fakat ağız ortamında renklenmeye maruz kalması nedeniyle kullanım alanı bulamamıştır [22, 23]. ASPA-III'ün bu klinik kısıtlaması göz önünde bulundurularak likite akrilik asit kopolimerleri olan ikatonik asit, maleik asit, alkenoik asit ve fumerik asit eklenerek ASPA-IV siman üretilmiştir. Cam iyonomer simanlarda kullanılan polikarboksilik asitler Şekil 6'da gösterilmiştir [24].



Şekil 5. ASPA'nın kimyasal yapısı.



Şekil 6. CİS formasyonunda kullanılan polikarboksilik asitler [24].

Cam iyonomer simanlar herhangi bir yüzey işlemine gerek duyulmaksızın diş yüzeyine iyonik olarak bağlanırlar [20]. En büyük avantajlarından biri olan hidrofilik yüzeylere absorbe olabilme özelliği sayesinde diş ile restorasyon arasında aralık kalması

engellenir [25]. Cam iyonomer simanların sertleşme mekanizması asit-baz reaksiyonu ile gerçekleşir. Cam iyonomer siman karıştırıldıktan sonra, polikarboksilik asit grubundan [COOH] hidrojen iyonları [H⁺] ayrılır ve bunlar toz partiküllerinin yüzeyine penetre olup, kalsiyum iyonu [Ca⁺²] ve alüminyum iyonu [Al⁺³] salınmasına neden olurlar. Toz partiküllerinden ayrılan Ca⁺² ve Al⁺³, asitlerin iyonize karboksil gruplarına şelasyon reaksiyonu ile bağlanır. Likit içerisinde doğal olarak bulunan ve asit-baz reaksiyonu başlayınca ortaya çıkan suyun etkisi ile polialkenoik asit tuzlarını içeren tuz matris oluşur ve cam taneciklerinin yüzeyi silika hidrojele dönüşür. Sertleşme reaksiyonu tamamlandıktan sonra da varlığını devam ettiren hidrojel, hem siman içerisinde hem de siman ile çevresi arasında iyon alışverişinin gerçekleşmesini sağlar. Ayrıca polialkenoik asidin karboksil grupları, diş yüzeyindeki pozitif yüklü Ca⁺² ile reaksiyona girip şelasyon ile diş dokularına bağlanır [92,94]. Tüm bu reaksiyonlar sonucunda diş ile restoratif materyal arasında kimyasal bir bağlanma [6-12 MPa] gerçekleşir [92].

CİS'lerin ilk olarak ortaya çıkışından itibaren sürekli geliştirilmesinin ve cam iyonomer simanlara karşı alternatif materyaller sunulmasının en önemli iki sebebi; materyalin estetik açıdan yetersiz olması ve mekanik özelliklerinin zayıf olmasıdır. Günümüze kadar materyalin yapısında yapılan değişiklikler ile birçok tipte CİS üretilmiştir. Farklı kimyasal yapıdaki cam iyonomer simanların kullanım şekillerine ve içeriklerine göre sınıflandırılması aşağıda belirtilmiştir:

2.2.1. Cam iyonomer simanların kullanım şekillerine göre sınıflandırılması

Cam iyonomer simanların uygulama alanlarına göre Tip I, Tip II, Tip III ve Tip IV olarak sınıflandırılmaktadırlar.

Tip I: Kupon, köprü ve braketlerin yapıştırılmasında kullanılan simanlar

Tip II: Restoratif dolgu materyali olarak kullanılan simanlar

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

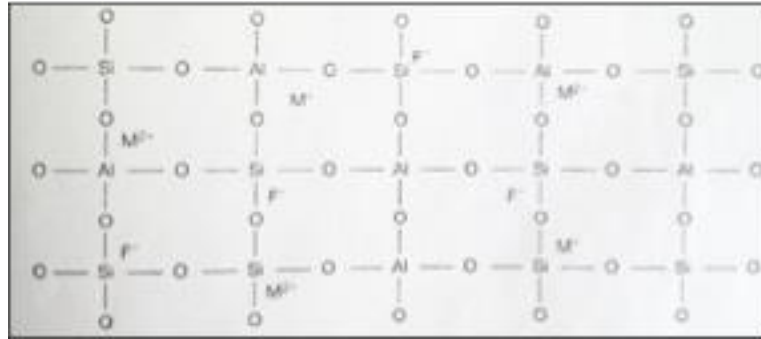
Tip IV: Kanal dolgu patı olarak kullanılan simanlar

2.2.2. Cam iyonomer simanların içeriklerine göre sınıflandırılması

- I. Geleneksel cam iyonomer simanlar [GCİS]
- II. Hibrit cam iyonomer simanlar
 - a. Rezin modifiye cam iyonomer simanlar [RMCİS]
 - b. Poliasit modifiye kompozit rezinler [Kompomerler]
- III. Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar [YVCİS]
- IV. Giomerler
- V. Nano-iyonomerler

2.2.2.1 Geleneksel cam iyonomer simanlar

Cam iyonomer simanlar, flor salma ve reşarj özelliğine sahip olan, sertleşme mekanizması asit-baz reaksiyonuna dayanan dental materyallerdir. Cam iyonomer simanların temel bileşimi flor içeren, stronsiyum veya kalsiyum bazlı alümino-silikat cam tozlarıdır. Cam tozu, 1100°C-1300°C sıcaklıkta erimiş alümina [Al₂O₃], silika [SiO₂], alüminyum fosfat, alüminyum flor ve alüminyum oksitin hazırlanmasıyla oluşmaktadır. Flor rezervuarı ise yapısındaki kalsiyum flordan [CaF₂] sağlanmaktadır. Bunun yanında, genellikle soda [Na₂O] ve fosfat [P₂O₅] içerirler [26]. Metal iyonları Alüminyum [Al⁺³], Kalsiyum [Ca⁺²], Potasyum [K⁺], Lantanyum [La⁺³], Çinko [Zn⁺²] ve Stronsiyumdur [Sr⁺²] [27].



Şekil 7. Floroalüminasilikatın yapısı [24].

Cam iyonomer simanın yapısal özelliğini güçlendirebilmek için iskelet yapıya alüminyum fosfat [$Al_3 PO_4$] ve kriyolit eklenmiştir. Simanın remineralizasyon özelliği, içeriğinde bulunan Kalsiyum fosfat ve Florür iyonlarından kaynaklanır. Cam iyonomer simanlarda radyoopasitenin artırılması amacıyla kalsiyumun bir kısmı Baryum ve Lantanyum ile yer değiştirebilmektedir [24, 28].

Cam iyonomer tozunda bulunan fosfat ve florür, simanın sertleşme özelliklerini modifiye ederek dayanıklılığını arttırmakta, simana şeffaf bir yapı kazandırmakta ve erime sıcaklığını düşürmektedir. Baryum sülfat, Lantanyum oksit, Stronsiyum oksit ve Çinko oksit de cam bileşimi içinde olmamak kaydıyla cam tozuna ilave edilebilmektedir. Cam iskelet yapı, üç boyutlu silikat yapısıyla tetrahedral bir yapıdır. Bu yapıyı alüminyum oksit ve silisyum dioksit bileşikleri oluşturmaktadır. Alüminyum iyonu tetrahedralin merkezinde yer alan silika iyonunun yerine yerleşebilmektedir. Sistemde elektron nötralizasyonunun sağlanması için alkali iyonlar Al^{+3} iyonlarının çevresinde yer alırlar. Modifiye olmuş iyonlar gibi çalışan alkali iyonlar silikat yapının moleküler ağırlığını azaltırlar ve yüksek tepkimeli poliasitli cam oluşumunu sağlarlar [61]. Camın yapısında bulunan Florür ve Fosfat iyonları, negatif yüklü iyonlardır ve tetrahedral yapıda yer almazlar. Floroalüminasilikat, simana diğer flor bileşikleri ilave edilmeksizin, salınan flor bakımından önemli bir role sahiptir. Siman matriksinin, sertleşen simandan salınan florun ana kaynağı olduğu, salınan florun bir kısmının da camın kor yapısından kaynaklandığı düşünülmektedir. Buna neden olarak, florürün camın iskelet yapısında mevcut olmaması gösterilebilir. Camın kor yapısındaki flor, büyük olasılıkla simanın matriksine diffüze olmakta ve daha sonra yavaşça salınmaktadır. Florür salımı simanın fiziksel özelliklerini etkilememektedir. [24].



Şekil 8. Geleneksel cam iyonomer simanlara örnekler.



Şekil 8. Geleneksel cam iyonomer simanlara örnekler.

Wilson A.D. ve arkadaşları, ilk geliştirilen cam bileşenleri ile oluşturulmuş cam iyonomer simanların özelliklerini karşılaştırdıklarında, simanın özelliklerini belirleyen en önemli faktörün Al:Si oranı olduğunu, fakat başka faktörlerin de etkili olabileceğini bildirmişlerdir [265]. Bu diğer faktörler, camın oluşum mekanizmasındaki alüminyumun yapısal rolünü belirlemede önemli olan Sr^{+2} ve Ca^{+2} iyonlarıdır [29]. Bununla birlikte, Ca:Al oranı 1:2'den fazla ve Al:Si oranı 1:1'den küçük ise, tüm alüminyum iyonları dörtlü bağ yaparlar ve cam mekanizmasına $[AlO_4]$ tetrahedral olarak katılırlar. Cam mekanizması AlO_4 ve SiO_4 tetrahedronlarının bağlanmasından oluşur. Bu yapıda Al^{+3} katyonları Si^{+4} katyonlarının yerine geçtiğinde, camı oluşturan birimler negatif yüklenir. Bu negatif birimler cam yapıda mevcut olan pozitif yüklerle dengelenir. Katyonlar yetersiz ve Ca:Al 1:2'den küçük ise alüminyum iyonlarının bir kısmı dörtlü bağ, bir kısmı da altılı bağlar oluşturur [24].

Al^{+3} ve Si^{+4} iyonları arasında oluşan oksijen bağları asit ataklarına karşı zayıftır. Bağ yapmamış serbest oksijen iyonları da dengeleyici katyonlar olan protonlar ile yer değiştirir. CaF_2 ise, AlO_3F ve SiO_3F tetrahedronları oluşturmak üzere camın yapısına katılır [30]. F iyonlarının O^{-2} iyonlarının yerini alması, merkezi katyonların sayısını azaltarak kalan katyon bağlarını güçlendirir ve asit ataklarına karşı dayanıklı bir hal elde edilmiş olur. Bununla birlikte florür iyonları herhangi bir bağ yapmaz ve mekanizmaya zarar vermez [30]. Florür iyonlarının herbiri camın yapısına bağ yapmamış oksijen iyonu katar. Bu yüzden CaF_2 bileşiği, CaO 'dan daha etkili bir mekanizma elemanıdır.

Kalsiyum oksit, CaF_2 ile yer değiştirerek simanın sertleşme zamanını kısaltır, camın ve simanın asit atağına karşı direncini artırır [31].

Cam iyonomer siman içerisindeki alkali iyonlar cam partiküllerine eklenerek yapım aşamasındaki erime sıcaklığını düşürür ve çözünebilen iyonlar sağlayarak florür iyonu salımını kolaylaştırır [32]. Sodyum [Na^{+2}] varlığında ise cam iyonomer simanın çözünürlük, hidrolitik kararlılık ve mekanik özellikleri olumsuz yönde etkilenir. Düşük sıcaklıkta, sodyum diğer katyonlara göre daha hareketlidir ve salınmaya daha eğilimlidir. Bu sebeple hidrojen iyonlarıyla yer değiştirmesi de daha kolaydır [29]. Sodyum iyonları, poliasit zincirindeki karboksilat grupları ile bağ yapmak için alüminyum ve kalsiyum iyonlarıyla yarışarak çapraz bağların oluşumunu engeller. Polituz matriksindeki çapraz bağların sayısı ise, cam iyonomer simanın kuvvet karşısında elastik şekil değiştirme miktarını [Young modülü] ve buna bağlı olarak da kırılma dayanıklılığını etkiler [33].

Cam iyonomer simanlarda florealümina silikat cam ile reaksiyona giren poliasit, genellikle bir polikarboksilik asittir. Cam iyonomer simana katılan asitler; poliakrilik asit, polimaleik asit, akrilik asit- maleik asit kopolimeri, akrilik asit- itakonik asit kopolimeri, akrilik asit-2 bütün dikarboksilik asit kopolimeri ve polivinil fosforik asittir. Poliasidin reaktivitesi moleküler ağırlık, konsantrasyon ve kopolimerin içeriğine bağlıdır.

Poliasit, sulu solüsyon olarak likidin bir parçasıdır veya kurutulup dondurulmuş toz olarak simanın içine katılmaktadır. Poliakrilik asidin yüksek moleküler ağırlığı ve asit konsantrasyonu, simanın dayanıklılığını artırır ve sertleşme reaksiyonunu hızlandırır.

Cam iyonomer simanlarda asit, cam yapısını bozarak cam ağındaki bağları hidrolize uğratar ve karboksilat gruplarıyla şelasyon yaparak poliakrilik zincirler arasında çapraz bağları oluşturan alüminyum ve kalsiyum katyonları salar [29].

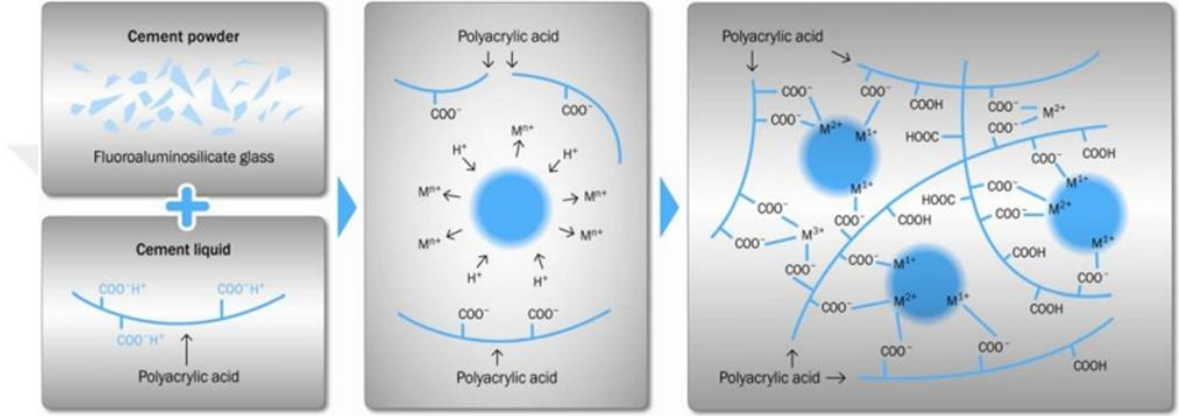
Çapraz bağların sayısının artması cam iyonomer simanın elastisite modülünü arttırmaktadır. Yüksek asit konsantrasyonlarında, oluşacak bileşiklerin ihtiyacı kadar ortamda su bulunmaması veya tam bir nötralizasyon için gerekli olan katyonların yetersiz olması reaksiyonu engelleyebilir [34].

Solüsyonda poliasit var olduğu sürece, artan moleküler ağırlık veya asit konsantrasyonu sonucu, artmış viskozite sorunu devam etmektedir. Bu nedenle likit olarak su ya da dilue tartarik asit, poliakrilik asidin dehidrate formu kullanılır ve toz içine katılır. Poliakrilik asit molekülleri fosforik asit moleküllerine göre daha büyük olduğundan dentin tübüllerinden daha az diffüze olmaya eğilimlidir. Buna karşın, cam iyonomer simanların likidinin poliakrilik asit içeriği ortam pH'ını düşürmesi nedeniyle vital diş dokularını olumsuz etkileyebilmektedir [24]. Cam iyonomer simanların likidinin viskozitesinin artması çatlaklarda plastik etkiyi arttırarak simanın dayanıklılığının artmasını sağlar. Bu nedenle düşük viskoziteli düşük moleküler ağırlıklı polimerlerin, yüksek moleküler ağırlıklı polimerlerden daha yüksek konsantrasyonda sentez edilmesi bir avantajdır. Bu nedenle cam içinde poliakrilik asidin reaktivitesini arttırmak için maleik asit ve itakonik asit kopolimerleri kullanılmıştır [17].

Cam iyonomer simanlara bileşik oluşturuca ajanların eklenmesiyle simanın sertleşme karakteristiğinin etkilendiği bildirilmektedir. En etkili ajanlardan biri olan tartarik asit ilavesi, çalışma süresini uzatır, sertleşmeyi hızlandırır, polituz matriks oluşumu gecikir ve oluşan alüminyum poliakrilat kalitesini arttırmaktadır [35].

2.2.2.1.1. Geleneksel Simanların Sertleşme Reaksiyonu

Cam iyonomer simanların sertleşme mekanizması, florealüminasilikat cam tozu ile poliakrilik asidin sulu solüsyonundaki bileşenlerin karıştırılması sonrası, cam tozlarının asit gruplarını nötralize etmesine dayanan bir reaksiyon sonucu gerçekleşmektedir [Şekil9].



Şekil 9. Cam iyonomer simanların sertleşme mekanizması [31].

Sertleşme reaksiyonunun ilk aşaması, karıştırıldıktan sonra ilk 10 dakikalık süreçte oluşurken, ikinci aşaması ise ortamda su varlığında asidin hidrojen iyonlarının cam partiküllerine yapışması sonucu Kalsiyum, Stronsiyum ve Alüminyum iyonlarının salınması ile başlamaktadır. Cam iyonomerlerin tamamıyla sertleşmeleri için gerekli süre 24 saattir. Optimal fiziksel özelliklere ulaşması ise bir hafta sürmektedir [36, 37].

2.2.2.1.2. Geleneksel cam iyonomer simanların avantajları

1. Geleneksel cam iyonomer simanların termal genişleme katsayısı diş yapıları ile uyumludur [20, 38, 39].
2. Mine ve dentine kimyasal olarak bağlanabilirler [38].
3. Sertleşmesini tamamlarken rezin materyallere göre, daha düşük büzülme değerleri gösterirler [40].
4. Biyouyumluluğu yüksektir [40].
5. Florür salınımı ve florür reşarj özelliği vardır [40, 41].

2.2.2.1.3 Geleneksel cam iyonomer simanların dezavantajları

1. Mekanik direnci, kompozitlere ve amalgamlara göre daha düşüktür [42, 43].
2. Uygulama esnasında neme karşı oldukça hassastır [42, 44].
3. Estetik özellikleri ve cilalanabilirlikleri kompozitler kadar iyi değildir [42].

2.2.2.1.4 Geleneksel cam iyonomer simanların özellikleri

Biyoyumuluk

Cam iyonomer simanlar diş dokularıyla biyoyumlu ve sitotoksik olmayan restoratif materyallerdir [45]. Diş dokuları ile restoratif materyalin termal genleşme katsayısının yakın olması istenen bir özelliktir. Bunun nedeni termal genleşme arasındaki farka bağlı olarak meydana gelen büzülme ve bu büzülme sonucunda oluşabilecek mikrosızıntıyı engellemektir [48]. Diş dokularının ve restoratif materyallerin termal genleşme katsayıları tablo 1’de görülmektedir [46].

Tablo 1. Restoratif materyallerin ve diş dokularının termal genleşme katsayısı

Materyal-Diş Dokuları Katsayıları	Termal Genleşme [ppm]
Amalgam	22,1 - 28
Kompozit Rezin	14 - 50
CİS	10,2 - 11,4
Porselen	12
Dentin	8,3
Mine	11,4

Mekanik Özellikleri

Cam iyonomer simanların mekanik özellikleri; yüzey sertliği, elastisite modülü, yüzey aşınması gibi özellikleri ile belirlenir. Cam iyonomer simanlar fazla miktarda su emilimi gerçekleştirir ve buna bağlı olarak da kompozitlere göre daha fazla genleşme gösterirler [47]. Su emilimine bağlı olarak simanın yapısında görülen değişiklikler cam iyonomer simanların kırılma dayanımlarını da etkilemektedir. Cam iyonomer simanların ilk sertleşme zamanında maruz kaldığı nem kontaminasyonu, simanın elastisite modülünün ve kırılma dayanıklılığının azalmasına neden olur [48].

Radyoopasitesi

İlk üretilen cam iyonomer simanların radyografide radyolusent görüntü vermesi cam iyonomer simanın kullanımını sınırlandıran en önemli özelliklerindedir. Günümüzde ise Stronsiyum, Baryum, Zirkonyum, Çinkooksit karıştırılarak radyoopasite özelliği kazandırılmış cam iyonomer simanlar geliştirilmiştir [40, 49].

Antibakteriyal Özellikler

Cam iyonomer simanların bilinen en önemli özelliği flor salımı yapabilmesidir. Bu sayede antibakteriyal aktivite gösterebilir. Günümüzde flor salabilme özelliği restoratif materyalden beklenen bir özellik haline gelmiştir. Restoratif materyalden salınan florun sekonder çürük riskini azalttığı belirtilmiştir [26].

2.2.2.2 Hibrid cam iyonomer simanlar

2.2.2.2.1 Rezin modifiye cam iyonomer simanlar

Cam iyonomer simanların içeriği değiştirilerek bu simanların yapısı kompozite benzer hale getirilmiştir [Şekil 10]. Rezin modifiye cam iyonomer simanların [RMCİS] tozunu floroalümina silikat tanecikleri, likit kısmını ise poliakrilik asit, HEMA [hidroksimetakrilat] ve su oluşturmaktadır. Sertleşme mekanizması; geleneksel cam iyonomer simanlardaki gibi asit-baz reaksiyonu ile başlar ve buna ek olarak HEMA'nın ışıkla ve kimyasal olarak sertleşmesi ile gerçekleşir. Yani üç kademeli bir sertleşme mekanizması görülür. Geleneksel cam iyonomer simanlarla karşılaştırıldığında, ilk 24

saatlik süre sonunda basma dayanıklılığı açısından değerlendirildiğinde, içeriğindeki resin monomerinin ışıkla sertleşmesi sayesinde 2-3 kat daha fazla basma dayanımına sahip olduğu belirtilmiştir [24]. RMCİS dişe kimyasal ve mekanik olmak üzere iki yolla bağlanabilir. Kimyasal bağlanması asit-baz reaksiyonunu takiben gerçekleşirken içeriğindeki HEMA dentinin ıslanabilirliğini ve materyalin dişe penetrasyonunu arttırmakta rol oynar. Mikromekanik bağlanmanın ise poliakrilik asidin dentin dokusunda oluşturduğu demineralizasyon sayesinde olduğu düşünülmektedir [50]. RMCİS'ların mine ve dentine bağlanma kuvvetlerinin geleneksel cam iyonomer simanlara kıyasla 2 kat daha fazla olduğu bildirilmiştir [51]. Geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha estetik olmalarının yanı sıra kırılma ve aşınma dirençleri de yüksektir [20].



Şekil 10. Resin modifiye cam iyonomer simana örnekler

Kompozit resin materyalleri ile kıyaslandığında en bilinen üstün özelliği diş dokusuna yakın termal genleşme katsayısının olmasıdır. Bu özelliği sayesinde kök ve servikal çürüklerin restorasyonunda rahatlıkla kullanılabilirler.

RMCİS geleneksel cam iyonomerler gibi florür içerirler ve florür reşarj özelliğine sahiptirler.

Hibrid cam iyonomer simanların su ile erken temasa karşı dirençli olması sayesinde geleneksel CİS'lerde olduğu gibi simanın yüzeyinin herhangi bir yüzey örtücüsü ile korunmasına gerek yoktur [92].

İçerdiği HEMA, pulpada çeşitli düzeylerde sitotoksik etkiye neden olabilir. Bu yüzden geleneksel CİS'e göre biyouyumluluğu daha düşüktür. Termal genişleme katsayıları kompozit rezin ile kıyaslandığında dentine daha yakın bir değer gösterir. Aşınma direnci ise kompozit rezinlere göre daha düşüktür.

Genellikle süt dişlerinde sınıf I, II, III kaviteğin restorasyonunda, daimi dişlerin sınıf V restorasyonlarında rahatlıkla kullanılabilirler.

2.2.2.2 Poliasit modifiye kompozit rezinler

Kompomer olarak da bahsedilen poliasit modifiye kompozit rezinler, kompozit rezin ile cam iyonomer simanın olumlu özelliklerinin bir araya getirilmesiyle oluşmuştur [Şekil 11]. Kompomerlerin fiziksel ve kimyasal özellikleri kompozitlere daha yakındır. %20-30 oranında CİS, %70-80 oranında kompozit rezin içerirler. Üretici firmalara göre değişiklik gösterse de genel olarak 0,2-2,5 µm büyüklüğündeki cam tanecikleri, polialkenoik asitler ve organik rezin matris karışımından oluşurlar.



Şekil 11. Poliasit modifiye kompozit rezinlere örnekler

RMCİS ve kompozit rezinlerle karşılaştırıldıklarında, kompomerlerin mine ve dentine bağlanma kuvvetinin RMCİS'ten daha üstün, kompozit rezinlerden ise daha zayıf olduğu bir çok araştırmada bildirilmiştir [52]. Kompomer uygulamalarında asitle pürüzlendirme işleminin olmaması özellikle çocuklarda önemli bir avantaj oluşturmaktadır. Bunun yanı sıra Abate ve ark. adezivden önce mineye uygulanan

%35'lik fosforik asidin kompomerin bağlanma kuvvetini arttırdığını, ancak dentin ve sementte uygulamanın gerekli olmadığını bildirmişlerdir [53].

Sertleşme mekanizması; önce ışıkla polimerizasyon başlatılır, ardından asit-baz reaksiyonu ile gerçekleşir. Dayanıklılık ve aşınma dirençleri; geleneksel CİS ve RMCİS'e göre yüksek, kompozitlere göre düşüktür. Flor salınımı ise geleneksel cam iyonomerlere göre daha azdır ve flor rezervuarı gibi davranamazlar.

Kompomerler genellikle süt dişlerinin restorasyonunda kullanılmakla beraber endikasyonları şu şekilde sıralanabilir:

- Sınıf II ve V kavitelemler restorasyonunda,
- Servikal erozyon ve abrazyonlarda,
- Kök çürüklerinde ve süt dişlerinin restorasyonlarında oldukça sık kullanılmaktadırlar [20, 53].

2.2.2.2.3. Yüksek vizkoziteli cam iyonomer simanlar

Cam iyonomer simanların endikasyon alanlarını genişletmek ve daha dayanıklı materyal elde etmek amacıyla geliştirilmişlerdir [54, 55] [Şekil 12]. YVCİS ile geleneksel cam iyonomer simanlar arasındaki temel farklılık toz-likit oranındaki değişimden kaynaklanmaktadır. Geleneksel cam iyonomerlerde toz-likit oranı 3:1 veya 4:1 iken, YVCİS'da bu oran 6:1 veya 7:1'dir [56, 57].





Şekil 12. Piyasada bulunan yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlara örnekler.

Sertleşme mekanizmaları geleneksel CİS'deki gibi asit-baz reaksiyonuna dayanır. Flor salınımları ve biyouyumlulukları geleneksel CİS ile benzerdir. Daimi restorasyon materyali olarak da kullanılırlar. Kapsül formunda olmasının ve vakum altında makine ile karıştırılmasının pöröziteyi azaltarak materyalin dayanıklılığını arttırdığı bilinmektedir. Elle karıştırılan cam iyonomer simanlara göre daha düşük vizkoziteye sahip olmaları sebebiyle kapsül şeklindeki YVCİS'lar daha az basma dayanımına sahiptirler [58, 59]. Yüksek vizkoziteli cam iyonomer simanlar rezin içerikli yüzey örtücüleri ile kullanılırlar [Şekil 13]. Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar geleneksel cam iyonomer simanlarla kıyaslandığında yüksek aşınma direnci gösterirler [58]. Ayrıca yüzey sertliği artırılmış ve çözünme özelliği azaltılmıştır [60].

2.2.2.2.3.1 Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlara rezin içerikli yüzey örtücü uygulanması

Geleneksel CİS'lerin sertleşme sürecinin başlangıcındaki nem kontaminasyonu ve dehidratasyon, cam iyonomer simanların mekanik dayanıklılığı ve aşınmaya karşı direnç gibi birçok fiziksel özelliğini olumsuz etkilemektedir [61-63]. Cam iyonomer simanın nem ile erken temasıyla ortaya çıkan bu dezavantajını ortadan kaldırabilmenin yolu, su geçirmeyen yüzey örtücüleriyle örtülmesidir [64, 65] [Şekil 13]. Geçmiş dönemlerde vazelin, kakao yağı, tırnak cilası gibi çeşitli materyaller kullanılsa da bunlar çığnemeye zaman içerisinde dişten uzaklaşmaktadır. Işıkla sertleşen, yüksek hidrofilik özellikli ve düşük vizkoziteye sahip yüzey örtücüleri, geliştirilmesiyle bu problemin

ortadan kaldırılması amaçlanmıştır. Bazı araştırmacılar, ışıkla sertleşen yüzey örtücülerin sertleşme sırasında su ile restorasyon yüzeyinin temasını kısıtlamasının yanı sıra polimerizasyon büzülmesini de azalttığını bulmuşlardır [55].

Yüzey örtücü uygulamalarının, restorasyon yüzeyinde çatlak oluşumunu ve translüsensi kaybını engellediği bununla beraber estetik özelliklerini de olumlu yönde etkilediği bildirilmiştir [66]. Yüzey örtücülerin nanopartikül içermesiyle abrazyiv kuvvetlere karşı dirençli olduğu da belirtilmiştir [48, 67].



Şekil 13. Piyasada bulunan yüzey örtücü örnekleri.

2.2.2.3. Giomerler

Giomerler yeni geliştirilmiş cam iyonomer kaynaklı restoratif materyallerdir [Şekil 14]. Cam iyonomer simanlar gibi flor salınımı ve reşarj özelliklerinin yanı sıra

kompozitlerin cilalanabilirlik ve estetik özelliklerini de taşırlar. Resin matriks içerisine, önceden reaksiyona girmiş cam doldurucuların [PRG-Pre-reacted Glass Ionomer Fillers] eklenmesi ile oluşturulur. Floroalüminosilikat partiküllerinin poliasit ile sulu ortamda gerçekleştirdiği asit-baz reaksiyonları sonucu PRG partikülleri oluşur [68]. Asit-baz reaksiyonunu takiben resin ile birleşme gerçekleşir [69]. Giomerlerde cam iyonomer simanlarda olduğu gibi hidrojel fazı görülmez. Önceden reaksiyona girmiş hidrojel içerisindeki iyon değişimi giomerlerin florid salınım mekanizmasını açıklar [70]. Giomerler de kompozitler ve kompomerler gibi ışıkla sertleşmekte ve bağlayıcı bir sisteme ihtiyaç duymaktadırlar [71]. Ortamda florür salınımı olduğu sürece giomerlerin florid geri alım özelliğine sahip olduğu bilinmektedir [68, 72].



Şekil 14. Piyasa bulunan giomerlere örnekler.

Yapılan bir çalışmada, giomerlerin flor salınımını geleneksel cam iyonomer simanlardan ve RMCİS'lardan düşük, kompomerlerden yüksek olduğu bildirilmiştir [73].

Ayrıca giomerlerin diğer resin materyallere göre iyi bir renk uyumuna sahip olduğu ve mikrosızıntıda da azalmaya neden olduğu savunulmaktadır [74].

Giomerler kök çürüğü ve servikal lezyonların restorasyonunda, sınıf I, II, III, IV ve V kaviterlerde ve daha çok süt dişi restorasyonlarında kullanılırlar [75].

2.2.2.4 Nano-iyonomerler

Nano-iyonomerler, rezin modifiye cam iyonomer simanlara nano-doldurucuların eklenmesi ile oluşmuştur. Bu yolla nano-iyonomerlerin mekanik dayanıklılığı arttırılırken, polimerizasyon büzülmesi azaltılmıştır [76]. Cam iyonomer partiküllerinin nano-doldurucular ile bağlanması sayesinde, estetiği ve cilalanabilirliği artmış ve fiziksel özellikleri daha da gelişmiş bir materyal elde edilmiştir [63] [Şekil 15].



Şekil 15. Nano-iyonomer simanlara örnek.

Nano-iyonomer yapısı, akrilik ve ikatonik asit kopolimerlerinin floroalüminasilikat cam partikülleri ve su ile gerçekleştirdiği asit-baz reaksiyonuna dayanır. Nano iyonomerlerin yapısında BİS-GMA, TEGDMA, PEGDMA, HEMA gibi rezinlerin bulunmasının yanı sıra %69 oranında nano doldurucu içermesiyle de diğer cam iyonomer simanlardan ayrılır [77]. Nano iyonomerler RMCİS'lara benzer şekilde sertleşme reaksiyonu gösterirler. Materyalin sertleşmesi ilk olarak ışık ile olurken, dentin ve mine dokularına bağlanması kimyasal yolla gerçekleşir.

2.3 Cam Karbomerler

Karbomize nanopartiküller içeren cam karbomerler, nanoteknolojiyi diş hekimliğinde kullanılan materyallerden biridir. Cam iyonomer bazlı bir materyal olarak düşünülse de nano boyutlu toz partikülleri ve floroapatit içermesiyle cam iyonomer simanlardan ayrılır. Bu materyalin geliştirilmesinde, nanopartikül teknolojisi kullanılarak mine benzeri yapı oluşturmak hedeflenmiştir [77, 78].

Cam iyonomer simanların flor salınımına bağlı karyostatik etki göstermeleri, biyoyumlulukları, diş dokularına kimyasal bağlanmaları cam iyonomer simanların kompozitlere göre üstün avantajlarından sayılmasına rağmen zayıf estetik ve mekanik özellikleri kompozit rezinler kadar yaygın kullanım alanına sahip olmasını kısıtlamıştır [79]. Kompozitlerin başarısını olumsuz yönde etkileyen en önemli özellikleri ise polimerizasyon büzülmesi göstermeleridir. Polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacıyla kompozitlerin içeriğindeki doldurucuların boyutlarında yapılan değişiklikler ve rezin matriks içerisine farklı yapıda monomer eklenerek birçok çalışma yapılmış ancak kompozitlerdeki büzülme fenomeni tam anlamıyla ortadan kaldırılamamıştır [80]. Bu durum, daimi dişlerde genellikle geçici dolgu materyali olarak kullanılan cam iyonomer simanların modifiye edilerek geliştirilmesine yönelik çalışmalar yapılmasına sebep olmuştur [81]. Cam iyonomer simanların geliştirilmesi için yapılan bu çalışmalar birçok yeni materyalin doğuşuna neden olmuştur. Bunlara metal partiküllerin eklenmiş olduğu cam iyonomerler [ör: Ketac Silver, 3M ESPE, Seefeld, Germany], 1992’de tanıtılan rezin modifiye cam iyonomer simanlar, yüksek viskoziteli simanlar, nano iyonomer, kompomerler ve çok yeni bir materyal olan cam karbomer simanlar örnek gösterilebilir [82, 83].

Cam karbomerler, özellikle çocuk dişhekimliğinde sıkça kullanılan cam iyonomerlerin olumsuz özelliklerini elimine etmek amacıyla üretilmiştir [84] [Şekil 16]. Cam karbomerin içeriğinde nano boyutta floroapatit/hidroksiapatit partikülleri bulunmaktadır. Nanohidroksiapatit ve nanoflorapatitin eklenmesiyle cam iyonomerlerin mekanik özelliklerinin ve dentine bağlanma gücünün arttığı bilinmektedir [85]. İçerisindeki reaktif camlar dialkilsiloksan ile işlenmiştir. Cam karbomerin likiti ise zayıf poliakrilik asitten oluşmaktadır ve rezin, solvent, monomer içermemektedir [86, 87]. Nano partiküllerin kullanılması, cam iyonomer simanın yüzey alanını arttırarak daha iyi reaksiyona girmesini sağlarken, floroapatitin de içeriğe eklenmesiyle cam iyonomer floroapatite benzer bir materyale dönüşür [88]. Materyalin gücünü ve transparanlığını geliştirmek için simanın içeriğine biyoyumlu karbon bazlı madde ilave edilmiştir [85]. Ayrıca simanın ince yapısı sayesinde rezin kompozitlere benzer pürüzsüz ve cilalı bir yüzey elde edilmiştir.

Cam karbomer simanlar da CİS'ler gibi kimyasal olarak sertleşmektedir. Üretici firma, cam karbomer simanın sertleşmesi sırasında yüksek ışık aralığına sahip ışık cihazı ile ısı uygulanmasının materyalin aşınmaya karşı direncini ve basınçlara karşı dayanımını arttırdığını belirtmiştir. Cam karbomer simanın mekanik özelliklerinin gelişmesinin ışık cihazının ısı verme özelliğinden kaynaklandığı yapılan çalışmalarda bildirilmiştir [56, 86].



Şekil 16. Cam karbomer dolgu materyali.

2.3.1. Cam karbomer dolgu materyalinin kullanıldığı yerler

Diş hekimliği alanında cam karbomer simanın kullanıldığı yerler geleneksel cam iyonomer simanlara ve kompozitlere benzerdir.

- Isı uygulamasıyla beraber stres olmayan bölgelerdeki sınıf I ve II daimi restorasyonlarda [89],
- Süt dişlerinin sınıf I ve II restorasyonlarında [84],
- Servikal bölgedeki defektlerin restorasyonunda,
- Sınıf V kavitelerin restorasyonlarında,

- Fissür örtücü olarak ve koruyucu rezin restorasyon materyali [90] olarak kullanılabilir.

2.3.2. Cam karbomer dolgu materyalinin uygulama basamakları

Cam karbomer simanın uygulanması öncesinde mine ve dentinde asit uygulanmasına veya herhangi bir yüzey hazırlığı yapılmasına ihtiyaç yoktur.

Cam karbomer kapsül formundadır ve dakikada 4300 frekanslı vakum altındaki karıştırıcı ile aktivasyonu gerçekleşir [91]. 15 sn süresince karıştırıldıktan sonra dış yüzeyine 15 sn içerisinde uygulanması gerekir. Üretici firma sertleşme esnasında 1400 mv/cm² ışık gücüne sahip cihazla [CarboLED, GCP Dental, Hollanda] 60-90 sn süresince ısı uygulamasını önermektedir. Bitirme ve cila işlemlerinin tamamlanmasının ardından restorasyon yüzeyine koruyucu yüzey örtücü uygulanması önerilmektedir. Restorasyon üzerine uygulanan bu örtücünün, restorasyonun fiziksel özelliğini olumlu yönde geliştirdiği üretici firma tarafından belirtilmiştir. Bitirme ve polisaj işlemlerine, ısı uygulanmasını takiben ve materyal karıştırıldıktan 4 dakika sonra başlanması önerilmektedir. Cam karbomer dolgu materyali orijinal alüminyum ambalajında 4-25 °C serin bir yerde muhafaza edilmelidir [91].

Cam karbomer siman piyasada yeni bir ürün olduğundan literatürde yapılan çalışma sayısı oldukça sınırlıdır.

Kahvecioğlu ve ark. [92] cam karbomer simanın 60 sn süresince 60 °C ısı açığa çıkaran ışık cihazı ile sertleştirilmesi sırasında, pulpada oluşturduğu ısı artışını incelemiş ve pulpada patolojik değişiklik meydana getirecek kritik değerin aşılmadığını bildirmişlerdir.

2012 yılında Zainuddin ve ark. yaptıkları çalışmalarında; cam karbomerin sertleşme reaksiyonu sırasında kristal faz yapısını ve MAS-NMR [magic angle spinning nuclear magnetic resonance] analizi ile Al, P, F ve Si iyonlarını ve cam karbomer simanın içeriğindeki apatit varlığını araştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda da cam karbomer siman içerisinde floroapatit olmadığını, büyük bir kısmının hidroksiapatit olduğunu ve apatitlerin kısmen siman oluşumu sırasında azaldığını bildirmişlerdir [93].

Gorseta ve ark. [90] cam karbomer simanın rezin bazlı fissür örtücü kullanılarak karşılaştırmalı yaptıkları 12 aylık klinik takip çalışmasında cam karbomerin rezin bazlı fissür örtücülere benzer şekilde retansiyon gösterdiğini bildirmişlerdir.

2008 yılında Hatton ve ark., laboratuvar ortamında yapmış oldukları biyoyumluluk çalışmasında en iyi hücresel aktivitenin, ketac molar ve cam karbomer örneklerinden elde edildiğini bildirmişlerdir [91].

Çehreli ve ark. [84] süt dişlerinde geleneksel CİS, kompomer ve cam karbomer siman kullanarak restore ettikleri kaviteyi mikrosızıntı açısından değerlendirdikleri çalışmalarında, yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlara benzer şekilde nanopartiküllerle birleştirilmiş cam karbomer simanların aşınma direnci ve basınç dayanımı açısından iyileştirilebildiklerini ifade etmişlerdir.

Bu uzmanlık tez çalışmasının amacı cam iyonomer simandan farklı olarak nano-floroapatit ve nano-hidroksiapatit içeriğiyle remineralizasyon sağladığı düşünülen cam karbomer simanın, daimi dişlerde restorasyon materyali olarak kullanılması ve uzun dönem takipli klinik çalışmasının yapıp modifiye USPHS kriterlerine göre değerlendirmesidir.

2.4. Kompozit Resin Dolgu Materyalleri

Kompozit resin materyali uzun yıllardan beri estetik dolgu materyali olarak kullanılmaktadır [94]. Kompozit iki veya daha fazla kimyasal maddenin fiziksel karışımı olarak ifade edilir. Diş hekimliğinde kompozit terimi ilk olarak 1962 yılında Ray L. Bowen tarafından BIS-GMA [Bowen rezini] resin sisteminin geliştirilmesiyle ortaya çıkmıştır [58].

2.4.1. Kompozit resinlerin yapısı

Kompozitler üç ana bileşenden oluşmaktadır [20, 95].

1. Organik polimer matriks kısmı
2. Ara bağlayıcılar

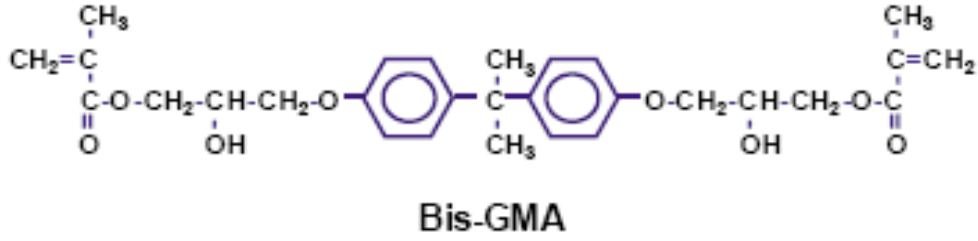
3. Dağılmış inorganik doldurucu kısmı

Organik Matriks

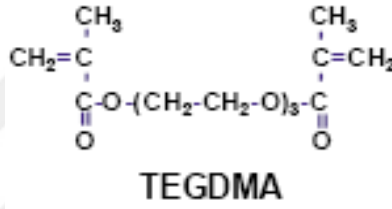
Bu faz içinde monomerler, komonomerler, inhibitörler, polimerizasyon başlatıcıları ve U.V. [ultravirole] stabilizatörleri bulunmaktadır [9].

Monomer ve Komonomerler: Diş hekimliğinde kullanılan monomerler metil metakrilat rezinlerdir. Metil metakrilat oda sıcaklığında şeffaf olarak görülen bir sıvıdır. Karbon-karbon çift bağlarının oluşturduğu ilave bir mekanizma ile polimerize olarak, polimetil metakrilatı oluşturur. Polimetil metakrilat, başlangıçta protez yapımı için bir baz rezini olarak tanıtılmış, sonraları indirekt dolgu materyali olarak kullanılmıştır. Akrilik rezinlere benzer olarak su emme eğilimindedir. Bir zincir polimeri olduğundan, kloroform ve aseton gibi organik çözücülerde çözünür. Polimerizasyon büzülmesi ve buna bağlı olarak mikrosızıntı, yüksek termal genleşme katsayısı, önemli ölçüde renklenme, ciddi pulpa zararları ve yüksek sekonder çürük gibi dezavantajları vardır [96]. Bis-GMA [Şekil 6] esaslı monomer zaman içerisinde metil metakrilatın yerini almıştır. İlk defa Bowen [1962] tarafından geliştirilen bu monomer; 2,2-bis [4-[2-hidroksi-3-metakrilosi propoksi] fenil] propandır. Önce bisfenol-A ve glisidilmetakrilattan, daha sonra bisfenol A'nın diglisil eterinden ve metakrilik asitten elde edilmişlerdir [96, 97]. BIS-GMA monomeri bulunduktan sonra; visköz, hızlı sertleşen, düşük polimerizasyon büzülmesine sahip, yüzey sertliği daha yüksek olan kompozitlerin üretimi gerçekleşmiştir [98].

Yüksek viskoziteli Bis-GMA'nın viskozitesini azaltmak için, daha düşük viskozitede ve daha yüksek dönüşüm derecesine sahip monomer arama çalışmaları sonucunda üretan dimetakrilat [UDMA] molekülü üretilmiştir. UDMA'da farklı olarak bisfenol-A'ya ait iskeletin yerini linear bir izosiyonat grubu almıştır. Bis-GMA [Şekil 17] ve UDMA oldukça yoğun kıvamlı olduklarından, yüksek doldurucu oranı ve klinik uygulamasını sağlamak için daha düşük molekül ağırlıklı seyreltici monomerler ilave edilmiştir [99]. Bu amaç için en sık kullanılan monomerler TEGDMA [Şekil 18] [trietilen glikol dimetakrilat] ve EGDMA [etilen glikol dimetakrilat]'dır [100, 101].



Şekil 17. BIS-GMA'nın yapı formülü.



Şekil 18. TEG-DMA'nın yapı formülü.

Inhibitörler: Kompozitin çalışma esnasında ve sonrasında kullanılmadığı anda ısı, ışık ve diğer kimyasal yollarla kendiliğinden polimerizasyonunu önlemek için organik matriks içerisine koyulan fenol türevi bileşiklerdir. En yaygın olarak kullanılanları 4-metoksifenol ve 2,4,6- tersiyerbütill fenoldür [102-104].

Polimerizasyon Başlatıcılar: Kimyasal yolla polimerize olan kompozitlerde başlatıcı [initiatör] etki yapan benzol peroksit ile hızlandırıcı [akseleratör] etki yapan tersiyer amin N, N-bis [2 hidroksi etilen]- p-tolidin kullanılır. Görünür ışıkla polimerize olan kompozitlerde ise 450-500 nm dalga boyundaki ışığı absorbe ederek polimerizasyonu başlatan initiatörler kullanılmaktadır. Bu iş için en çok kullanılan bir α -diketon olan kamforokinondur. Işığın etkisiyle kamforokinon harekete geçmekte, amin ile reaksiyona girip serbest radikaller oluşturmaktadır [100, 102].

Ultraviyole Stabilizatörler: Otopolimerizan kompozitlerde polimerizasyon reaksiyonun sonunda reaksiyona girmeyen artık monomerler, U.V ışığın etkisiyle parçalanarak kahverengi renklemelere neden olabilirler. Bu nedenle otopolimerizan kompozitlerin

organik yapısına U.V. stabilizatörleri [2hidroksi-4-metoksibenzofenon] ilave edilebilir [102, 105].

Ara Bağlayıcılar

Ara bağlayıcılar kompozit rezinlerde inorganik ve organik fazlar arasındaki bağlantıyı sağlayarak materyalin fiziksel ve kimyasal özelliklerinin iyileştirilmesi ve kimyasal yapının devamlılığını sağlamak amacıyla görev yapar. Ara bağlayıcılar hidrojenli organik silisyum bileşiği olan silanlardan [3- metakriloksi propil trimetoksi silan] oluşur. Silan organik matriks ve inorganik doldurucular arasında bağlantı görevini üstlenerek streslerin bu iki bileşen arasında dağılmasını sağlar. Bu sayede doldurucu partiküllerin restorasyon yüzeyinden koparak uzaklaşması engellenmiş olur. Modern kompozitlerde silika partiküllerinin yüzeyi silan bağlanma ajanlarıyla önceden kaplanarak, silika partiküllerinin yüzeyinde tek moleküllü ve çift fonksiyonlu çok ince bir katman oluşturulmuştur [20]. Bir taraftan organik matriksin metakrilat grubuyla kovalent bağ yaparken diğer taraftan doldurucuların yüzeyindeki su ve hidroksil gruplarını absorbe ederek yüzeyde esterleşirler. Silan bağlanma ajanları hem rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirir hem de rezin-partikül arayüzü boyunca suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlar, rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır. Bu şekilde organik ve inorganik fazları birbirine bağlayarak suya dirençli kompozit materyallerin oluşumunu sağlarlar [17, 105].

İnorganik Doldurucular

Kompozit rezinlerin çiğneme kuvvetlerine karşı mekanik ve fiziksel özelliklerini arttırmak amacıyla organik matriks içerisine inorganik doldurucular ilave edilmiştir. Resin içerisindeki doldurucuların görevi; dayanıklılığı arttırmak, termal genleşme katsayısını düşürmek, viskoziteyi ve polimerizasyon büzülmesini azaltmaktır

İnorganik doldurucu faz; matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki cam partikülleri, kuartz [kristalin silika], alüminyum ve lityum silikat, bor silikat, yitrium cam, baryum alüminyum silikat, kolloidal silika ve hidroksi apatitten oluşur [104]. Ayrıca yapıya ilave edilen stronsiyum, baryum, çinko, zirkonyum gibi iyonlarla

kompozitlerin radyopak görüntü vermesi sağlanır. İçeriğindeki silika partikülleri ise mekanik özelliklerini güçlendirir, ışığı geçirir ve yayar. Böylece kompozite mineye benzeyen translüens bir görüntü kazandırır [20].

2.4.2. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması

Kompozit rezinler doldurucu partikül büyüklüğü, doldurucu partikül tipi, polimerizasyon mekanizması ve vizkozitesi olmak üzere çoklu etkenlere bağlı olarak değişik sınıflandırmalara sahiptirler.

2.4.2.1. Kompozit rezinlerin doldurucu partikül büyüklüğüne göre sınıflandırılması

A-] Homojen Dolduruculu Kompozitler

Yapısında silanizasyon dışında herhangi bir değişiklik yapılmadan katılmış doldurucular ve polimerize olmamış organik matriks içeren kompozitlerdir.

1-] Megafil Kompozitler: Doldurucu partikül büyüklüğü 50-100 µm olan kompozitlerdir. Aşınmaya eğilimli okluzal yüzeylerin kontak bölgelerine koyulan cam partikülleri de [0,5-2 mm] mega doldurucu partiküller arasında değerlendirilir [20, 100]

2-] Makrofil Kompozitler: Doldurucu partiküllerin büyüklüğü 10-100 µm arasındadır. Organik polimer matriks içerisine dağılmış olan inorganik doldurucu partiküllerin yüzdesi ağırlıkça yaklaşık %70-80'dir. İnorganik doldurucuları kuartz partikülleridir. Partiküllerin büyük ve sert olması, organik matriksin inorganik partiküllerden daha fazla aşınmasına dolayısıyla da cila ve bitim işlemlerinin zor olmasına neden olmaktadır.

3-] Midifil Kompozitler: Doldurucu partiküllerin büyüklüğü 1-10 µm arasındadır. Makrofil kompozitlerin olumsuz özelliklerini giderebilmek için, doldurucu büyüklüğü küçültülerek üretilmiş kompozitlerdir. Yine de makrofil kompozitlere benzer dezavantajlara sahip oldukları için günümüzde tercih edilmemektedirler.

4-] Minifil Kompozitler: Partikül büyüklüğü 0,1-1 µm arasında olan küçük partiküllü kompozitlerdir. Partikül miktarı makrofil kompozitlere göre daha fazladır. Partikül yüzdesi ağırlıkça %75-85 oranındadır. Küçük ve çok sayıda inorganik doldurucu partikül içermesi makrofil ve midifil kompozitlere göre daha düzgün bir yüzey elde edilmesini sağlar. Estetik özelliklerinin iyi olmasına rağmen, çiğneme kuvvetlerine karşı dirençleri azdır.

5-] Mikrofil Kompozitler: Doldurucu olarak büyüklüğü 0.01-0.1 µm arasında olan kolloidal silika partikülleri içerirler. Doldurucu partiküller ile organik matriks yaklaşık aynı hızda aşınır. Bu nedenle bitirme ve cila işlemleri sonunda daha pürüzsüz bir yüzey elde edilebilir. Diğer kompozitlere göre üstün estetik özelliği içeriğindeki küçük partiküllerin ışığı kırma değerinin mineye yakın olması ile açıklanabilir. Mikrofil kompozitlerde partikül miktarı makrofil kompozitlere göre daha az, partikül yüzdesi ağırlıkça %35-60'dır. Partikül miktarındaki azalmanın sonucu olarak su absorpsiyonu artmış, ısıl genleşme katsayısı yükselmiş, elastisite modülü azalmıştır. Çiğneme ve baskı kuvvetlerine karşı dirençsiz olduklarından ön bölgede ve kole bölgelerinde restoratif amaçlı kullanılmaları önerilir.

6-] Nanofil Kompozitler: İnorganik doldurucu büyüklüğü 0,005-0,01µm arasındadır. Partikülleri görünür ışık dalga boyundan [0,02-2 µm] küçük olduğu için ışık ile absorpsiyon veya saçılım gibi etkileşime girmezler. Silika partikülleri bu tür kompozitlerde pek fazla gözlenmezler. Nanodoldurucular çok küçük oldukları için çeşitli polimer zincirleri arasına iyi bir uyum göstererek yerleşebilirler. Böylece materyalin içindeki doldurucu miktarının artmasını sağlayarak, polimerizasyon büzülmesini azaltır ve materyale daha iyi fiziksel özellikler sağlarlar [20, 100].

B] Hibrid Dolduruculu Kompozitler: İçeriğine farklı büyüklükteki partiküllerin karıştırılmasıyla elde edilen kompozit rezinlerdir. Makrofil ve mikrofil kompozitlerin özelliklerini taşırlar. Fiziksel özellikleri makrofil ve minifil kompozitlerle benzerlik gösterirken düzgün yüzey yapısı oluşturmasıyla da mikrofil kompozitlere benzerlik gösterirler. Hibrit kompozitlerde, inorganik doldurucu olarak kolloidal silika ve ağır metaller içeren cam partikülleri harmanlanmış ve hiçbir işlem uygulanmadan organik matrikse katılmıştır. Submikron düzeydeki doldurucu partiküllerin büyük partiküller

arasında rastgele dağılım göstermeleri düzgün bir yüzey elde edilmesini sağlar. Bu özelliği sayesinde estetik görünümün ön planda olduğu sınıf III, IV ve V kavitelere sıklıkla tercih edilirler.

1-]Midifil Kompozitler: Doldurucu büyüklükleri 1-10 µm arasındadır. Çiğneme kuvvetlerine ve basınçlara karşı dirençli olmalarından dolayı arka bölge dişlerin restorasyonlarında kullanılabilirler.

2-]Minifil Kompozitler: Doldurucu büyüklükleri 0.01-0.1 arasındadır. Çiğneme kuvvetlerine karşı dirençli olmalarının yanı sıra üstün estetik özelliklere de sahiptirler. Hem arka hem ön grup dişlerde kullanılabilirler [20, 100].

C] Heterojen Dolduruculu Kompozitler: Bu kompozitleri diğer gruptaki kompozitlerden ayıran en önemli özellikleri önceden polimerize edilmiş parçacık içermeleridir. Polimerizasyonları daha iyi olduğu için biyolojik olarak avantajlıdır. Fiziksel özellikleri de daha iyidir.

1-] Midifil Doldurucular: Daha önceden polimerize olmuş kompozit parçacıkları içerdiği için hibrid midifil kompozitlerden ayrılırlar.

2-] Minifil Doldurucular: Hibrid minifil kompozitlerden farklı olarak, yapı içerisine daha önceden polimerize edilen kompozit parçacıkları ilave edilmiştir.

3-] Mikrofil Doldurucular: Mikro dolduruculu kompozitlerde partikül oranının artırılmasıyla daha düzgün yüzey elde edilmiş fakat vizkozitede de artış gözlenmiştir. Heterojen mikrofil kompozitler bu sorunu çözmek için geliştirilmiştir. Mikrodolduruculardan farkı önceden polimerize edilmiş kompozit parçacıklarının matrikse eklenmiş olmasıdır. Mikrofil kompozitlerde %35-60 olan partikül oranı koloidal silika ve Bis-GMA içeren prepolimerden elde edilen mikro büyüklükteki bu partiküllerin, doldurucu olarak matrikse eklenmesi ile %70-80 düzeyine çıkarılmıştır. Ön bölge dişlerin estetik restorasyonlarında sıklıkla kullanılırlar. Sınıf II ve IV kavitelere kenar kırıklıkları gözlemlenebilir. Sınıf V servikal bölgelerin restorasyonunda başarı oranları yüksektir [20, 100].

2.4.2.2. Kompozit rezin esaslı dolgu maddelerinin polimerizasyon şekillerine göre sınıflandırılması:

I.Kimyasal Yolla Polimerize Olan Kompozit Reziner [İki Komponentli Sistemler, Otopolimerizan Kompozitler]

II.Ultraviyole Işığı [U.V.] İle Polimerize Olan Kompozit Reziner

III. Görünür Işık İle Polimerize Olan Kompozit Reziner

IV.Lazer Işığı İle Polimerize Olan Kompozit Reziner

V.Hem Kimyasal Hem de Işık İle Polimerize Olan Kompozit Reziner [Dual Cure Kompozitler] şeklinde sınıflandırılabilir [20, 95]

2.4.3. Yeni nesil kompozit reziner

Polimerizasyon büzülmesi, kompozit rezinerdeki tüm gelişmelere rağmen hala kompozit rezinerle ilgili en önemli problem olmaya devam etmektedir. Kompozit rezinerin içeriğindeki organik BİS-GMA ve UDMA, polimerizasyon büzülmesinden sorumludurlar. Polimerizasyon büzülmesi sonucunda restorasyon ile kompozit arasında meydana gelen boşluklar nedeniyle mikrosızıntı ve sekonder çürük gözlemlenebilmektedir [106, 107]. İnorganik dolduruların oranı, büyüklüğü ve rezin içerisindeki dağılımları da kompozitin fiziksel özelliklerini etkilemektedir [96, 108]. Kompozit rezinin inorganik ve organik yapısında birtakım değişiklikler yapılarak bu olumsuz özellikler giderilmeye çalışılmaktadır. Bu amaçla, son yıllarda ormoserler, iyon salabilen kompozitler, nanodolduruculu ve siloran bazlı kompozitler piyasaya sürülmüştür [109, 110].

2.4.3.1. Ormoserler

Organik modifiye seramikler ilk olarak 1998 yılında restoratif diş hekimliğine kompozit materyal olarak sunulmuştur. Ormoserlerde çok fonksiyonlu ürethan ile tioeter

oligo metakrilat alkoksilanın inorganik-organik kopolimerleri oluşur. Silanın alkoksil grupları hidroliz ve polikondensasyon reaksiyonları ile inorganik Si-O-Si ağını, metakrilat grupları da fotokimyasal yolla organik polimerizasyonu gerçekleştirir. Ormoserlerin aşınmaya karşı dirençleri kompozit rezinlerden çok daha fazladır. Bu tip kompozitlere örnek olarak Definite [Degussa, Almanya] ve Admira Fusion [Voco, Germany] gösterilebilir [20, 111].

2.4.3.2. İyon salabilen kompozitler:

İyon salabilen kompozitlerde yüzey pH'sı değiştiğinde florür, hidroksil ve kalsiyum iyonlarının salınımı gerçekleşir. Akıllı ya da smart kompozitler de denilen bu kompozitlerde yeni geliştirilen, bazik cam taneciklerinin oluşturduğu etkileşim ile bakterilerin üremesini inhibe etmek amaçlanmıştır. Bu amaç doğrultusunda karyojenik bakterilerin ürettiği asitlerin tamponlanacağı, demineralizasyonun azalacağı ve restorasyon kenarlarında sekonder çürük oluşumunun önleneceği umulmuştur. Bunlara Ariston pHc [Vivadent, Liechtenstein] örnek olarak gösterilebilir [20].

2.4.3.3. Nanodoldurucu kompozitler

Nanoteknoloji, nanometre ölçeğindeki fiziksel, kimyasal ve biyolojik olayların anlaşılması, kontrolü ve üretimi amacıyla, fonksiyonel materyallerin, cihazların ve sistemlerin geliştirilmesidir. Nanoteknolojide fonksiyonel materyaller ve yapılar birçok fiziksel veya kimyasal metotla, 0,1-100 nanometre arasında üretilir [Kirk ve ark., 1991]. “Nano” kelimesi Yunanca kökenli olup nanometre 10^{-9} metreyi veya 10^{-3} mikrometreyi ifade eden, çok küçük boyutlarda bir ölçü birimidir. Bir hidrojen atomu 0,1-0,2 nm boyutlarında, küçük bir bakteri ise 1000 nm boyutlarındadır [112, 113].

Nanodoldurucu kompozitlerin dişhekimliğine girişi 1990 yılında başlamış kullanım için ilk ürün [Filtek Supreme] 2002 yılında tanıtılmıştır [109].

Dental restoratif materyallerde nanoteknolojinin kullanılmasıyla kompozitlerin dezavantajlarının üstesinden gelenebileceği öngörülmüştür. Nanodoldurucuların yapısı

ve üretim şekilleri geleneksel partiküllerden farklılık gösterir. Makrofiller, hibritler ve mikrofiller gibi günümüzün mekanik olarak kuvvetli doldurucu partiküllerini yapmak için kuartz, erimiş cam seramikler gibi geniş ve yoğun partiküller küçük bir partikül boyutu oluşturacak şekilde biraraya getirilir. Fakat geleneksel doldurucu partiküllerin, büyük cam kütlelerin öğütülmesi sonucu küçük partiküllerin elde edilmesi biçiminde üretimi nedeniyle doldurucu partikül boyutları 100 nm'nin altına düşemez. Nanomerler ise 25-75 nm boyutlarında tek tek partikülleri ifade eder [113] ve kompozit organik matriks içerisinde ayrı ayrı bulunurlar.

Bu çalışmada bir nanofil kompozit örneği olan Tokuyama Estelite posterior kompozit rezin ve cam iyonmer esaslı nanopartikül içeren cam karbomer dolgu materyali kullanılması planlanmıştır. Tokuyama Estelite kompozit ortalama partikül büyüklüğü: 2 um, partikül büyük:oranı: 0.1-10 um olan, ağırlıkça %84 doldurucu, hacimce; %70 doldurucu oranına sahip, küresel silika-zirkonya doldurucu partikülleri içeren nanofil yapıda kompozit rezindir. Cam karbomer materyali ise nano boyutta hidroksiapatit ve floroapatit içeren yeni restoratif materyaldir. Literatürde bu iki restoratif materyalin klinik takibinin yapıldığı *in vivo* çalışma bulunmamaktadır.

Bu çalışmanın amacı, yeni bir restoratif materyal olan cam iyonmer esaslı cam karbomer dolgu materyalinin 1 yıllık klinik takibinin Modifiye USPHS kriterleri altında değerlendirmektir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

In vivo planlanan bu klinik çalışma Bezmialem Vakıf Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalında yürütüldü ve Bezmialem Vakıf Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar ve Projeler Koordinatörlüğü tarafından desteklendi. Çalışmanın etik kurul onayı [26/04/2017] önce Bezmialem Vakıf Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulundan [Ek-1] alındı. Sonra Türkiye Tıbbi Cihaz ve Araştırmalar Kurulundan onay alındı [Ek-2].

3.1. Çalışma Grubunun Oluşturulması

Bu *in vivo* çalışma için, gönüllü olarak çalışmaya katılan bireyler arasından uygun kriterleri sağlayan hastaları belirlemek için bireylerin klinik ve radyografik muayaneleri yapıldı. Çalışmaya Bezmialem Vakıf Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi 2. Sınıf öğrencilerinden 36 kişi dahil edildi. Yapılan power analizi sonucunda n=50 olarak belirlendi ve çalışma grupları oluşturuldu.

3.1.1. Çalışmaya Dahil Edilme Kriterleri

3.1.1.1. Hasta seçimi

Hastaların,

- 1- 20-25 yaş aralığında olması
- 2- Herhangi bir sistemik rahatsızlıklarının bulunmaması
- 3- Ağzlarında okluzal ve/veya arayüz çürüğü bulunan molar/premolar dişlerinin bulunması
- 4- Diş sıkma ve diş gıcırdatma gibi parafonksiyonel alışkanlıklarının olmaması
- 5- Kooperasyon sorunu olmaması
- 6- Düzenli olarak kontrollere gelmeyi kabul etmiş olması

3.1.1.2. Diş Seçimi

- 1- Vital olması
- 2- Perküsyona hassasiyet olmaması
- 3- Spontan ağrı olmaması
- 4- Lüksasyon olmaması
- 5- Hastanın kontrol seanslarına gelmeyi kabul etmiş olması

3.1.2. Çalışmaya Dahil Olmama Kriterleri

- 1- Herhangi bir endodontik tedavi veya çekim endikasyonu bulunan [apse, şişlik ve fistül şikayetinin olması, palpasyon ve perküsyonda ağrı olması, spontan veya gece ağrısı bulunması] diş mevcudiyetinin olduğu durumlar
- 2- Konjenital gelişim defekti olan dişler
- 3- Patolojik mobiliteye sahip olan dişler
- 4- İskeletsel veya patolojik sebeplerle normal okluzyona sahip olmayan dişler
- 5- Kontak veya karşıt dişlerden herhangi birinin eksikliği

Çalışmaya dahil edilen hastalara kendilerine uygulanacak tedavi hakkında ve çalışmanın amacı hakkında bilgi verildi ve onam formu hastalara imzalatıldı. Tedaviye başlamadan önce hastalara ait tüm bilgiler, restore edilecek dişlerle ilgili anamnez, radyografi ve fotoğraflar, yapılan restorasyona ait bilgiler olgu rapor formlarına kaydedildi. Yapılan restorasyonların ağızdaki yeri açısından dağılımı Tablo 2’de kavite tipi açısından dağılımı ise Tablo 3’te gösterilmiştir.

Tablo 2. Yapılan restorasyonların ağız içerisindeki dağılımı

Dişler	Tokuyama Estelite posterior kompozit materyali	Cam karbomer dolgu materyali
Üst Azı Dişler	13	14
Üst Küçük Azı Dişler	12	11
Alt Azı Dişler	15	12

Alt Küçük Azı Dişler	10	13
----------------------	----	----

Tablo 3. Yapılan restorasyonların kavite tipi açısından dağılımı

Kavite tipleri	Tokuyama Estelite posterior kompozit materyali	Cam karbomer dolgu materyali
Sınıf I [tek yüzlü]	28	26
Sınıf II [iki yüzlü]	22	24
Toplam	50	50

Bu çalışmada 2 farklı dolgu materyali kullanıldı.

1-) Nanohibrid doldurucu içeriğine sahip; Estelite Posterior [Tokuyama Dental, Japonya] kompozit rezin.

2-) Cam iyonomer bazlı silika ve floroapatitle güçlendirilmiş cam karbomer [GCP, Hollanda].

Kullanılan materyallerin üretici firma ve lot numaraları ve içerikleri Tablo 4'te gösterilmiştir.

Tablo 4. Araştırmada kullanılan restoratif materyaller

Restoratif Materyal	Tipi	Üretici Firma	İçeriği	Lot No	Kullanılan Renk
Estelite posterior kompozit rezin	Nano-hibrid kompozit	Tokuyama Dental, Tokyo, Japonya	Organik matriks; Bis-GMA TEGDMA Bis-MPEPP İnorganik; Silica-zirconia Ortalama partikül büyüklüğü:2 um Partikül büyük:oranı: 0.1-10 um Ağırlıkça;%84 doldurucu Hacimce;%70 doldurucu	243E67	A 2
Cam karbomer	Cam iyonomer esaslı	GCP Dental, Hollanda	Nano-floroapatit Nanohidroksiapatit Poliasitler Flouroaluminosilikat	7609020	A 2
Cam	Silikon bazlı	GCP Dental,	Modifiye siloksan	1607101	

karbomerin yüzey örtücüsü		Hollanda			
---------------------------------	--	----------	--	--	--

3.2. Çürüğün Temizlenmesi ve Kavitenin Hazırlanması

Yapılan klinik ve radyografik muayanelerinin sonucunda, okluzalde tüberküller arası mesafenin $\frac{1}{2}$ 'sini aşmamış arayüz veya okluzal çürüğü bulunan hastalar çalışmaya dahil edildi. Hastanın periodontal sağlığının idamesinin sağlanması amacıyla gerekli ağız bakım eğitimi verildi. Dişlerin canlılığı dijital bir vitalometre yardımıyla ölçüldü.

Dişlerin okluzal ve ara yüzelerindeki çürüğün uzaklaştırma işlemine aeratör [W&H, Avusturya] ve elmas [G&Z Instruments, Avusturya] frezler yardımıyla başlandı. Dentin dokusundaki çürüğün kaldırılması için ise çelik frez kullanıldı. Kaviteler hazırlanırken minimal invaziv yaklaşımına uygun preperasyon yapılmasına dikkat edildi [Şekil 18]. Hastanın ihtiyacı doğrultusunda gerektiği durumlarda lokal anestezi yapıldı. Çürük tespit boyası [Sable Seek, Ultradent, A.B.D.] kullanılarak çürüğün tamamen uzaklaştırıldığı kontrol edildi [Şekil 19].



Şekil 19. 35, 36 ve 37 nolu dişlerdeki çürüklerin görüntüsü.



Şekil 20. Çürüklerin temizlenmesi ve kavitelerin hazırlanması.



Şekil 21. Çürük belirleyici ajanın uygulanması.

3.3. Restorasyonların Yapım Aşamaları

3.3.1 Kompozit rezin materyali ile restorasyonların yapılması

Çürüklerin uzaklaştırılmasını takiben restorasyon aşamasına geçildi. Restorasyona başlamadan önce kavite izolasyonu rubber-dam, pamuk rulo ve tükürük emicilerle sağlandı [Şekil 19]. İki yüzlü kavitelere kontak oluşturmak için bölümlü matriks sistemi [Palodent V3, Dentsply, A.B.D.] kullanıldı [Şekil 19]. Kompozit materyalinin uygulanacağı her iki kavite tipinde de selektif etch yöntemine göre mine kenarları %35 ortofosforik asit ile 30 sn pürüzlendirildi. Asit, hava su spreyiyle uzaklaştırıldıktan sonra bağlantı sağlamak için iki aşamalı adeziv sistem [Clearfil SE Bond, Kuraray, Japonya] kullanıldı. 20 sn primer uygulamasını takiben, bonding ajanı tüm bağlantı yüzeylerine 10 sn boyunca uygulandı, 5 sn hava ile kurutuldu. Ardından LED ışık cihazı [Valo, Ultradent, A.B.D.] ile 10 sn polimerize edildi. Kompozit materyali 2mm kalınlıkta olacak şekilde tabakalı teknik kullanılarak kaviteye uygulandı ve 20 sn süreyle LED ışık cihazı ile polimerize edildi.



Şekil 22. Kaviteletin rubber-dam ile izolasyonu ve matriks sisteminin uygulanması.

3.3.2. Cam karbomer dolgu materyali ile restorasyonların yapılması

Cam karbomer dolgu materyalinin kaviteye yerleştirme işlemi üretici firma talimatları doğrultusunda yapıldı. Restorasyona başlamadan önce kavite izolasyonu rubber-dam, pamuk rulo ve tükürük emicilerle sağlandı. İki yüzlü kavitelere bölümlü matriks sistemi [Palodent, Dentsply Sirona, ABD] kullanıldı. Cam karbomer dolgu materyali kompozitlerden farklı olarak mine ve dentine kimyasal olarak bağlanabildiğinden asit-bonding prosedürleri uygulanmadı. Kavite boşluğu su ile temizlenip, hafif nemli kalacak şekilde kurutuldu. Cam karbomer dolgu materyali karıştırılmadan önce, aktivasyonu sağlamak, toz kısmını gevşetmek için kapsül sallandı ve kapsülün arkasındaki piston kapsülün ucuna doğru itildi. Kapsül cam karbomer dolgu materyaline ait kapsül tabancasına yerleştirildi ve cam karbomer dolgu materyaline ait yüksek frekanslı karıştırıcıya yerleştirilerek 15 sn süre ile karıştırıldı. Cam karbomer, tabancayla uygulanması sırasında, kavite tabanından okluzale doğru tek aşamada yerleştirildi. Kavite tamamen doldurulduktan sonra silikon içerikli yüzey örtücü, kaviteye sürülerek parmak basıncıyla kondenzasyon sağlandı. Restorasyonun tam olarak polimerizasyonunu sağlamak için, üretici firmanın talimatları doğrultusunda, materyalin

kendi ışık cihazıyla [Carboled, 1400 mw/cm², GCP Dental, Hollanda] 60 sn polimerize edildi.

3.4. Bitirme ve Cila İşlemi

Restorasyonların bitirme işlemleri için ince grenli sarı kuşak alev uçlu ve labut frezler kullanıldı [G&Z Instruments, Avusturya]. Dişin anatomik formuna uygun olarak fissür ve fossalar düzenlendi. Okluzyon kontrolü için artikülasyon kağıdı kullanıldı. Ara yüzeylerin cilasında kompozit zımparası kullanıldı.

Restorasyonların yüzey cilaları, elmas partikül içeren polisaj lastikleri [Kuraray Twist Dia, Japonya] kullanılarak su soğutması altında yapıldı. İnce uçlu bir sond yardımıyla restorasyonların yüzeyi kontrol edildi.



Şekil 23. Kompozit restorasyonların bitimi ve artikülasyon kağıdı ile kontrolü.



Şekil 24. Cam karbomer restorasyonların bitimi.

3.5. Restorasyonların Klinik Olarak Değerlendirilmesi

Bu klinik çalışmada restorasyonların klinik olarak değerlendirilmesi, restorasyonların tamamlanmasını takiben işlemiden 1 hafta, 6 ve 12 ay sonra modifiye USPHS kriterleri kullanılarak [Tablo 5], Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalında görevli, kalibre iki deneyimli uzman dişhekimisi tarafından yapıldı. Her kontrol muayanesi sonrasında vitalite kontrolü yapıldı, radyografik görüntü alındı. Restorasyonlar değerlendirilirken her bir kriterin karşılığı Alfa, Bravo, Charlie terimleri ile tanımlandı. Alfa değeri klinik olarak başarılı kabul edilen, Bravo değeri restorasyonun birtakım eksiklikleriyle beraber yenilenmesini gerektirmeyen, Charlie değeri ise klinik anlamda başarısız bulunan ve restorasyonun yenilenmesini gerektiren değerler olarak belirtildi [114].

Bu restorasyonların değerlendirme kriterleri; retansiyon, renk uyumu, kavite kenar renklenmesi, anatomik form, kenar uyumu, sekonder çürük, postoperatif

hassasiyet ve yüzey değişiklikleri olarak belirlendi. Alfa, Bravo, Charlie terimleri ile skorlandı.



Tablo 5. Modifiye USPHS kriterleri.

<u>Kriterler</u>	<u>Skorlama</u>	<u>Açıklama</u>
Retansiyon	Alfa Charlie	Restorasyonda herhangi bir kayıp veya kırık yok. Restorasyonda kayıp veya hacimsel olarak kırık mevcuttur.
Renk Uyumluluğu	Alfa Bravo Charlie	Restorasyonun kendi içinde bir renk farkı yoktur. Restorasyonun belirli bölgelerinde renk uyumsuzluğu mevcuttur. Restorasyonun kendi içinde renk farkı vardır.
Kavite Kenarında Renklenme	Alfa Bravo	Diş dokusu ve restorasyon arasında kavite kenarlarında renkleşme yoktur. Diş dokusu ve restorasyon arasında kavite kenarlarında geniş olmayan renkleşme vardır ve cila ile uzaklaştırılabilir.

	Charlie	Diş dokusu ve restorasyon arasında renkleşme vardır ve pulpaya doğru ilerlemektedir.
Anatomik Form	Alfa Bravo Charlie	Restorasyon mevcut anatomik yapı ile uyumluluk gösterir. Restorasyon anatomik form ile aynı değil fakat kabul edilebilir düzeydedir. Kavite tabanı ve dentin açıkta kalacak şekilde anatomik yapı yetersizdir.
Kenar Uyumu	Alfa Bravo Charlie	Restorasyonların kenarları boyunca sondla takılma olmaz. Sondun takıldığı yer mevcuttur ancak dentin açıkta değildir. Sond takılması mine-dentin birleşiminin olduğu yere doğru ilerler.
Sekonder Çürük	Alfa Charlie	İkincil çürük yoktur. İkincil çürük vardır.
Postoperatif Hassasiyet	Alfa Bravo Charlie	Hassasiyet mevcut değildir. Geçici bir hassasiyet vardır. Tolare edilemeyen hassasiyet mevcuttur.
Yüzeysel Değişiklik	Alfa Bravo Charlie	Mine yüzeyi ile benzer pürüzsüzlük gösterir. Yüzey hafif pürüzlüdür. Sondla muayane sırasında sond takılacak kadar pürüzlüdür.

3.6. İstatistiksel İncelemeler

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 [IBM SPSS, Türkiye] programı kullanıldı. Niteliksel verilerin karşılaştırılmasında Fisher's Exact Ki-Kare testi, Fisher Freeman Halton Testi ve Continuity [Yates] Düzeltmesi kullanıldı. Parametrelerin grup içi karşılaştırmalarında ise Wilcoxon işaret testi kullanıldı. Anlamlılık $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

Tablo 6: Restoratif materyal gruplarının retansiyon açısından değerlendirilmesi.

Retansiyon	Tokuyama Estelite Cam Karbomer ^{1p}			
	n [%]	n [%]		
1.hafta	Alfa	50 [%100]	50 [%100]	-
6.ay	Alfa	50 [%100]	48 [%96]	0,495
	Charlie	0 [%0]	2 [%4]	
12.ay	Alfa	50 [%100]	46 [%92]	0,117
	Charlie	0 [%0]	4 [%8]	
<i>1.hafta-6.ay^{2p}</i>		<i>1,000</i>	<i>0,157</i>	
<i>1.hafta-12.ay^{2p}</i>		<i>1,000</i>	<i>0,046*</i>	
<i>6.ay-12.ay^{2p}</i>		<i>1,000</i>	<i>0,317</i>	

¹Fisher Exact Test

²Wilcoxon Sign Test

* $p < 0.05$

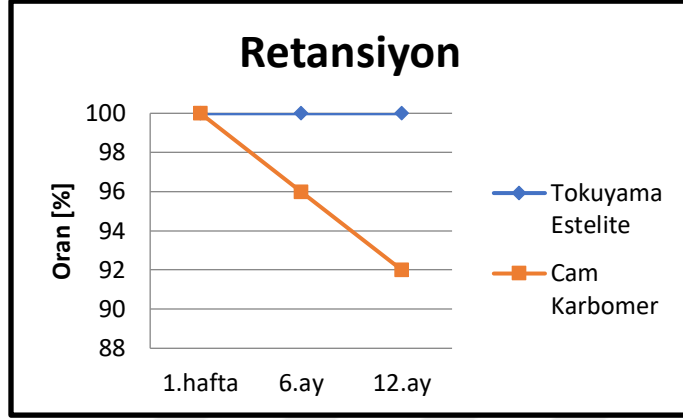
Restoratif materyal grupları retansiyon açısından değerlendirildiğinde 1.hafta sonuçları arasında anlamlı bir farklılık bulunmadı. 1.haftada tüm retansiyon sonuçları alfa olarak kaydedildi.

6.ayda retansiyon değerlerine bakıldığında Tokuyama Estelite grubunda %100, Cam Karbomer grubunda %96 seviyesinde alfa skoru elde edildi ve restoratif materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı [$p > 0.05$].

12.ayda Tokuyama Estelite grubunda 6. Ayda olduğu gibi %100, Cam Karbomer grubunda %92 olarak belirlendi. Alfa değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı [$p > 0.05$]. Retansiyon açısından farklı sürelerde materyaller kendi içinde karşılaştırıldığında, *Tokuyama Estelite grubunda*; 1.haftaya göre 6.ay ve 12.ayda alfa skoruna göre istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmedi [$p > 0.05$]. 6.aya göre 12.ay retansiyon sonuçlarında da istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmedi [$p > 0.05$].

Cam Karbomer grubunda; alfa skoruna göre 1.haftaya göre 6.ay retansiyon sonuçlarında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmezken [$p > 0.05$]; 1.hafta Charlie skoruna göre [%0], 12.ayda [%8] görülen artış istatistiksel olarak anlamlı

bulundu [p:0.046; p<0.05]. 6.aya göre 12.ay retansiyon sonuçlarında Charlie skoruna göre istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmedi [p>0.05].



Şekil 25. Materyallerin retansiyon açısından değerlendirildiği grafik.



Şekil 26. 26 numaralı dişte Cam karbomer ile yapılan restorasyonun retansiyon açısından değerlendirilmesi [1. Hafta]



Şekil 27. 26 numaralı dişte Cam karbomer ile yapılan restorasyonun retansiyon açısından değerlendirilmesi [12. Ay]



Şekil 28. 26 nolu dişin palatinalinde 12. ayda retansiyon kaybı gözlemem Cam karbomer dolgunun yenilenmesi

Tablo 7: Restoratif materyal gruplarının yüzeysel değişiklik açısından değerlendirilmesi.

Yüzeysel Değişiklik		Tokuyama Estelite Cam Karbomer p		
		n [%]	n [%]	
1.hafta	Alfa	50 [%100]	50 [%100]	-
6.ay	Alfa	45 [%90]	43 [%86]	¹ 0,758
	Bravo	5 [%10]	7 [%14]	
12.ay	Alfa	42 [%84]	40 [%80]	² 0,311
	Bravo	8 [%16]	7 [%14]	
	Charlie	0 [%0]	3 [%6]	
<i>1.hafta-6.ay</i> ³ p		0,025*	0,008*	
<i>1.hafta-12.ay</i> ³ p		0,005*	0,004*	
<i>6.ay-12.ay</i> ³ p		0,083	0,063	
¹ Continuity [yates] düzelmesi		² Fisher Freeman Halton Test	³ Wilcoxon Sign Test	*p<0.05

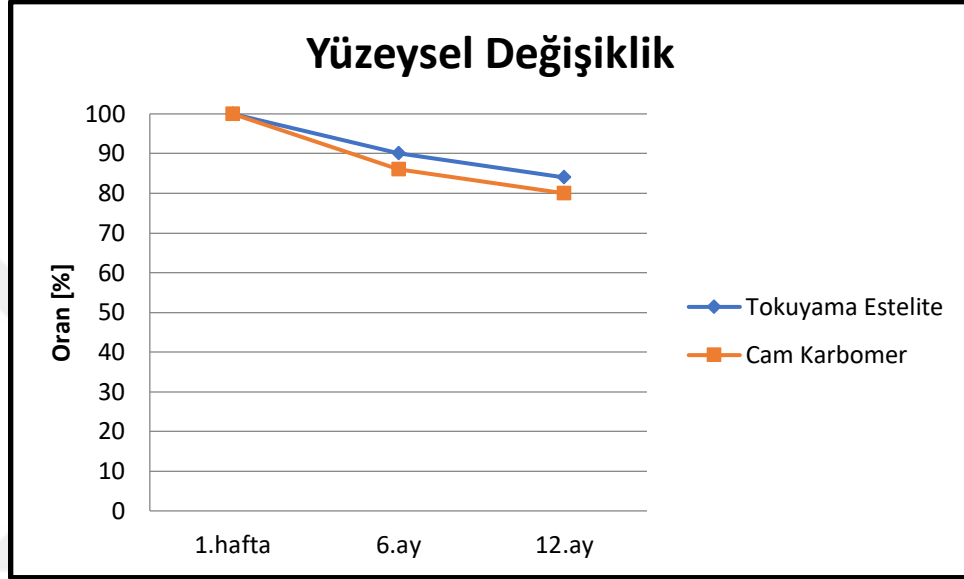
Her iki restoratif materyal yüzeysel değişiklik açısından karşılaştırıldığında 1.haftada gözlenen yüzeysel değişiklik Alfa skoru ile değerlendirildiğinde, aralarında anlamlı bir farklılık bulunmadı.

6.ayda Tokuyama Estelite grubunda %90, Cam Karbomer grubunda %86 alfa olan yüzeysel değişiklik sonucuna göre aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlemlenmedi [p>0.05].

12.ayda Tokuyama Estelite grubunda %84, Cam Karbomer grubunda %80 alfa olan yüzeysel değişiklik sonucuna göre aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı [p>0.05].

Farklı sürelerde yüzeysel değişiklik skoru materyal açısından incelendiğinde, *Tokuyama Estelite grubunda*; 1.hafta yüzeysel değişiklik Bravo skoruna göre [%0], 6.ayda [%10] ve 12.ayda [%16] görülen artışlar istatistiksel olarak anlamlı bulundu [p₁:0.025; p₂:0.005; p<0.05]. 6.aya göre 12.ay yüzeysel değişiklik sonuçlarında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmedi [p>0.05].

Cam Karbomer grubunda; 1.hafta yüzeysel değişiklik Bravo skoruna göre [%0], 6.ayda [%14] ve 12.ayda [%14] görülen artışlar istatistiksel olarak anlamlı bulundu [$p_1:0.008$; $p_2:0.004$; $p<0.05$]. 6.aya göre 12.ay yüzeysel değişiklik sonuçlarında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmedi [$p>0.05$].



Şekil 29. Materyallerin yüzeysel değişiklik açısından değerlendirildiği grafik.



Şekil 30. 16 nolu dişteki Tokuyama Estelite dolgu ve 17 nolu dişteki cam karbomer dolgu materyali ile yapılan restorasyonların

yüzeysel değişikliğinin değerlendirilmesi [1.hafta]



Şekil 31. 16 nolu dişteki Tokuyama dolgu ve 17 nolu dişteki cam karbomer dolgu materyali ile yapılan restorasyonların yüzeysel değişikliğinin değerlendirilmesi [6. Ay]



Şekil 32. 16 nolu dişteki Tokuyama Estelite dolgu ve 17 nolu dişteki Cam Karbomer dolgu materyali ile yapılan restorasyonların yüzeysel değişikliğinin değerlendirilmesi [12. Ay]

Tablo 8: Restoratif materyal gruplarının renk uyumluluğu açısından değerlendirilmesi.

Renk Uyumluluğu	Tokuyama Estelite Cam Karbomer		p	
	n [%]	n [%]		
1.hafta	Alfa	50 [% 100]	50 [% 100]	-
6.ay	Alfa	50 [% 100]	45 [% 90]	¹ 0,056
	Bravo	0 [%0]	5 [% 10]	
12.ay	Alfa	48 [%96]	43 [%86]	² 0,187
	Bravo	2 [%4]	5 [% 10]	
	Charlie	0 [%0]	2 [%4]	
1.hafta-6.ay ³ p		1,000	0,025*	
1.hafta-12.ay ³ p		0,157	0,014*	
6.ay-12.ay ³ p		0,157	0,334	
¹ Fisher Exact test	² Fisher Freeman Halton Test	³ Wilcoxon Sign Test	*p<0.05	

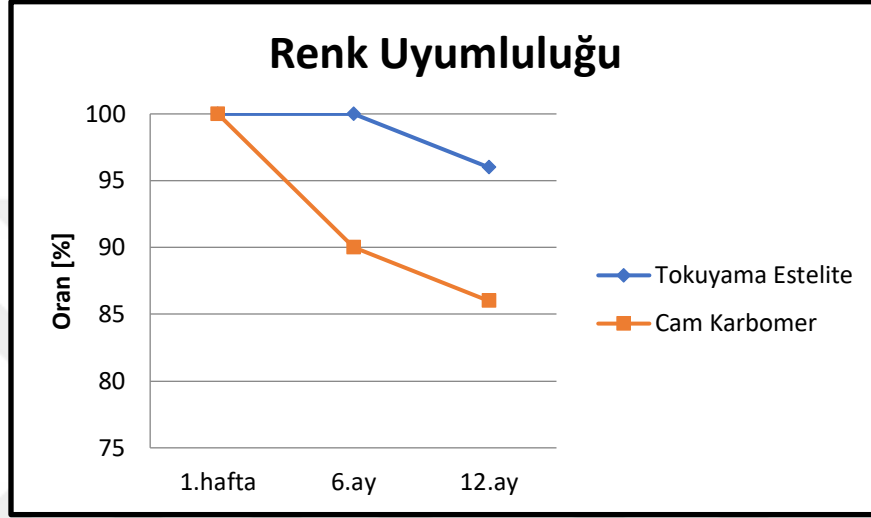
Renk uyumluluğu açısından her iki restoratif materyal değerlendirildiğinde 1.hafta renk uyumluluğu Alfa skoru ile değerlendirildiğinde, aralarında anlamlı bir farklılık bulunmadı.

6.ayda Tokuyama Estelite grubunda %100, Cam Karbomer grubunda %90 olan renk uyumluluğu sonucu Alfa skorudur ve aralarındaki farklılık anlamlılığa yakın olmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı [p>0.05].

12.ayda Tokuyama Estelite grubunda %96, Cam Karbomer grubunda %86 olan renk uyumluluğu sonucu Alfa idi ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı [p>0.05].

Renk uyumluluğu açısından farklı sürelerde materyaller kendi içinde değerlendirildiklerinde, Tokuyama Estelite grubunda; 1.haftaya göre 6.ay ve 12.ay renk uyumluluğu sonuçlarında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmedi [p>0.05]. 6.aya göre 12.ay renk uyumluluğu sonuçlarında da istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmedi [p>0.05].

Cam Karbomer grubunda; 1.hafta renk uyumluluğu bravo skoruna göre [%0], 6.ayda [%10] ve 12.ayda [%10] görülen artışlar istatistiksel olarak anlamlı bulundu [$p_1:0.025$; $p_2:0.014$; $p<0.05$]. 6.aya göre 12.ay renk uyumluluğu sonuçlarında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmedi [$p>0.05$].



Şekil 33. Materyallerin renk uyumluluğu açısından değerlendirildiği grafik.

Tablo 9: Restoratif materyal gruplarının kavite kenarında renklenme açısından değerlendirilmesi.

Kavite Kenarında Renklenme		Tokuyama Estelite	Cam Karbomer	p
		n [%]	n [%]	
1.hafta	Alfa	50 [%100]	50 [%100]	-
6.ay	Alfa	48 [%96]	48 [%96]	¹ 1,000
	Bravo	2 [%4]	2 [%4]	
12.ay	Alfa	50 [%100]	37 [%74]	² 0,000*
	Bravo	0 [%0]	6 [%12]	
	Charlie	0 [%0]	7 [%14]	
<i>1.hafta-6.ay</i> ³ <i>p</i>		<i>0,157</i>	<i>0,157</i>	
<i>1.hafta-12.ay</i> ³ <i>p</i>		<i>1,000</i>	<i>0,001*</i>	
<i>6.ay-12.ay</i> ³ <i>p</i>		<i>0,157</i>	<i>0,003*</i>	

¹ Fisher Exact test

² Fisher Freeman Halton Test

³ Wilcoxon Sign Test

* $p<0.05$

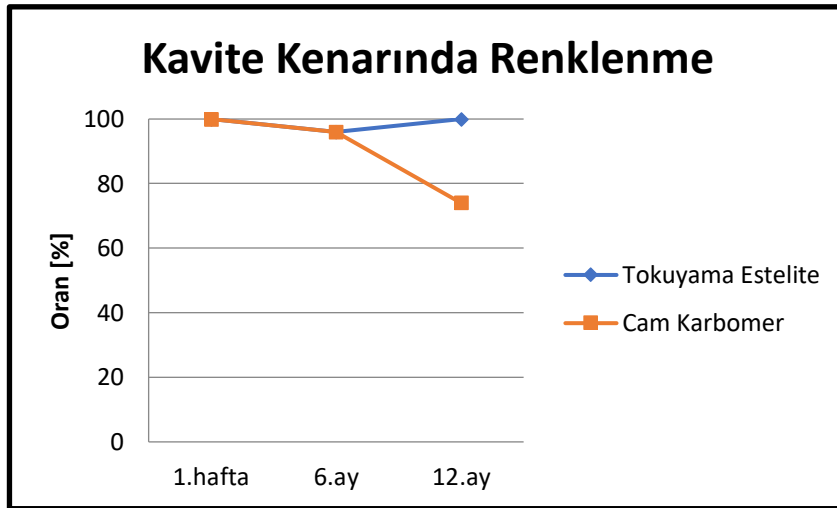
Her iki restoratif materyal grubu kavite kenarında renklenme açısından değerlendirildiğinde tümünün 1.hafta kavite kenarında renklenme skoru Alfa olup, aralarında anlamlı bir farklılık bulunmadı [$p>0.05$].

6.ayda hem Tokuyama Estelite hem de Cam Karbomer grubunun %96'sında kavite kenarında renklenme sonucu Alfa olup aralarındaki istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı [$p>0.05$].

12.ayda kavite kenarında renklenme sonuçları açısından her iki restoratif materyal grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlendi [$p:0.000$; $p<0.05$]. 12.ayda Tokuyama Estelite grubunun %100'ünde kavite kenarında renklenme sonuçları alfa iken, Cam Karbomer grubunun %74'ünde alfa, %12'sinde Bravo ve %14'ünde Charlie skoru elde edildi.

Kavite kenar renklenmesi açısından her bir materyal farklı sürelerde kendi içinde değerlendirildiğinde; *Tokuyama Estelite grubunda*; 1.haftaya göre 6.ay ve 12.ay kavite kenarında renklenme sonuçlarında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmedi [$p>0.05$]. 6.aya göre 12.ay kavite kenarında renklenme sonuçlarında da istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmedi [$p>0.05$].

Cam Karbomer grubunda; 1.hafta kavite kenarında renklenme skorlarına göre 6.ayda anlamlı bir değişim görülmezken [$p>0.05$]; 1.hafta Bravo %0 ve Charlie %0 skorlarına göre, 12.ayda %12 ve %14 görülen artışlar istatistiksel olarak anlamlı bulundu [$p:0.001$; $p<0.05$]. 6.ay bravo %4 ve Charlie %0 skorlarına göre, 12.ayda %12 ve %14 görülen artışlar istatistiksel olarak anlamlı bulundu [$p:0.003$; $p<0.05$].



Şekil 34. Materyallerin kavite kenarında renklenme açısından değerlendirildiği grafik.



Şekil 35. 16 ve 15 nolu dişlerdeki Cam Karbomer dolgu ile yapılan restorasyonun renk uyumluluğu ve kavite kenar renklenmesi açısından değerlendirilmesi [1. hafta]



Şekil 36. 16 ve 15 nolu dişlerdeki Cam Karbomer dolgu ile yapılan restorasyonun renk uyumluluğu ve kavite kenar renklenmesi açısından değerlendirilmesi [6. Ay]



Şekil 37. 16 ve 15 nolu dişlerdeki Cam Karbomer dolgu ile yapılan restorasyonun renk uyumluluğu ve kavite kenar renklenmesi açısından değerlendirilmesi [12. Ay]



Şekil 38. 36 ve 37 nolu dişlerdeki Tokuyama Estelite ile yapılan restorasyonların renk uyumluluğu ve kavite kenar renklenmesi açısından değerlendirilmesi [1. Hafta]



Şekil 39. 36 ve 37 nolu dişlerdeki Tokuyama Estelite ile yapılan restorasyonların renk uyumluluğu ve kavite kenar renklenmesi açısından değerlendirilmesi

[6. Ay]



Şekil 40. 36 ve 37 nolu dişlerdeki Tokuyama Estelite ile yapılan restorasyonların renk uyumluluğu ve kavite kenar renklenmesi açısından değerlendirilmesi

[12. Ay]

Tablo 10: Restoratif materyal gruplarının anatomik form açısından değerlendirilmesi.

Anatomik Form	Tokuyama Estelite		Cam Karbomer ¹ p	
		n [%]	n [%]	
1.hafta	Alfa	50 [%100]	50 [%100]	-
6.ay	Alfa	45 [%90]	40 [%80]	0,225
	Bravo	5 [%10]	8 [%16]	
	Charlie	0 [%0]	2 [%4]	
12.ay	Alfa	43 [%86]	37 [%74]	0,270
	Bravo	4 [%8]	9 [%18]	
	Charlie	3 [%6]	4 [%8]	
<i>1.hafta-6.ay</i> ² p		0,025*	0,003*	
<i>1.hafta-12.ay</i> ² p		0,015*	0,001*	
<i>6.ay-12.ay</i> ² p		0,102	0,059	

¹Fisher Freeman Halton Test ²Wilcoxon sign test *p<0.05

Her iki restoratif materyal grubu anatomik form açısından değerlendirildiğinde 1.hafta anatomik form alfa skoru ile değerlendirildiğinde, aralarında anlamlı bir farklılık bulunmadı [p>0.05].

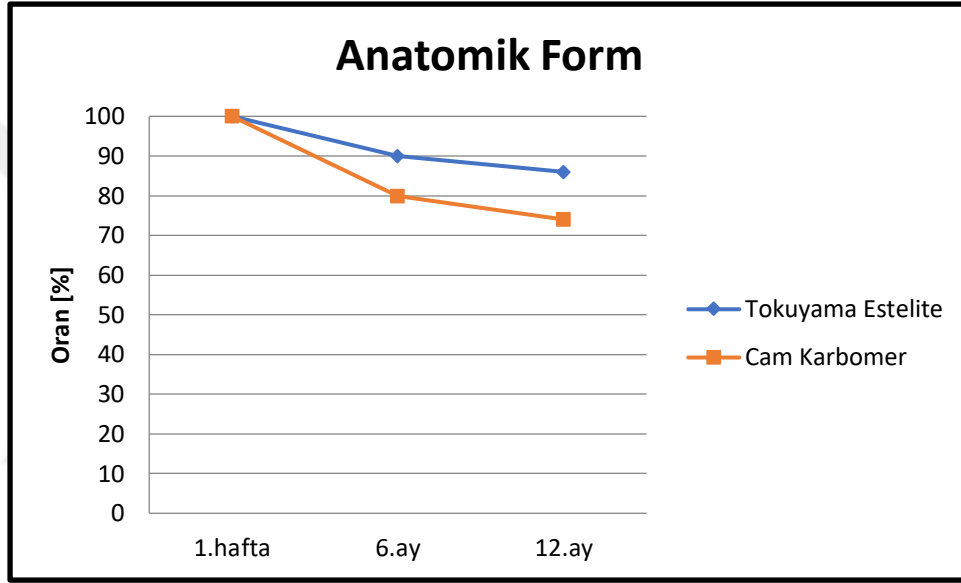
6.ayda Tokuyama Estelite grubunda %90 anatomik form sonucu Alfa, %10 Bravo; Cam Karbomer grubunda %80 anatomik form sonucu Alfa, %16 Bravo, %4 Charlie olup aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı [p>0.05].

12.ayda Tokuyama Estelite grubunun %86'sının anatomik form sonucu alfa, %8'inin bravo, %6'sının Charlie; Cam Karbomer grubunun anatomik form sonucu %74'ünün Alfa, %18'inin Bravo, %8'inin Charlie olup aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı [p>0.05].

Anatomik form açısından farklı sürelerde materyaller kendi içinde değerlendirildiğinde; *Tokuyama Estelite* grubunda 1.hafta anatomik form bravo skoruna göre [%0], 6.ayda [%10] ve 12.ayda [%8] görülen artışlar; istatistiksel olarak anlamlı

bulundu [$p_1:0.025$; $p_2:0.015$; $p<0.05$]. 6.aya göre 12.ayda anatomik form sonuçlarında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmedi [$p>0.05$].

Cam Karbomer grubunda; 1.hafta anatomik form Bravo [%0] ve Charlie [%0] skorlarına göre, 6.ayda [%16]-[%4] ve 12.ayda [%18]-[%8] görülen artışlar istatistiksel olarak anlamlı bulundu [$p_1:0.003$; $p_2:0.001$; $p<0.05$]. 6.aya göre 12.ay anatomik form sonuçlarında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmedi [$p>0.05$].



Şekil 41. Materyallerin anatomik form açısından değerlendirildiği grafik



Şekil 42. 36 nolu dişteki Cam Karbomer dolgu materyali ile yapılan dolgunun anatomik form açısından değerlendirilmesi [1. Hafta].



Şekil 43. 36 nolu dişteki Cam Karbomer dolgu materyali ile yapılan dolgunun anatomik form açısından değerlendirilmesi [6. Ay].



Şekil 44. 36 nolu dişteki Cam Karbomer dolgu materyali ile yapılan restorasyonun anatomik form açısından değerlendirilmesi [12.ay]



Şekil 45. 26 nolu dişteki Tokuyama Estelite materyali ile yapılan restorasyonun anatomik form açısından değerlendirilmesi [1. Hafta]



Şekil 46. 26 nolu dişteki Tokuyama Estelite materyali ile yapılan restorasyonun anatomik form açısından değerlendirilmesi [6. Ay].



Şekil 47. 26 nolu dişteki Tokuyama Estelite materyali ile yapılan restorasyonun anatomik form açısından değerlendirilmesi [12. Ay].

Tablo 11: Restoratif materyal gruplarının kenar uyumu açısından değerlendirilmesi

Kenar Uyumu	Tokuyama Estelite		Cam	Karbomer	p
		n [%]	n [%]	n [%]	
1.hafta	Alfa	50 [%100]	45 [%90]		¹ 0,056
	Bravo	0 [%0]	5 [%10]		
6.ay	Alfa	50 [%100]	42 [%84]		¹ 0,006*
	Bravo	0 [%0]	8 [%16]		
12.ay	Alfa	45 [%90]	35 [%70]		² 0,014*
	Bravo	5 [%10]	10 [%20]		
	Charlie	0 [%0]	5 [%10]		
<i>1.hafta-6.ay</i> ^{3p}		<i>1,000</i>	<i>0,083</i>		
<i>1.hafta-12.ay</i> ^{3p}		<i>0,025*</i>	<i>0,001*</i>		
<i>6.ay-12.ay</i> ^{3p}		<i>0,025*</i>	<i>0,003*</i>		

¹ Fisher Exact test

²Fisher Freeman Halton Test

³Wilcoxon Sign Test

*p<0.05

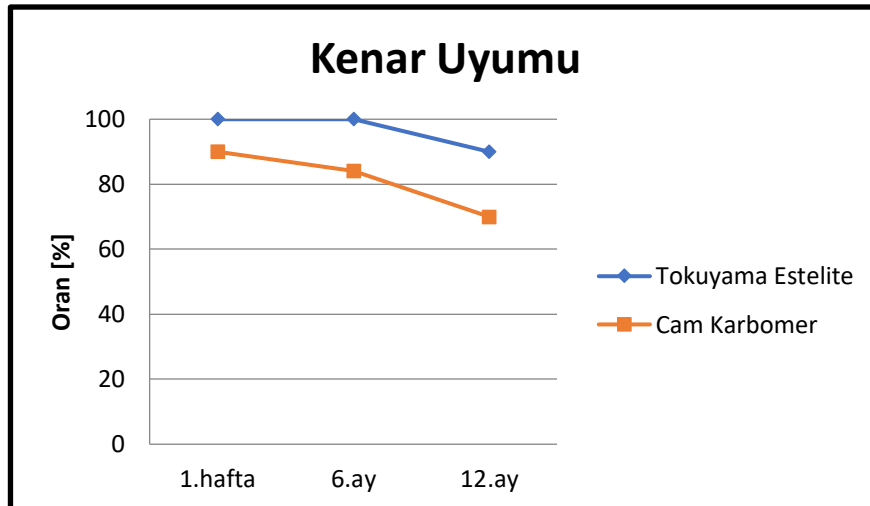
Her iki restoratif materyal grubu kenar uyumu açısından değerlendirildiğinde; 1.haftada Tokuyama Estelite grubunda %100, Cam Karbomer grubunda %90 kenar uyumu sonucu Alfa olup aralarındaki farklılık anlamlılığa yakın olmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı [$p>0.05$].

6.ayda Cam Karbomer grubunda kenar uyumunun Bravo olma oranı [%16], Tokuyama Estelite grubundan [%0] istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulundu [$p:0.006$; $p<0.05$].

12.ay kenar uyumu sonuçları açısından restoratif materyal grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı [$p:0.014$; $p<0.05$]. 12.ayda Tokuyama Estelite grubunda %90 kenar uyumu sonucu Alfa, %10 bravo iken, Cam Karbomer grubunda %70 Alfa, %20 Bravo ve %10 Charlie skoru elde edildi.

Kenar uyumu açısından farklı sürelerde materyaller kendi içinde değerlendirildiklerinde; *Tokuyama Estelite* grubunda; 1.hafta kenar uyumu skorlarına göre 6.ayda anlamlı bir değişim görülmezken [$p>0.05$]; 1.hafta [%0] ile 12. Ay [%10] arasında bravo skoruna göre görülen artış istatistiksel olarak anlamlı bulundu [$p:0.025$; $p<0.05$]. 6.ay [%0] ile 12. Ay arasında [%10] bravo skoruna göre görülen artış istatistiksel olarak anlamlı bulundu [$p:0.025$; $p<0.05$].

Cam Karbomer grubunda; 1.hafta kenar uyumu skorlarına göre 6.ayda anlamlı bir değişim görülmezken [$p>0.05$]; 1.hafta Bravo [%10] skoruna göre, 12.ayda [%16] görülen artış istatistiksel olarak anlamlı bulundu [$p:0.001$; $p<0.05$]. 6.ay Bravo [%16] ve Charlie [%0] skorlarına göre, 12.ayda [%20] ve [%10] görülen artışlar istatistiksel olarak anlamlı bulundu [$p:0.003$; $p<0.05$].



Şekil 48. Materyallerin kenar uyumu açısından değerlendirildiği grafik.



Şekil 49. 15 nolu dişteki Cam Karbomer dolgu materyali ile yapılan restorasyonun kenar uyumu açısından değerlendirilmesi [1. Hafta]



Şekil 50. 15 nolu dişteki Cam Karbomer dolgu materyali ile yapılan restorasyonun kenar uyumu açısından değerlendirilmesi [6. Ay]



Şekil 51. 15 nolu dişteki Cam Karbomer dolgu materyali ile yapılan restorasyonun kenar uyumu açısından değerlendirilmesi [12. Ay]



Şekil 52. 35 nolu dişteki Tokuyama Estelite ile yapılan restorasyonun kenar uyumu açısından değerlendirilmesi [1.hafta]



Şekil 53. 35 nolu dişteki Tokuyama Estelite ile yapılan restorasyonun kenar uyumu açısından değerlendirilmesi [6. Ay]



Şekil 54. 35 nolu dişteki Tokuyama Estelite ile yapılan restorasyonun kenar uyumu açısından değerlendirilmesi [12. Ay]

Tablo 12: Restoratif materyal gruplarının sekonder çürük açısından değerlendirilmesi

Sekonder Çürük	Tokuyama Estelite		Cam Karbomer p	
		n [%]	n [%]	
1.hafta	Alfa	50 [%100]	50 [%100]	-
6.ay	Alfa	50 [%100]	50 [%100]	-
12.ay	Alfa	50 [%100]	50 [%100]	-

1.hafta, 6.ay ve 12.ayda her iki restoratif materyal grubunda da sekonder çürük görülmedi.

Tablo 13: Restoratif materyal gruplarının post operatif hassasiyet açısından değerlendirilmesi

Post Operatif Hassasiyet	Tokuyama Estelite		Cam Karbomer ¹ p	
		n [%]	n [%]	
1.hafta	Alfa	48 [%96]	46 [%92]	0,678
	Bravo	2 [%4]	4 [%8]	
6.ay	Alfa	50 [%100]	48 [%96]	0,495
	Bravo	0 [%0]	2 [%4]	
12.ay	Alfa	50 [%100]	48 [%96]	0,495
	Bravo	0 [%0]	2 [%4]	
<i>1.hafta-6.ay ²p</i>		<i>0,157</i>	<i>0,157</i>	
<i>1.hafta-12.ay ²p</i>		<i>0,157</i>	<i>0,157</i>	
<i>6.ay-12.ay ²p</i>		<i>1,000</i>	<i>1,000</i>	

¹Fisher Exact test

²Wilcoxon Sign Test

Postoperatif hassasiyet açısından değerlendirildiğinde, 1.haftada Tokuyama Estelite grubunda %96, Cam Karbomer grubunda %92 Alfa skoruna sahip olan postoperatif sonucu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı [p>0.05].

6.ayda Tokuyama Estelite grubunun %100'ünün, Cam Karbomer grubunun %96'sının post operatif hassasiyet sonucu Alfa olup aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı [$p>0.05$].

12.ayda Tokuyama Estelite grubunun %100'ünün, Cam Karbomer grubunun %96'sının postoperatif hassasiyet sonucu alfa olup aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı [$p>0.05$].

Postoperatif açısından farklı sürelerde materyaller kendi içinde değerlendirildiğinde; *Tokuyama Estelite grubunda*; 1.haftaya göre 6.ay ve 12.ayda post operatif hassasiyet sonuçlarında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmedi [$p>0.05$]. 6.ay ile 12.ay arasında da post operatif hassasiyet sonuçlarında da istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmedi [$p>0.05$].

Cam Karbomer grubunda; 1.haftaya göre 6.ay ve 12.ay postoperatif hassasiyet sonuçlarında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmedi [$p>0.05$]. 6.aya göre 12.ay postoperatif hassasiyet sonuçlarında da istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmedi [$p>0.05$].

5. TARTIŞMA

Bu çalışmanın amacı güncel bir restoratif materyal olan cam iyonomer esaslı cam karbomer dolgu materyalinin klinik başarısını, başarısı *in vitro* ve *in vivo* olarak kanıtlanmış olan bir posterior kompozit rezin restoratif materyali ile klinik olarak kıyaslamaktır. Literatürde Cam karbomer materyali ile ilgili yapılan *in vivo* çalışma az sayıdadır. Son yıllarda bu yeni materyal ile ilgili oldukça yoğun *in vitro* çalışma yapılmışsa da, erişkin bireylerde daimi restoratif materyal olarak kullanıldığında, başarısını klinik olarak değerlendiren çalışmaların sonuçları henüz belli değildir. Biz bu çalışmada cam karbomer dolgu materyalinin erişkin bireylerde klinik olarak performansını değerlendirdik.

Restoratif materyallerin fiziksel özelliklerinin incelendiği *in vitro* çalışmalar, farklı restoratif materyallerin kullanımı ve güvenilebilirlikleri ile ilgili bilgi vermektedir [115]. Ancak *in vitro* çalışmaların çok sayıda limitasyonları vardır. Yapılan laboratuvar

çalışmalarının çoğunda, materyal değerlendirilirken optimum koşullar sağlansa da ağız ortamını ve hasta davranışlarını bire bir taklit edemezler ve dolayısıyla restorasyonların klinik başarısı hakkında detaylı sonuç veremezler. Klinik takip çalışmaları ise materyalleri ısı ve pH değişimleri, çiğneme kuvvetleri, oklüzal kontak ve ağız sıvılarının mevcudiyeti gibi ağız ortamındaki tüm değişkenleri göz önüne alarak inceleyen ve materyallerin klinik başarıları, kullanım kolaylıkları ve maliyetleri konularında klinisyenleri bilgilendiren çok kıymetli çalışmalardır [115, 116]. Çok sayıda *in vitro* çalışma da, araştırmacılar elde ettikleri sonuçların, klinik takip çalışmaları ile desteklenmesi gerektiğini bildirmişlerdir [117].

Bu çalışmada 36 hastada 54 adet sınıf I ve 46 adet sınıf II Cam karbomer ve kompozit rezin materyali ile toplam 100 adet restorasyon yapılmış ve restorasyonların klinik performansları bir yıl süresince değerlendirilmiştir.

Restoratif materyallerin klinik takibinde en çok kullanılan metot modifiye USPHS kriterleridir [118]. Çalışmada kullanılan restoratif materyallerin klinik başarısı modifiye USPHS kriterleri kullanarak değerlendirildi. Restorasyonların takibi iki farklı kalibre gözlemci tarafından birinci hafta, 6. ay ve 12. ayda olmak üzere yapıldı ve tüm restorasyonlar retansiyon, renk uygunluğu, kavite kenarında renklenme, anatomik form, kenar uyumu, sekonder çürük, postoperatif hassasiyet ve yüzeysel değişiklik kriterleri ile değerlendirildi.

Kompozit rezin materyaller günümüzde arka bölge ve ön bölge dişlerin restorasyonunda en sık tercih edilen restoratif materyallerdir. Kompozit rezinlerin polimerizasyon sırasında büzülme göstermesi ve buna bağlı olarak mikrosızıntı, kenar uyumunun bozulması, kenar kırıkları, postoperatif hassasiyet ve sekonder çürük oluşması gibi dezavantajlara sahip olması, kompozit rezinlere alternatif materyal arayışını sürdürmüştür. Cam iyonomer simanlar flor içermesi, antibakteriyal özelliğe sahip olması, yüksek biyouyumluluk göstermesi ve diş dokularına kimyasal bağlanması gibi olumlu özellikleri göz önünde bulundurulduğunda kompozit rezine alternatif olarak

düşünülecek olsa da zayıf mekanik ve fiziksel özellikleri daimi dolgu materyali olarak kullanımını sınırlamaktadır.

Son yıllarda; cam iyonomerlerin içeriklerinde birtakım değişiklikler yapılarak cam iyonomer ve nanopartikül teknolojisi bir araya getirilmiş ve yeni bir ürün olan Cam karbomer dolgu materyali piyasaya sunulmuştur. Cam karbomerler nanohidroksiapatit ve floroapatit içermesi ile cam iyonomer simanlardan ayrılır. Bu eklenen nano boyuttaki partiküller simana mine benzeri bir yapı kazandırmıştır. Cam karbomer simanların endikasyonları cam iyonomer simanlara göre biraz daha genişletilmiş, cam iyonomer simanlar ve kompozit rezinler ile benzer şekilde belirlenmiştir. Süt dişlerinde dolgu materyali, pit ve fissür örtücü olarak kullanılmasının yanında daimi dişlerde de sınıf I ve sınıf II kavitelelerin restorasyonunda kullanılabileceği belirtilmiştir [119-121]. Bu çalışmada, cam karbomer simanın daimi dişlerde kullanım alanının olması göz önünde bulundurularak, kompozit rezinlere alternatif olabileceği düşünülmüş ve klinik olarak performansı, bir kompozit rezin materyali ile karşılaştırılmıştır.

Bu çalışmada kullanılan cam karbomer simanın posterior bölgedeki daimi dişlerin sınıf I ve II kavitelelerinin restorasyonunda kullanılabileceği üretici firma tarafından belirtilmiştir. GCİS'lara göre daha iyi mekanik özelliklere sahip olduğu belirtilen, hem cam iyonomer hem de kompozit rezin dolguların endikasyonlarına sahip olduğu ileri sürülen cam karbomer simanın bir diğer özelliği Vita skalasına göre A1, A2, A3, A3.5, C2, C3 ve DG renk seçeneklerine sahip olmasıdır. Bu özelliği sayesinde kompozit rezinlere karşı alternatif olarak düşünülebilir [48]. Bu çalışmada kullanılan her iki dolgu materyali A 2 renginde seçilmiştir.

Cam karbomer dolgu materyali yeni geliştirildiğinden dolayı bu materyalle ilgili sınırlı sayıda çalışma mevcuttur ve bu çalışmaların çoğu *in vitro* [93, 119, 121-123] çalışmalardır. Cam karbomer dolgu materyalinin özellikle erişkin bireylerde, daimi dolgu materyali olarak kullanıldığı ve klinik takibinin yapıldığı çalışma olmaması [124] ve laboratuvar çalışmalarının yukarıda bahsedildiği gibi klinik çalışmalar ile mutlaka desteklenmesi gerektiği için bu çalışmanın *in vivo* yürütülmesine karar verilmiştir.

Kompozit rezin restorasyonların klinik uygulama aşamasında, nem kontrolü büyük önem taşımaktadır. Restorasyonun yapım aşamasında tükürük ve ağız içi sıvılarından korumak amacıyla yaygın olarak iki farklı yöntemden yararlanılır. Bunlardan birinci pamuk rulo ve tükürük emiciler ile izole edilmesi diğeri ise rubber-dam uygulamasıdır. Pamuk rulo ve tükürük emici ile izolasyon sağlamak bazı araştırmacılar tarafından yeterli görülse de [125-127], tersini savunan bazı araştırmacılar yaptıkları klinik takip çalışmalarında optimal nem kontrolünün sağlanması için rubber-dam uygulamasını tercih etmişlerdir [128-130]. Cam karbomer dolgu materyalinin kaviteye yerleştirilmesi esnasında yüzeye herhangi bir işlem yapılmaması ve kuru bir yüzeye uygulanması üretici firma tarafından önerilir. Bu çalışmada kullanılan her iki restoratif materyalin uygulanması sırasında nem kontrolünü sağlamak için hem de eşit standardizasyonu sağlamak amacıyla rubber-dam izolasyonu tercih edilmiştir.

Kavite tipleri restoratif materyallerin klinik performansını belirlemede önemli bir faktördür. Kompozitin ve amalgamın beraber kullanılarak yapılan restorasyonların klinik performanslarının değerlendirildiği bir çalışmada restorasyonların 5 yıllık klinik takibi sonucunda Sınıf II restorasyonların %80'i, Sınıf I restorasyonların ise %55'i [restorasyontipi] ağızda kalma başarı oranı göstermiştir [131]. Rodolpho ve ark.'nın yaptığı 17 yıllık klinik takip sonucunda ise Sınıf I restorasyonların ağızda kalma süresi %55, sınıf II restorasyonların ağızda kalma süresi %20.2 olarak bulunmuştur [128]. Manhart ve ark.'nın yaptıkları çalışma sonunda ise en fazla başarısızlık sınıf II kavite tipinde görülmüştür [132].

Bu çalışmada minimal invaziv kavite preparasyonu kullanılarak 44 adet Sınıf I, 56 adet Sınıf II kavite hazırlanmıştır.

LED [Light Emmiting Diodes] ışık cihazları [$\geq 1000 \text{mW/cm}^2$] diş hekimliğinde; kompozit rezinler, RMCİS'lar, PMKR'ler ile pit ve fissür sealantlar gibi ışığa duyarlı restoratif materyallerin polimerizasyonunda yaygın olarak kullanılırlar [133, 134]. Bu çalışmada kullanılan kompozit rezin materyali [Tokuyama Estelite posterior A2] LED

ışık cihazıyla üretici firma talimatlarına göre 10 sn süreyle polimerize edildi. Cam karbomer simanların klinik uygulamasını geleneksel cam iyonomer simanlardan ayıran en önemli özelliği ısı uygulamasıdır [56]. Cam karbomer simanlarda sertleşme reaksiyonu sırasında ışık cihazının uygulanmasının amacı materyalin fotokimyasal reaksiyonu ile ilgili olmayıp, ısı etkisiyle materyalin asit-baz reaksiyonunu hızlandırıp fiziksel özelliklerini geliştirmektir [135]. Materyale ısı uygulamasının, cam karbomer materyalinin kendine özel ışık cihazıyla [$\geq 1400 \text{ mW/cm}^2$] yapılmasının, materyalin başarısını etkileyeceği belirtilmiştir [56]. Yapılan bir çalışmada, farklı polimerizasyon cihazları ile cam karbomer örneklerinin alt ve üst yüzeylerinin mikrosertlik değerleri ölçülmüş ve kullanılan ışık cihazları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır [136]. Üretici firma talimatlarında ise 60-90 sn süre ile ısı uygulandığında en iyi klinik başarının elde edildiği belirtildiği için bu çalışmada ısı uygulama süresi 60 sn olarak belirlendi. Araştırmacılar yaptıkları bir çalışmada 60 sn ışık uygulamasının 24 saat sonra materyalin yüzey sertliğini geliştirdiğini belirtmişlerdir [36]. Yapılan bir çalışmada, Cam karbomer örneklerine ısı uygulanarak ve uygulanmadan materyalin mekanik davranışlarındaki değişiklikler araştırılmış ve ısı miktarının artırılmasının simanın sertliğinin artmasında direkt etkisinin olduğu belirtilmiştir [137].

Yüksek derecelerde ısı uygulanmasının, Cam karbomer materyalinin çalışma ve sertleşme zamanını kısalttığını bildiren çalışmalar olmasına rağmen [36, 56, 138] Carboled kullanırken oluşan ekzotermik reaksiyon sonucunda ortaya çıkan ısı miktarının pulpa dokusuna zarar verme olasılığı vardır. Kahvecioğlu ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, pulpa içi en yüksek ısı artışı, sertleşme süresince Carboled kullanılmış cam karbomer grubunda tespit edilmiştir [92]. Çalışmanın sonucunda da [92] cam karbomer simanın 60 sn süresince $60 \text{ }^\circ\text{C}$ ısı açığa çıkaran ışık cihazı ile sertleştirilmesi sırasında, pulpada oluşturduğu ısı artışının pulpada patolojik değişiklik meydana getirecek kritik değeri aşmadığını bildirmişlerdir. Bu gruplarda ısı artışının fazla olmasının sebebi Carboled ışık cihazının diğer ışık cihazlarına göre daha yüksek ışık çıkış gücüne sahip olmasına bağlanabilir. Yapılan başka bir çalışmada yine cam karbomer simanın Carboled uygulaması sonucu en yüksek pulpa içi ısı artışı gösterdiği bulunmuş ve elde edilen değer $[5.21 \pm 0.42 \text{ }^\circ\text{C}]$ Zach ve Cohen tarafından pulpa için kritik değer olarak

belirlenen 5.6 C° derecenin altında olduğu görülmüştür [139]. Pulpa içi ısı artışının kritik eşik değerinin altında olması sebebiyle bu çalışmada Carboled ışık cihazı tercih edilmiştir.

Cam karbomerin mekanik özelliklerinin iki tane geleneksel cam iyonomer siman ile karşılaştırıldığı bir *in vitro* çalışmada en yüksek bükülme dayanımı değeri cam karbomer simanda saptanmıştır [135]. Bu durumun, cam karbomer simanın geleneksel cam iyonomer simanlardan farklı olarak nanopartikül içermesi ve yüksek doldurucu yüzeye sahip olmasından kaynaklandığı bildirilmiştir [135]. Ancak bu *in vivo* çalışmada cam karbomer simanın çiğneme kuvvetlerine maruz kalması sonucu 12. Ayda %8 oranında Charlie skoru nedeniyle restorasyon değişimi gerçekleşmiştir.

Cam karbomerin erişkin bireylerde dolgu materyali olarak kullanıldığı restorasyonların takibinin yapıldığı klinik çalışmalara literatürde rastlanmazken, Gorseta ve ark. tarafından yapılan daimi dişlerde fissür örtücü olarak kullanıldığı ve rezin esaslı başka bir fissür örtücü materyali ile 1 yıllık klinik takibinin karşılaştırıldığı çalışmalar mevcuttur [120]. Gorseta ve ark.'nın yaptığı çalışmanın sonucunda, cam karbomer ve rezin esaslı fissür örtücü materyali retansiyon açısından değerlendirildiğinde, 6. ayda her iki materyalde de %100 başarı gözlenirken, 12. ayda bu oran %75'e düşmüştür fakat yukarıda bahsedilen iki materyal arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Zhang W ve ark.'larının yüksek viskoziteli cam iyonomer siman, cam karbomer siman [fissür örtücü] ve rezin esaslı fissür örtücü kullandığı 4 yıllık klinik takip çalışmasında, cam karbomerin olduğu grup retansiyon açısından diğer materyallere göre daha başarısız bulunmuştur [140].

Xuan hu ve ark.'larının cam karbomer fissür örtücü, rezin esaslı fissür örtücü ve cam iyonomer fissür örtücü kullandığı 2 ve 3 yıllık klinik takip çalışmasında pit ve fisürlerde kalma oranı açısından materyaller arasında anlamlı bir fark görülmemiştir [141].

Chen ve ark.'nın cam iyonomer bazlı, cam karbomer bazlı ve rezin bazlı fissür örtücülerin çürük önleyici etkilerini 6 ay, 1 yıl ve 2 yıllık süre ile takip ettikleri çalışmada iki yılın sonunda en düşük retansiyon cam karbomer simanda saptanmıştır [123].

Gorseta ve ark; cam iyonomer bazlı bir fissür örtücü ile cam karbomer bir fissür örtücünün retansiyon oranlarını değerlendirdikleri çalışmada, materyaller arasında retansiyon açısından bir fark olmadığını belirtmişlerdir [120].

Olegario ve ark., atravmatik restorasyon tekniği kullanarak, cam karbomer, yüksek viskoziteli cam iyonomer ve kompomer materyalinin 3 yıllık klinik takibini yaptıkları çalışmanın sonucunda cam karbomer materyalinin başarısını anlamlı olarak kompomer ve yüksek viskoziteli cam iyonomer simana göre daha düşük bulmuşlardır [142].

Bu çalışmada Tokuyama Estelite posterior kompozit rezin materyali ile yapılan restorasyonlarda ve Cam karbomer ile yapılan restorasyonlar kıyaslandığında retansiyon açısından başarı oranı ilk hafta için %100 olarak belirlendi. 6. ayın sonunda ise bu oran Tokuyama Estelite posterior için %100 olurken, Cam karbomer için %96 olarak gözlemlendi ve aralarında anlamlı bir fark bulunmadı. 12. ayın sonunda da, Tokuyama Estelite posterior grubunda başarı oranı %100 olarak korunurken, cam karbomer grubunda bu oran %92 olarak gözlemlendi ve aralarında anlamlı bir fark bulunmadı. Materyalleri kendi içlerinde takip periyodlarına göre kıyasladığımızda ise; Tokuyama Estelite posterior grubunun 1.hafta, 6. ay ve 12. ay takiplerinde anlamlı bir fark bulunmadı. Cam karbomer grubunda ise; 1. hafta ve 6. Ay arasında bir fark gözlemlenmezken, 1. hafta ay ve 12. ay arasında Charlie skorunda görülen artış istatistiksel olarak anlamlı bulundu [p:0.046; p<0.05]. Bu sonuç Olegario ve ark. yaptıkları çalışmanın bulgularıyla benzerlik gösterdi [142].

Cam iyonomer simanın sertleşmesinin başlangıç safhasında nem kontaminasyonu ve dehidratasyona maruz kalması simanın fiziksel özelliklerini olumsuz yönde etkiler

[143, 144]. Gemalmaz ve arkadaşları, erken dönemdeki nem kontaminasyonunun cam iyonomer restorasyonların mekanik dayanıklılığını düşürdüğünü ve erozyon ve abrazyona bağlı aşınma riskini arttırdığını bildirmişlerdir [145]. Bu dezavantajları ortadan kaldırmak için yüzey örtücü uygulanması önerilmektedir [146].

Hotta ve arkadaşları, yaptıkları çalışmada ışıkla sertleşen yüzey örtücü uygulamasının sertleşme sırasında restorasyon materyalinin su ile temasını engellediğini bildirmişlerdir [147]. Rezin içerikli yüzey örtücülerin su emilimini azaltmasının yanı sıra polimerizasyon büzülmesinin hızını da yavaşlattığı bildirilmiştir [148]. Işıklı sertleşen yüzey örtücülerin cam iyonomer simanlar için önemi Amerikan Diş Hekimleri Birliği [ADA] tarafından belirtilmiştir. Ancak Pacifici ve ark.'larının yaptığı bir çalışmada rezin içerikli yüzey örtücülerin, cam iyonomer simanların mikrosertliğini azalttığını ve yüzey pürüzlülüğü açısından da bir fark yaratmadığı bildirilmiştir [149]. Aynı çalışmada nanodoldurucu yüzey örtücü uygulanan yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların makaslama ve basma dayanımının arttığı ifade edilmiştir [149]. Ayrıca nanodoldurucu yüzey örtücülerin ağız içi okluzal kuvvetlere ve kişinin alışkanlıklarına bağlı olarak ortalama altı ay süre ile restorasyonun üzerinde kaldığı bildirilmiştir [149]. Öte yandan Türkün ve arkadaşları yaptıkları klinik çalışmanın sonucunda, nanodoldurucu yüzey örtücü uygulamasının, YVCİS'lerin klinik başarısına etkisinin olmadığını bildirmişlerdir [150]. Bu çalışmada cam karbomer materyalinin yüzeyine uygulanan yüzey örtücü silikon esastır. Yüzeysel değişiklik açısından değerlendirdiğimizde, Cam karbomer materyalinin 1. haftada gözlenen Bravo skoru ile 6. Ay [%14] ve 12. [%14] ayda görülen Bravo skoru arasındaki artış istatistiksel olarak anlamlı bulundu [Şekil 33,34,35]. Türkün ve ark.'larının bulgularıyla uyumlu olarak bu çalışmada silikon bazlı yüzey örtücü uygulamasının cam karbomer materyalinin klinik başarısına olumlu bir etkisinin olmadığı gözlemlendi.

Çehreli ve ark.'ları yaptıkları bir *in vitro* çalışmada sınıf I kavileri restore etmek için cam karbomer, geleneksel CİS ve kompomer kullanmışlar ve geleneksel CİS ile Cam karbomer grubuna yüzey örtücü uyguladıktan sonra mikrosızıntı açısından değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda en fazla mikrosızıntı değerini cam karbomer siman ile restore edilen grupta bulmuşlardır [119]. Bu bulgular ışığında Cam

karbomer yüzeyine uygulanan silikon bazlı yüzey örtücünün materyalin klinik başarısında bir etkisinin olmadığı söylenebilir.

Yüzeydeki değişikliklere bağlı olarak restorasyonlarda plak birikimi, renk değişikliği, dişeti problemleri ve çürükler oluşabilmektedir [151-153]. Materyallerin yüzey pürüzlülüğünün az olması, mikroorganizmaların diş ve materyal yüzeylerine tutunmalarını zorlaştırmaktadır. Bu nedenle materyallerin yüzey değişikliğinin zamanla en az değişiklik göstermesi önemlidir.

Cam iyonomer bazlı cam karbomer simanların da uygulama prosedürlerinde yüzeyi nemden ve tükürükten korumak amacıyla silikon bazlı yüzey örtücüsü kullanılması önerilmektedir [86]. Zoergiebl J ve arkadaşları yaptıkları *in vitro* çalışmada, yüzey örtücü uygulamasının cam karbomer simanların mekanik özelliklerini etkilemediğini bildirmişlerdir [154]. Öte yandan Menne-Happ U ve ark.'larının yaptıkları *in vitro* çalışmada cam karbomere yüzey örtücüsü uygulamasının, materyalin yüzeyini dehidratasyondan koruduğunu, bitirme ve cila işlemlerinin daha kolay yapılmasını sağladığını bildirmişlerdir [86]. Ulrike ve ark.'larının yüzey örtücü kullanılan ve kullanılmayan grupları karşılaştırdıkları çalışmada, görsel açıdan cam karbomer örnekler incelendiğinde, yüzey örtücü kullanılmayan grupta yüzeysel çatlakların oluştuğunu [137] ve bunun nedeninin de yüzey örtücü kullanılmamasından dolayı oluşan dehidratasyondan kaynaklandığını bildirmişlerdir [137]. Bu çalışmada silikon bazlı yüzey örtücüsü hem materyalin kondenzasyonunu kolaylaştırmak hem de dehidratasyondan korumak amacıyla uyguladık. Sonrasında da 60 sn ısı uygulamasını gerçekleştirdik. Daha sonra her iki materyali kullanarak yaptığımız restorasyonları yüzeysel değişiklik kriterine göre değerlendirdiğimizde, 1. hafta, 6. ay ve 12. ay sürelerinde materyaller arasında anlamlı bir fark görülmedi. Bunun nedeni cam karbomer materyalinin yüzeyine silikon bazlı yüzey örtücü kullanılmasına bağlı olabilir. Bir nano-hibrid kompozit rezin olan Tokuyama Estelite posterior küresel tipte partiküllerinin olması nedeniyle daha iyi cilalanabilmektedir. Cam karbomer ile arasında yüzeysel değişiklik açısından istatistiksel olarak fark olmaması cilalanabilirliğinin iyi olmasından dolayı olabilir.

Nanoboyuttaki partiküllerin teknolojik yöntemlerle diğer partiküllerle birleştirilmesi sonucu nanohibrid kompozitler meydana getirilmiştir [155]. Nanohibrid kompozitlerin piyasaya sürülmesindeki amaç; hem anterior hem posterior bölgelerde kullanılabilmesini sağlamak için hibrit kompozitlerin mekanik özellikleriyle mikrofil kompozitlerin iyi cilalanabilirlik özelliğini bir araya getirmektir [113]. Tokuyama Estelite ile restore edilen dişlerde yüzeysel değişiklik açısından 1. hafta ile 6. [%10] ve 12. [%16] aylar arasında Bravo skoruna göre anlamlı bir fark görülmesine rağmen [$p_1:0,025$, $p_2:0,005$, $p<0,05$] 6. ay ile 12. ay arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bravo skorunun klinik düzeyde kabul edilebilir bir kriter olduğundan restorasyonların değişimine gerek görülmemiştir.

Mikrosızıntı restorasyonların başarısızlığında en önemli faktörlerden biridir. Mikrosızıntı kabaca; diş dokusu ile restorasyon arasındaki mikro aralıktan ağız içi sıvıların, bakteri, molekül ve iyonların penetre olmasıdır. Mikrosızıntının nedenleri arasında kullanılan dolgu materyali ile diş dokuları arasındaki termal genleşme kat sayısı farklılığı, mine ve dentin arasındaki termal genleşme katsayısı farklılığı, kullanılan materyalin polimerizasyon büzülmesi, zaman içerisinde dolgunun aşınması ve iatrojenik faktörler sayılabilir [156, 157]. Kompozit rezin materyallerin polimerizasyon büzülmesi göstermesi hala en büyük dezavantajlarından biridir. Polimerizasyon büzülmesini elimine edebilmek için araştırmacılar diş dokularına kimyasal adezyon gösteren, diş dokusuyla uyumlu genleşme katsayısına sahip olan materyal arayışına geçmişlerdir. Cam iyonomer simanlar bu durum için alternatif olsa da okluzal yüke maruz kalan arka bölgelerde dayanıklı olmamaları sebebiyle kullanımları kısıtlıdır. Cam karbomer simanlar bu durumun üstesinden gelebilmek için nanohidroksiapatit ve nanofloroapatit eklenerek üretilmiş alternatif materyallerdir.

Tokuyama Estelite posterior grubu ile Cam karbomer grubu 1. hafta sonunda kenar uyumu açısından değerlendirildiğinde aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. 6. Ayda ise Tokuyama ile Cam Karbomer grubu arasında kenar uyumu sadece bravo skoru açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur

[0:0.006 p<0.05]. Öte yandan 12. ay sonunda ise Cam Karbomer siman Tokuyama Estelite grubuna göre kenar uyumu açısından %70 alfa, %20 bravo ve %10 charlie skoruna sahip olması sebebiyle istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermiştir [p:0.014 p<0.05]. Kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesi göstermesine karşın, cam karbomer materyalinde polimerizasyon büzülmesi olmamasına rağmen kenar uyumu açısından belirgin oranda düşük değerler bulunmasının nedeni cam karbomer simanın okluzal kuvvetler karşısında posterior kompozit rezine göre [ağırlıkça %84 doldurucu, hacimce %70 doldurucu] daha dirençsiz olmasından kaynaklanmış olabilir. Bu sonuç Glavino ve ark.'larının cam karbomer fissür örtücü kullanarak yaptıkları 6 aylık klinik takip çalışmasının bulgularıyla uyumludur [158].

Tokuyama Estelite grubu kenar uyumu açısından kendi içinde karşılaştırıldığında; 1. hafta ile 6. ayda anlamlı bir fark görülmezken; 1. hafta ile 12. ay arasında ve 6. ay ile 12. ay arasında Bravo skoru açısından anlamlı bir fark gözlemlenmiştir ve Bravo skoru artmıştır [p:0.025; p<0.05]. Klinik anlamda Bravo skoru kabul edilebilir bir değer olduğundan restorasyon yenilenmesine gerek görülmemiştir. Bu sonuç Tokuyama Estelite'in her ne kadar nano-hibrid bir kompozit olsa da polimerizasyon büzülmesinden kaynaklanıyor olabilir.

Restorasyonların başarısının değerlendirildiği kriterlerden biri de sekonder çürük oluşumudur. Sekonder çürük görülme oranı takip süresiyle doğru orantılıdır [159]. Saleh N. ve ark.'ları yaptıkları *in vivo* bir çalışmada sekonder çürük oluşumunun materyale bağlı olabileceği gibi, hastanın ağız hijyenine ve çürük yatkınlığına da bağlı olabileceğini söylemişlerdir [160]. Glavina ve ark., cam karbomer ve rezin esaslı fissür örtücünün klinik performanslarını değerlendirdikleri bir çalışmada 6 ay sonunda, her iki grupta %100 retansiyon ve sekonder çürük meydana gelmediğini gözlemlemişlerdir [158].

Bazı araştırmacılar restorasyonların klinik başarısını belirlemek için 4-6 yıllık takip süresinin gerekliliğinden bahsetmektedirler [161]. Bu çalışmada restoratif

materyaller sekonder çürük oluşumu açısından değerlendirildiklerinde aralarında anlamlı bir fark gözlenmemesinin sebebi klinik takip süresinin 12 ay ile sınırlı olması olabilir.

Cam iyonomer simanların antikaryojenik etkisinin yapılarında bulunan florür iyonundan kaynaklandığı bilinmektedir [162]. Ayrıca silikat ve florür, diş dokularının remineralizasyonunu etkileyen güçlü indikatörler arasında yer almaktadır [163]. Cam karbomer simanın da içeriğinde silikat ve florürün bulunması sekonder çürük oluşumunu engelleyici faktörlerden biri olabilir.

Geçmişte estetik restoratif materyal olarak silikat simanlar ilk kullanılan materyallerdir. Silikat simanlar ve sonrasında cam iyonomer simanlarla yapılan restorasyonlarda estetik beklentinin karşılanamaması ve zayıf yapısal özellikleri araştırmacıları hem estetik hem mekanik özellikleri yüksek materyal arayışına yönlendirmiş ve kompozit rezinler dişhekimliğine kazandırılmıştır. Cam iyonomer simanların zayıf mekanik özellikleri ile beraber renk uyumunun ve seçeneğinin az olması da kullanımını kısıtlayıcı faktörler arasında sayılabilir. Cam iyonomer simanların yüksek su emilimi göstermeleri, cilalanabilmelerindeki güçlükler renk stabilitelelerini korumalarını zorlaştırmaktadır [164-166].

Nanohibrid kompozitlerin tercih edilmesindeki en önemli avantajlarından biri de hibrid kompozitler gibi güçlü mekanik özelliklere ek olarak mikrofil kompozitler gibi iyi cilalanabilme özelliğine de sahip olmasıdır [167]. Kompozit restorasyonların bitirme ve cilalama aşamaları ile pürüzlü yüzeyler giderilmekte ve pürüzlü yüzeylere bağlı oluşabilecek plak birikimi, sekonder çürük oluşumu ve renklenme ortadan kaldırılabilmektedir [168, 169]. Kompozit rezinlerin bitirme ve cila işlemlerinde kullanılan aletler, karbid frezler, elmas aşındırıcılar, aşındırıcı lastikler, arkansas taşları, diskler ve cila patlarıdır [169]. Çalışmamızda her iki restoratif materyalin bitirme ve cila işlemleri için düşük elmas grenli sarı bantlı elmas labut frezler [G&Z Instruments, Avusturya] ve elmas içerikli lastik cila frezleri [Twist Dia, Kuraray, Japonya] kullanılmıştır.

Bu çalışmadaki restoratif materyallerin renk uyumluluğunu değerlendirmek amacıyla geleneksel ve en yaygın kullanılan yöntem olan diş renginin gözle belirlenmesinden yararlanıldı [170]. Kullanılan her iki materyal renk uyumluluğu açısından birbiriyle kıyaslandığında, her iki restoratif materyal için 1. Hafta, 6. ay ve 12. ay sonunda renk uyumluluğu açısından aralarında anlamlı bir fark gözlenmedi.

Tokuyama Estelite grubunda 1. Hafta ile 6. ay ve 12. Ay, 6. ay ile 12. ay arasında renk uyumluluğu açısından anlamlı bir fark görülmedi [$p>0.05$]. Genel olarak Tokuyama Estelite grubu ile restore edilen dişlerin renk uyumluluğu değerlendirildiğinde 12 ay sonunda sadece 2 restorasyonda bravo skoru elde edildi. Başarı oranının bu denli yüksek olmasının [%96alfa, %4 bravo] nedeni, nanohibrid kompozitlerin cilalanabilirliğinin yüksek olmasından dolayı olabilir.

Renk uyumluluğu açısından cam karbomer grubunu değerlendirdiğimizde ise, 1. hafta bravo skoruna göre, 6. ay ve 12. ay bulguları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu [$p:0.025$; $p:0.014$; $p<0.05$]. 6. ay ve 12. ay renk uyumluluğu sonuçlarında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmedi [$p>0.05$]. Cam karbomer ile yapılan restorasyonlar ilk yapıldıklarında beyaz opak bir renkte olmalarına rağmen 6. ay ve 12. ayda diş rengiyle daha uyumlu bir renk gözlenmesi materyalin tükürük ile teması sonucunda iyon alışverişi yapmasından dolayı olabilir. Nitekim üretici firma da cam karbomer simanın renginin restorasyonun yapılmasını takiben incelendiğinde cam iyonomer simanlara benzeyen beyaz rengin diş rengi ile uyumlu bir renk aldığını iddia etmektedir.

Kavite kenarının renklenmesi, restorasyonun kaviteye adaptasyonunun iyi olmaması, hastanın ağız hijyeninin kötü olması ve beslenme alışkanlıklarına bağlı olarak gelişebilir. C-faktörünün yüksek olduğu kavitelere polimerizasyon büzülmesine bağlı olarak meydana gelen kavite kenarı ile restorasyon arasındaki açıklık nedeniyle kenar renklenmesine daha sık rastlanır [20].

Bu çalışmada C-faktörü yüksek olan sınıf I kavitelere kenar renklenmesi açısından her iki dolgu materyali ile restore edilen dişlerde, 1. hafta ve 6. ayda aralarında anlamlı bir farklılık gözlenmedi [$p>0.05$]. Bunun nedeni Tokuyama Estelite kompozitin nanohibrid yapıda olması ve buna bağlı polimerizasyon büzülmesinin daha az olması olabilir. 12. ayda ise kavite kenarında renklenme sonuçları açısından her iki restoratif materyal grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlendi [$p:0.000$; $p<0.05$]. 12. ayda Tokuyama Estelite grubunun %100'ünde kavite kenarında renklenme sonuçları alfa iken, Cam Karbomer grubunun %74'ünde alfa, %12'sinde Bravo ve %14'ünde Charlie skoru elde edildi. İlk 6 ayda materyaller arasında fark olmamasının nedeni Tokuyama Estelite'in nanohibrid yapıda olması, Cam Karbomerin ise dolgu materyali de kimyasal olarak sertleştiğinden dolayı polimerizasyon büzülmesi göstermemesi olabilir. 12. ayda ise cam karbomer grubunda kavite kenar renklenmesi sonuçlarında Tokuyama'da %100 Alfa skoru elde edilirken, Cam karbomerde %14 oranında Charlie skorunun gözlenmesi ve restorasyon yenilemeye gidilmesi cam karbomerin çiğneme kuvvetlerine karşı Tokuyama'ya göre daha dayanıksız olmasından dolayı olabilir. Bu sonuçlar 1 yıllık klinik takip sonucunda elde edilmiş olsa da her iki materyalin kavite kenar renklenmesinin sonuçlarının güvenilirliği için daha uzun süreli klinik takibine ihtiyaç vardır.

Anatomik form, restorasyon ile diş arasındaki geçişin, restorasyonun sürekliliğinin ve orijinal diş formu ile idealliğinin değerlendirildiği bir kriterdir. Sond ile muayene sırasında herhangi bir takılma ve restorasyonun formunda görülen hafif bir düzensizlik klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde değerlendirilebilir. Restorasyonda kayıp yaşanması ve dişin ekspozite olması anatomik form değerlendirmesinde başarısızlık olarak nitelendirilir. Restorasyonun taşkın yapılması, diş dokusuna bağlanmada yaşanan problemler ve restorasyonun aşınması anatomik formdaki başarısızlık sebeplerinden sayılabilir.

Bu çalışmada yapılan restorasyonlar anatomik form açısından değerlendirildiğinde, her ne kadar cam karbomer grubunda 12. Ayda %8 oranında Charlie skoru görülse de restoratif materyaller arasında 1. hafta, 6. ay ve 12. ayda

anlamli bir fark bulunmadı [$p>0.05$]. Charlie skoru görülen cam karbomer ile restore edilen dişler tekrar restore edildi.

Tokuyama Estelite grubunda, 1. hafta ile 6. ve 12. aylar arasında bravo skoru açısından anlamlı bir fark görülürken [$p_1:0.025$; $p<0.05$; $p_2:0.015$; $p<0.05$], 6. ay ve 12. ay arasında anlamlı bir fark görülmedi [$p>0.05$]. Bravo skoru klinik olarak kabul edilebilir bir sonuç olduğundan restorasyonun yenilenmesine gerek görülmedi.

Cam karbomerin kondenzasyonu ve şekillendirilmesi, yüzey örtücüsünün restorasyona parmak basıncıyla uygulanmasının ardından spatül yardımıyla yüzeyin işlenmesi ile olur. Cam karbomer simanın kompozite göre daha akışkan kıvamda olması doğal bir anatomik form oluşturmayı zorlaştırmaktadır. Buna karşın, bu çalışmada kompozit rezin ile karşılaştırdığımızda anlamlı bir fark görülmemiştir. Subramaniam ve ark.'ları cam karbomer fissür örtücü kullanarak klinik takip yaptıkları çalışmada, cam karbomerlerin nanopartikül içeriği sayesinde basma gerilimi ve aşınmaya karşı direncinin arttığını bildirmişlerdir [171]. Subramaniam ve ark.'larının bulgularından farklı olarak bu çalışmada, Cam Karbomer materyalinde %8 oranında anatomik form açısından Charlie skoru görülmesi, materyalin çiğneme kuvvetlerine kompozit rezinler kadar dayanıklı olmadığını gösterdi.

Restorasyonların tamamlanmasını takiben spontan veya uyarana karşı gelişen kısa süreli ağrı hissi olarak tanımlanan postoperatif hassasiyet, klinik çalışmaların değerlendirilmesinde de önemli bir kriterdir [172, 173]. Ağrı eşiğinin kişiden kişiye farklılık göstermesi, uygulayan hekimin hassasiyeti ve uygulama prosedüründeki farklılıklar, hassasiyet kriterinin değerlendirilmesini zorlaştırmaktadır [174].

Van Dijken JW ve ark.'larının, nanohibrid ve konvansiyonel hibrid kompozit ile restore ettikleri Sınıf II restorasyonların klinik takibinde postoperatif hassasiyet oranını %5 olarak belirlemişlerdir. Araştırmacılar oluşan bu hassasiyetin geçici olduğunu bildirmişlerdir [175].

Türkün ve Uzer yaptıkları klinik çalışmada, sınıf V kavitelere uyguladıkları kompozit ve nanofil kompozit rezinleri değerlendirirken, önceden hassasiyet belirledikleri 55 dişte restorasyon sonrası hassasiyetin kaybolduğunu, bir yıl sonunda da hiçbir dişte postoperatif hassasiyet gözlenmediğini bildirmişlerdir [176].

Bu çalışmada kullanılan restoratif materyaller arasında postoperatif hassasiyet açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmedi [$p>0.05$]. Restorasyonlar kendi içerisinde değerlendirildiğinde 1. hafta, 6. ay ve 12. ay sonunda postoperatif hassasiyet sonuçlarında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim gözlemlenmedi [$p>0.05$]. Bunun nedeni Tokuyama Estelite grubu için, diş dokusuyla bağlanmayı sağlamak amacıyla kullanılan universal adezivin selektif asitleme prosedürüne göre uygulanması olabilir. Cam karbomerin uygulama aşamalarında da asit olmaması ve materyalin dişe tutunması için ilave bir bonding ajanı uygulanmasına gerek olmaması, hassasiyet probleminin önlenmiş olmasına katkıda bulunmuş olabilir. Geleneksel cam iyonomer simanlarda olduğu gibi Cam karbomerin likitinin de poliakrilik asit olmasından dolayı pulpa tarafından iyi tolere edilmiş olabilir. Poliakrilik asit zayıf asittir ve büyük molekülü olduğu için dentin kanallarından penetre olamaz ve buna bağlı olarak postoperatif hassasiyet önlenmiş olabilir.

6. SONUÇLAR

1 yıllık klinik takibi yapılan çalışmanın sonuçları aşağıdaki gibidir;

1. Bu çalışmada kullanılan restoratif materyallerin her ikisi de, modifiye USPHS kriterlerine göre değerlendirildi ve retansiyon, yüzeysel değişiklik, renk uyumluluğu, kavite kenarındaki renklenme, anatomik form, kenar uyumu,

sekonder çürük ve postoperatif hassasiyet kriterleri açısından incelendi. Materyaller farklı içerik yapısına sahip olmaları ve farklı klinik prosedürler ile uygulanmalarına rağmen, 1 yıllık klinik takip süresi sonunda, retansiyon, yüzeysel değişiklik, renk uyumluluğu, anatomik form, sekonder çürük ve postoperatif hassasiyet kriterleri için birbirleri ile benzer sonuçlar sergiledi.

2. Yapılan değerlendirmeler sonucunda, her iki dolgu materyali arasında 12. ayda kavite kenarındaki renklenme skorunda fark bulundu. Kenar uyumu açısından ise her iki materyal arasında 6. ayda istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendi [$p<0.05$].
3. Cam karbomer dolgu ile yapılan restorasyonlar anatomik form, retansiyon ve kenar uyumu açısından değerlendirildiğinde 6. ay ve 12. ayda Charlie skoru gözlenen restorasyonlar yenilendi.
4. Bu bulgular ışığında cam karbomer dolgu materyalinin fiziksel özelliklerinin geliştirilmesine ve daha fazla *in vivo* çalışma yapılmasına ihtiyaç vardır.

7. KAYNAKLAR

1. Murdoch-Kinch CA, McLean ME. Minimally invasive dentistry. Journal of the American Dental Association [1939]. 2003;134[1]:87-95.
2. Puckett AD, Fitchie JG, Kirk PC, Gamblin J. Direct composite restorative materials. Dental clinics of North America. 2007;51[3]:659-75, vii.
3. Bowen RL. Use of epoxy resins in restorative materials. Journal of dental research. 1956;35[3]:360-9.
4. Jackson RD, Morgan M. The new posterior resins and a simplified placement technique. Journal of the American Dental Association [1939]. 2000;131[3]:375-83.
5. Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. British dental journal. 1972;132[4]:133-5.
6. Ruse ND. What is a "compomer"? Journal [Canadian Dental Association]. 1999;65[9]:500-4.
7. Axelsson P. The effect of a needs-related caries preventive program in children and young adults - results after 20 years. BMC oral health. 2006;6 Suppl 1:S7.
8. Per A. Diagnosis and risk prediction of dental caries. Illinois Quintessence: Pub. 2000:55-76.
9. Bayırlı GŞ, Şirin Ş. Restoratif tedavi: İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları; 1985.

10. Guideline on caries-risk assessment and management for infants, children, and adolescents. *Pediatric dentistry*. 2013;35[5]:E157-64.
11. Lai JY. *Clinical periodontology and implant dentistry*. LWW; 2017.
12. Lang NP, Lindhe J. *Clinical periodontology and implant dentistry, 2 Volume Set*: John Wiley & Sons; 2015.
13. Marsh PD. Dental plaque as a biofilm and a microbial community - implications for health and disease. *BMC oral health*. 2006;6 Suppl 1:S14.
14. Isokangas P, Soderling E, Pienihakkinen K, Alanen P. Occurrence of dental decay in children after maternal consumption of xylitol chewing gum, a follow-up from 0 to 5 years of age. *Journal of dental research*. 2000;79[11]:1885-9.
15. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. 2002.
16. Crisp S, Kent BE, Lewis BG, Ferner AJ, Wilson AD. Glass-ionomer cement formulations. II. The synthesis of novel polycarboxylic acids. *Journal of dental research*. 1980;59[6]:1055-63.
17. Leinfelder KF, Lemons JE. *Clinical restorative materials and techniques*: Lea & Febiger; 1988.
18. Swift EJ, Jr. An update on glass ionomer cements. *Quintessence international [Berlin, Germany : 1985]*. 1988;19[2]:125-30.
19. Craig RG, Powers JM. *Restorative dental materials*. 1989.
20. Dayangaç B. *Kompozit rezin restorasyonlar*: Güneş Kitabevi; 2000.
21. Summitt JB, Robbins JW, Hilton TJ, Schwartz RS, dos Santos Jr J. *Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach*: Quintessence Pub.; 2006.
22. Aktener O. Cam iyonomer simanlar: 1. Sertleşme reaksiyonu ve özellikleri. *EDFD*. 1990;11:153-62.
23. McLean JW, Wilson AD, Prosser HJ. Development and use of water-hardening glass-ionomer luting cements. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1984;52[2]:175-81.
24. Davidson CL. Advances in glass-ionomer cements. *Journal of applied oral science : revista FOB*. 2006;14 Suppl:3-9.
25. Direct and indirect restorative materials. *Journal of the American Dental Association [1939]*. 2003;134[4]:463-72.
26. Williams JA, Billington RW, Pearson GJ. Effect of moisture protective coatings on the strength of a modern metal-reinforced glass-ionomer cement. *Journal of oral rehabilitation*. 1998;25[7]:535-40.
27. Kleverlaan CJ, van Duinen RN, Feilzer AJ. Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2004;20[1]:45-50.
28. Crisp S, Kent BE, Lewis BG, Ferner AJ, Wilson AD. Glass-ionomer cement formulations. II. The synthesis of novel polycarboxylic acids. *Journal of dental research*. 1980;59[6]:1055-63.
29. De Barra E, Hill RG. Influence of glass composition on the properties of glass polyalkenoate cements. Part III: influence of fluorite content. *Biomaterials*. 2000;21[6]:563-9.

30. Griffin SG, Hill RG. Influence of glass composition on the properties of glass polyalkenoate cements. Part II: influence of phosphate content. *Biomaterials*. 2000;21[4]:399-403.
31. Wilson AD, Crisp S, Prosser HJ, Lewis BG, Merson SA. Aluminosilicate glasses for polyelectrolyte cements. *Industrial & engineering chemistry product research and development*. 1980;19[2]:263-70.
32. Vermeersch G, Leloup G, Vreven J. Fluoride release from glass-ionomer cements, compomers and resin composites. *Journal of oral rehabilitation*. 2001;28[1]:26-32.
33. Griffin SG, Hill RG. Influence of glass composition on the properties of glass polyalkenoate cements. Part I: influence of aluminium to silicon ratio. *Biomaterials*. 1999;20[17]:1579-86.
34. Berg JH. The continuum of restorative materials in pediatric dentistry-a review for the clinician. *Pediatric dentistry*. 1998;20:93-100.
35. Crisp S, Lewis BG, Wilson AD. Characterization of glass-ionomer cements. 5. The effect of the tartaric acid concentration in the liquid component. *Journal of dentistry*. 1979;7[4]:304-12.
36. Kleverlaan CJ, van Duinen RN, Feilzer AJ. Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. *Dental Materials*. 2004;20[1]:45-50.
37. Mount GJ. *An atlas of glass-ionomer cements: a clinician's guide*: CRC Press; 2003.
38. Croll TP. Glass ionomers and esthetic dentistry: what the new properties mean to dentistry. *Journal of the American Dental Association [1939]*. 1992;123[5]:51-4.
39. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. AÜ Basımevi, Ankara. 1993:515.
40. Croll TP, Nicholson JW. Glass ionomer cements in pediatric dentistry: review of the literature. *Pediatric dentistry*. 2002;24[5]:423-9.
41. Rutar J, McAllan L, tyas MJ. Three-year clinical performance of glass ionomer cement in primary molars. *International journal of paediatric dentistry*. 2002;12[2]:146-7.
42. Croll TP. Glass ionomers for infants, children, and adolescents. *Journal of the American Dental Association [1939]*. 1990;120[1]:65-8.
43. Dickey BT, Kehoe S, Boyd D. Novel adaptations to zinc-silicate glass polyalkenoate cements: the unexpected influences of germanium based glasses on handling characteristics and mechanical properties. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2013;23:8-21.
44. Cho E, Kopel H, White SN. Moisture susceptibility of resin-modified glass-ionomer materials. *Quintessence international [Berlin, Germany : 1985]*. 1995;26[5]:351-8.
45. Noorani TY, Luddin N, Rahman IA, Masudi SM. In Vitro Cytotoxicity Evaluation of Novel Nano-Hydroxyapatite-Silica Incorporated Glass Ionomer Cement. *J Clin Diagn Res*. 2017;11[4]:Zc105-zc9.
46. Lohbauer U. Dental glass ionomer cements as permanent filling materials?— Properties, limitations and future trends. *Materials*. 2009;3[1]:76-96.

47. Small IC, Watson TF, Chadwick AV, Sidhu SK. Water sorption in resin-modified glass-ionomer cements: an in vitro comparison with other materials. *Biomaterials*. 1998;19[6]:545-50.
48. ALTAN H, ALTAN A, ARSLANOĞLU Z. Glass Ionomer Cement, Derivates and Glass Carbomer Cement.
49. Bellinger DC, Trachtenberg F, Daniel D, Zhang A, Tavares MA, McKinlay S. A dose-effect analysis of children's exposure to dental amalgam and neuropsychological function: the New England Children's Amalgam Trial. *Journal of the American Dental Association* [1939]. 2007;138[9]:1210-6.
50. Almuammar M, Schulman A, Salama F. Shear bond strength of six restorative materials. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 2001;25[3]:221-5.
51. Croll T, Helpin M. Class II Vitremer restoration of primary molars. *ASDC journal of dentistry for children*. 1995;62[1]:17-21.
52. Croll T. Nanofilled resin-modified glass ionomer restorative cement. *Contemp Esthet*. 2007;11:14-7.
53. Abate P, Bertacchini S, Polack M, Macchi R. Adhesion of a compomer to dental structures. *Quintessence International*. 1997;28[8].
54. Gurgan S, Kutuk Z, Ergin E, Oztas S, Cakir F. Four-year randomized clinical trial to evaluate the clinical performance of a glass ionomer restorative system. *Operative dentistry*. 2015;40[2]:134-43.
55. Scholtanus JD, Huysmans M-CD. Clinical failure of class-II restorations of a highly viscous glass-ionomer material over a 6-year period: a retrospective study. *Journal of dentistry*. 2007;35[2]:156-62.
56. Kahvecioglu F, Tosun G, Ülker HE. Intrapulpal thermal changes during setting reaction of glass Carbomer® using thermocure lamp. *BioMed research international*. 2016;2016.
57. Davidson CL. Advances in glass-ionomer cements. *Journal of Applied Oral Science*. 2006;14[SPE]:3-9.
58. Nomoto R, Komoriyama M, McCabe JF, Hirano S. Effect of mixing method on the porosity of encapsulated glass ionomer cement. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2004;20[10]:972-8.
59. Nomoto R, McCabe JF. Effect of mixing methods on the compressive strength of glass ionomer cements. *Journal of dentistry*. 2001;29[3]:205-10.
60. Önal B. Restoratif Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi. Bornova, İzmir, EÜ Dişhekimliği Fakültesi Yayınları. 2001[15]:47.
61. Turkun LS, Turkun M, Ertugrul F, Ates M, Brugger S. Long-term antibacterial effects and physical properties of a chlorhexidine-containing glass ionomer cement. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry* [et al]. 2008;20[1]:29-44; discussion 5.
62. Takahashi Y, Imazato S, Kaneshiro AV, Ebisu S, Frencken JE, Tay FR. Antibacterial effects and physical properties of glass-ionomer cements containing chlorhexidine for the ART approach. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2006;22[7]:647-52.

63. Farret MM, de Lima EM, Mota EG, Oshima HM, Barth V, de Oliveira SD. Can we add chlorhexidine into glass ionomer cements for band cementation? *The Angle orthodontist*. 2011;81[3]:496-502.
64. Croll TP, Nicholson J. Glass ionomer cements in pediatric dentistry: review of the literature. *Pediatric dentistry*. 2002;24[5]:423-9.
65. Crowley C, Doyle J, Towler M, Hill R, Hampshire S. The influence of capsule geometry and cement formulation on the apparent viscosity of dental cements. *Journal of dentistry*. 2006;34[8]:566-73.
66. Taifour D, Frencken J, Beiruti N, Van't Hof M, Truin G. Effectiveness of glass-ionomer [ART] and amalgam restorations in the deciduous dentition: results after 3 years. *Caries research*. 2002;36[6]:437-44.
67. Çoğulu D, Ersin N, Topaloğlu A. Asitli içeceklerin üç farklı restoratif materyalin yüzey sertliği üzerine etkisinin incelenmesi. *Dicle Diş Hek Derg*. 2008;9:7-12.
68. Quader SA, Alam MS, Bashar A, Gafur A, Al Mansur M. Compressive strength, fluoride release and recharge of giomer. *Update Dental College Journal*. 2012;2[2]:28-37.
69. Ikemura K, Tay FR, Endo T, Pashley DH. A review of chemical-approach and ultramorphological studies on the development of fluoride-releasing dental adhesives comprising new pre-reacted glass ionomer [PRG] fillers. *Dental Materials Journal*. 2008;27[3]:315-39.
70. Gordan VV, Mondragon E, Watson RE, Garvan C, Mjör IA. A clinical evaluation of a self-etching primer and a giomer restorative material: results at eight years. *The Journal of the American Dental Association*. 2007;138[5]:621-7.
71. Deliperi S, Bardwell D, Wegley C, Congiu M. In vitro evaluation of giomers microleakage after exposure to 33% hydrogen peroxide: self-etch vs total-etch adhesives. *Operative dentistry*. 2006;31[2]:227-32.
72. Itota T, Carrick TE, Yoshiyama M, McCabe JF. Fluoride release and recharge in giomer, compomer and resin composite. *Dental Materials*. 2004;20[9]:789-95.
73. Bansal R, Bansal T. A comparative evaluation of the amount of fluoride release and re-release after recharging from aesthetic restorative materials: an in vitro study. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*. 2015;9[8]:ZC11.
74. Matis BA, COCHRAN MJ, CARLSON TJ, GUBA C, ECKERT GJ. A three-year clinical evaluation of two dentin bonding agents. *The Journal of the American Dental Association*. 2004;135[4]:451-7.
75. Dhull K, Nandlal B. Effect of low-concentration daily topical fluoride application on fluoride release of giomer and compomer: An in vitro study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*. 2011;29[1]:39.
76. Shafiei F, Abouheydari M. Microleakage of class V methacrylate and silorane-based composites and nano-ionomer restorations in fluorosed teeth. *Journal of dentistry*. 2015;16[2]:100.
77. Anshul K. Nano-filled resin-modified glass-ionomer cement: "nano-ionomer" Ketac N100. 2011.
78. Van RD, Davidson C, De AG, Feilzer A. In situ transformation of glass-ionomer into an enamel-like material. *American journal of dentistry*. 2004;17[4]:223-7.

79. Gerdts G, Murchinson D. Clinical application area for glass ionomer cements: literature review. *Die Quintessenz*. 1988;39[11]:1903-16.
80. Barutcugil Ç, Ahmetođlu F, Turgut H, Dayı B, Yalçın M. Düşük Polimerizasyon Büzülmesi Gösteren Modern Kompozitler İle Metakrilat Esaslı Rezin Kompozitin Konversiyon Oranlarının Değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Dergisi*. 2014;24[1].
81. Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2000;16[2]:129-38.
82. Cho SY, Cheng AC. A review of glass ionomer restorations in the primary dentition. *Journal [Canadian Dental Association]*. 1999;65[9]:491-5.
83. Frankenberger R, Garcia-Godoy F, Kramer N. Clinical Performance of Viscous Glass Ionomer Cement in Posterior Cavities over Two Years. *International journal of dentistry*. 2009;2009:781462.
84. Cehreli SB, Tirali RE, Yalcinkaya Z, Cehreli ZC. Microleakage of newly developed glass carbomer cement in primary teeth. *European journal of dentistry*. 2013;7[1]:15-21.
85. Moshaverinia A, Ansari S, Moshaverinia M, Roohpour N, Darr JA, Rehman I. Effects of incorporation of hydroxyapatite and fluoroapatite nanobioceramics into conventional glass ionomer cements [GIC]. *Acta biomaterialia*. 2008;4[2]:432-40.
86. Menne-Happ U, Ilie N. Effect of gloss and heat on the mechanical behaviour of a glass carbomer cement. *Journal of dentistry*. 2013;41[3]:223-30.
87. Algeza TJ, Kleverlaan CJ, Prahł-Andersen B, Feilzer AJ. The influence of environmental conditions on the material properties of setting glass-ionomer cements. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2006;22[9]:852-6.
88. Van Duinen RN, Davidson CL, De Gee AJ, Feilzer AJ. In situ transformation of glass-ionomer into an enamel-like material. *American journal of dentistry*. 2004;17[4]:223-7.
89. Koenraads H, Van der Kroon G, Frencken JE. Compressive strength of two newly developed glass-ionomer materials for use with the Atraumatic Restorative Treatment [ART] approach in class II cavities. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2009;25[4]:551-6.
90. Gorseta K, Glavina D, Borzabadi-Farahani A, Van Duinen RN, Skrinjaric I, Hill RG, et al. One-year clinical evaluation of a Glass Carbomer fissure sealant, a preliminary study. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*. 2014;22[2]:67-71.
91. DÜLGERGİL ÇT, ERTÜRK A. DİĞ HEKİMLİĞİ RESTORATİF UYGULAMALARINDA YENİ MATERYAL OLARAK CAM KARBOMER SİMANLAR.
92. Kahvecioğlu F, Tosun G, Ulker HE. Intrapulpal Thermal Changes during Setting Reaction of Glass Carbomer[R] Using Thermocure Lamp. *BioMed research international*. 2016;2016:5173805.

93. Zainuddin N, Karpukhina N, Law RV, Hill RG. Characterisation of a remineralising Glass Carbomer® ionomer cement by MAS-NMR spectroscopy. *Dental Materials*. 2012;28[10]:1051-8.
94. Yap A, Mok B. Effects of professionally applied topical fluorides on surface hardness of composite-based restoratives. *Operative dentistry*. 2002;27[6]:576-81.
95. Crispin BJ. *Contemporary Esthetic Dentistry. Practice Fundamentals. Implant Dentistry*. 1995;4[1]:67-8.
96. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European journal of oral sciences*. 1997;105[2]:97-116.
97. Ritter AV. *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry-E-Book: Elsevier Health Sciences*; 2017.
98. Ratner BD, Hoffman AS, Schoen FJ, Lemons JE. *Biomaterials science: an introduction to materials in medicine: Elsevier*; 2004.
99. GÖKÇE K. Kompozit restorasyonlarda son gelişmeler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2005;2005[3].
100. Bayne SC, Heymann HO, Swift JE. Update on dental composite restorations. *Journal of the American Dental Association [1939]*. 1994;125[6]:687-701.
101. SÖDERHOLM K-J, Mariotti A. BIS-GMA-based resins in dentistry: are they safe? *The Journal of the American Dental Association*. 1999;130[2]:201-9.
102. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Composite resins in the 21st century. *Quintessence International*. 1993;24[9].
103. Crispin BJ. *Contemporary esthetic dentistry: practice fundamentals: Quintessence Pub Co*; 1994.
104. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials: Elsevier Health Sciences*; 2013.
105. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis J-P, Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dental Materials*. 1992;8[5]:310-9.
106. Lutz F, Krejci I, Barbakow F. The importance of proximal curing in posterior composite resin restorations. *Quintessence International*. 1992;23[9].
107. Ferracane JL, Mitchem JC. Relationship between composite contraction stress and leakage in Class V cavities. *American journal of dentistry*. 2003;16[4]:239-43.
108. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties of new composite restorative materials. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2000;53[4]:353-61.
109. Yap A, Tan C, Chung S. Wear behavior of new composite restoratives. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-*. 2004;29:269-74.
110. Yap A, Lim L, Yang T, Ali A, Chung S. Influence of dietary solvents on strength of nanofill and ormocer composites. *Operative dentistry*. 2005;30[1]:129-33.
111. Hickel R, Manhart J, García-Godoy F. Clinical results and new developments of direct posterior restorations. 2000.

112. Duke ES. Has dentistry moved into the nanotechnology era? *Compendium of continuing education in dentistry* [Jamesburg, NJ: 1995]. 2003;24[5]:380.
113. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *The Journal of the American Dental Association*. 2003;134[10]:1382-90.
114. Turkun LS, Turkun M, Ozata F. Two-year clinical evaluation of a packable resin-based composite. *Journal of the American Dental Association* [1939]. 2003;134[9]:1205-12.
115. Knibbs P. Methods of clinical evaluation of dental restorative materials. *Journal of oral rehabilitation*. 1997;24[2]:109-23.
116. Busato AL, Loguercio AD, Reis A, Carrilho MR. Clinical evaluation of posterior composite restorations: 6-year results. *American journal of dentistry*. 2001;14[5]:304-8.
117. Civelek A, Ersoy M, Ozel E, Soyman M. Flexural modulus and polymerization shrinkage of Class V composite resin restorations. *Balkan Journal of Stomatology*. 2005;9[1]:22-4.
118. Schmalz G, Ryge G. Reprint of criteria for the clinical evaluation of dental restorative materials. *Clinical oral investigations*. 2005;9[4]:215-32.
119. Cehreli SB, Tirali RE, Yalcinkaya Z, Cehreli ZC. Microleakage of newly developed glass carbomer cement in primary teeth. *European journal of dentistry*. 2013;7[1]:15.
120. Gorseta K, Glavina D, Borzabadi-Farahani A, Van Duinen R, Skrinjaric I, Hill R, et al. One-year clinical evaluation of a Glass Carbomer fissure sealant, a preliminary study. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*. 2014;22[2]:67-71.
121. Koenraads H, Van der Kroon G, Frencken J. Compressive strength of two newly developed glass-ionomer materials for use with the Atraumatic Restorative Treatment [ART] approach in class II cavities. *dental materials*. 2009;25[4]:551-6.
122. Xie D, Brantley W, Culbertson B, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dental Materials*. 2000;16[2]:129-38.
123. Chen X, Du M, Fan M, Mulder J, Huysmans M-C, Frencken JE. Effectiveness of two new types of sealants: retention after 2 years. *Clinical oral investigations*. 2012;16[5]:1443-50.
124. Sidhu SK, Nicholson JW. A Review of Glass-Ionomer Cements for Clinical Dentistry. *Journal of functional biomaterials*. 2016;7[3].
125. Köhler B, Rasmusson C, Ödman P. A five-year clinical evaluation of Class II composite resin restorations. *Journal of dentistry*. 2000;28[2]:111-6.
126. Pallesen U, Qvist V. Composite resin fillings and inlays. An 11-year evaluation. *Clinical oral investigations*. 2003;7[2]:71-9.
127. Van Landuyt K, Peumans M, Fieuws S, De Munck J, Cardoso M, Ermis R, et al. A randomized controlled clinical trial of a HEMA-free all-in-one adhesive in non-carious cervical lesions at 1 year. *Journal of dentistry*. 2008;36[10]:847-55.
128. da Rosa Rodolpho PA, Cenci MS, Donassollo TA, Loguercio AD, Demarco FF. A clinical evaluation of posterior composite restorations: 17-year findings. *Journal of dentistry*. 2006;34[7]:427-35.
129. Wassell R, Walls A, McCabe J. Direct composite inlays versus conventional composite restorations: 5-year follow-up. *Journal of dentistry*. 2000;28[6]:375-82.

130. Baratieri LN, Ritter AV. Four-year clinical evaluation of posterior resin-based composite restorations placed using the total-etch technique. *Journal of esthetic and restorative dentistry*. 2001;13[1]:50-7.
131. Moffa JP. Comparative performance of amalgam and composite resin restorations and criteria for their use. *Quality evaluation of dental restorations*. 1989:125-33.
132. Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-*. 2004;29:481-508.
133. Mills R, Jandt K, Ashworth S. Restorative Dentistry: Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *British dental journal*. 1999;186[8]:388.
134. Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light-emitting diode [LED] polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials*. 2000;21[13]:1379-85.
135. Gorseta K, Borzabadi-Farahani A, Moshaverinia A, Glavina D, Lynch E. Effect of different thermo–light polymerization on flexural strength of two glass ionomer cements and a glass carbomer cement. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2017;118[1]:102-7.
136. Glavina D, Goršeta K, Vranić DN, Škrinjarić I, editors. Enamel shear-bond strength of Glass Carbomer after heating with three polymerization units. 22nd Congress of the International Association of Paediatric Dentistry; 2009.
137. Menne-Happ U, Ilie N. Effect of gloss and heat on the mechanical behaviour of a glass carbomer cement. *Journal of dentistry*. 2013;41[3]:223-30.
138. O'Brien T, Shoja-Assadi F, Lea SC, Burke FT, Palin WM. Extrinsic energy sources affect hardness through depth during set of a glass-ionomer cement. *Journal of dentistry*. 2010;38[6]:490-5.
139. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*. 1965;19[4]:515-30.
140. Zhang W, Chen X, Fan M, Mulder J, Frencken JE. Retention Rate of Four Different Sealant Materials after Four Years. *Oral health & preventive dentistry*. 2017;15[4]:307-14.
141. Hu X, Zhang W, Fan M, Mulder J, Frencken JE. Frequency of remnants of sealants left behind in pits and fissures of occlusal surfaces after 2 and 3 years. *Clinical oral investigations*. 2017;21[1]:143-9.
142. Olegário IC, Hesse D, Mendes FM, Bonifácio CC, Raggio DP. Glass carbomer and compomer for ART restorations: 3-year results of a randomized clinical trial. *Clinical oral investigations*. 2018:1-10.
143. Nicholson JW, Czarnecka B. Kinetic studies of water uptake and loss in glass-ionomer cements. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2008;19[4]:1723-7.
144. Naasan M, Watson T. Conventional glass ionomers as posterior restorations. A status report for the American Journal of Dentistry. *American journal of dentistry*. 1998;11[1]:36-45.

145. Um CM, Øilo G. The effect of early water contact on glass-ionomer cements. *Quintessence international*. 1992;23[3].
146. KANIK Ö, TÜRKÜN LŞ. Restoratif Cam İyonomer Simanlarda Güncel Yaklaşımlar. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*.37[2]:54-65.
147. Hotta M, Hirukawa H, Yamamoto K. Effect of coating materials on restorative glass-ionomer cement surface. *Operative dentistry*. 1992;17[2]:57-61.
148. Hankins AD, Hatch RH, Benson JH, Blen BJ, Tantbirojn D, Versluis A. The effect of a nanofilled resin-based coating on water absorption by teeth restored with glass ionomer. *The Journal of the American Dental Association*. 2014;145[4]:363-70.
149. Pacifici E, Bossù M, Giovannetti A, La Torre G, Guerra F, Polimeni A. Surface roughness of glass ionomer cements indicated for uncooperative patients according to surface protection treatment. *Annali di stomatologia*. 2013;4[3-4]:250.
150. Turkun LS, Kanik O. A Prospective Six-Year Clinical Study Evaluating Reinforced Glass Ionomer Cements with Resin Coating on Posterior Teeth: Quo Vadis? *Operative dentistry*. 2016;41[6]:587-98.
151. ABU-BAKR NH, Han L, Okamoto A, Iwaku M. Effect of Alcoholic and Low-pH Soft Drinks on Fluoride Release from Compomer. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2000;12[2]:97-104.
152. Yap A, Mok B. Surface finish of a new hybrid aesthetic restorative material. *Operative dentistry*. 2002;27[2]:161-6.
153. Ayad NM. Susceptibility of restorative materials to staining by common beverages: an in vitro study. *European Journal of Esthetic Dentistry*. 2007;2[2].
154. Zoergiebel J, Ilie N. Evaluation of a conventional glass ionomer cement with new zinc formulation: effect of coating, aging and storage agents. *Clinical oral investigations*. 2013;17[2]:619-26.
155. Cangul S, Adiguzel O. The latest developments related to composite resins. *International Dental Research*. 2017;7[2]:32-41.
156. Çetiner S. Cam iyonomer simanların kenar sızıntılarının araştırılmasında kullanılan farklı iki boyanın sonuca etkileri. *AÜ Diş Hek Fak Derg*. 1992;19:415-19.
157. Swift JE. Pulpal effects of composite resin restorations. *Operative dentistry*. 1989;14[1]:20-7.
158. Glavina D, Goršeta K, Vranić DN, Škrinjarić I, editors. Retention of GlassCarbomer sealant after 6 months of clinical trial. 88th General Session of the International Association for Dental Research; 2010.
159. Brunthaler A, König F, Lucas T, Sperr W, Schedle A. Longevity of direct resin composite restorations in posterior teeth: a review. *Clinical oral investigations*. 2003;7[2]:63-70.
160. Saleh N, Peretz B, Rehany A, Zyskind D, Hirschfeld Z, Stark M. One-year clinical evaluation of an anterior composite resin. *Quintessence International*. 1992;23[8].
161. van Dijken JW, Lindberg A. Clinical effectiveness of a low-shrinkage resin composite: a five-year evaluation. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2009;11[2].
162. Forsten L. Fluoride release and uptake by glass-ionomers and related materials and its clinical effect. *Biomaterials*. 1998;19[6]:503-8.

163. Saito T, Toyooka H, Ito S, Crenshaw MA. In vitro study of remineralization of dentin: effects of ions on mineral induction by decalcified dentin matrix. *Caries research*. 2003;37[6]:445-9.
164. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1998;80[3]:280-301.
165. Nicholson J, Alsarheed M. Changes on storage of polyacid-modified composite resins. *Journal of oral rehabilitation*. 1998;25[8]:616-20.
166. Yap A, Lee C. Water sorption and solubility of resin-modified polyalkenoate cements. *Journal of oral rehabilitation*. 1997;24[4]:310-4.
167. Fontes ST, Fernández MR, Moura CMd, Meireles SS. Color stability of a nanofill composite: effect of different immersion media. *Journal of Applied Oral Science*. 2009;17[5]:388-91.
168. Aykent F, Yondem I, Ozyesil AG, Gunal SK, Avunduk MC, Ozkan S. Effect of different finishing techniques for restorative materials on surface roughness and bacterial adhesion. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2010;103[4]:221-7.
169. Lee Y-K, Yu B, Lim H-N, Lim JI. Difference in the color stability of direct and indirect resin composites. *Journal of Applied Oral Science*. 2011;19[2]:154-60.
170. Hassel AJ, Grossmann A-C, Schmitter M, Balke Z, Buzello AM. Interexaminer reliability in clinical measurement of L* C* h* values of anterior teeth using a spectrophotometer. *International Journal of Prosthodontics*. 2007;20[1].
171. Subramaniam P, Girish Babu K, Jayasurya S. Evaluation of solubility and microleakage of glass carbomer sealant. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 2015;39[5]:429-34.
172. Liberman R, Ben-Amar A, Gontar G, Hirsh A. The effect of posterior composite restorations on the resistance of cavity walls to vertically applied occlusal loads. *Journal of oral rehabilitation*. 1990;17[1]:99-105.
173. Opdam N, Feilzer A, Roeters J, Smale I. Class I occlusal composite resin restorations: in vivo post-operative sensitivity, wall adaptation, and microleakage. *American journal of dentistry*. 1998;11[5]:229-34.
174. Walter M, Wolf B, Schmidt A, Boening K, Koch R. Plaque, gingival health and post-operative sensitivity in titanium inlays and onlays: a randomized controlled clinical trial. *Journal of dentistry*. 2001;29[3]:181-6.
175. van Dijken JW, Pallesen U. A randomized 10-year prospective follow-up of Class II nanohybrid and conventional hybrid resin composite restorations. *J Adhes Dent*. 2014;16[6]:585-92.
176. Türkün ŞL, Uzer Çelik E. Antibakteriyel adeziv ile uygulanan kompomer ve nanofil kompozit restorasyonların bir yıllık klinik performansı. *G Ü Diş Hek Fak Derg* 2007;24:1-8.

8. ÖZGEÇMİŞ

BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU (2011-KAEK-42) KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Silika ve Floroapatitle Güçlendirilmiş Cam Karbomer Dolgu Materyalinin 1 Yıllık İn Vivo Klinik Değerlendirilmesi
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	

26.04.2017

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	AÇIK ADRESİ:	Adnan Menderes Bulvarı Vatan caddesi 34093 Fatih/İstanbul
	TELEFON	(0212) 523 22 88 - 1028
	FAKS	(0212) 533 23 26
	E-POSTA	etikkurulu@bezmialem.edu.tr

BAŞYURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Doç. Dr. Nazmiye DÖNMEZ				
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Restoratif Diş Tedavisi				
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi				
	VARSA İDARİ SORUMLU UNVANI/ADI/SOYADI	-				
	DESTEKLEYİCİ	Bezmialem Vakıf Üniversitesi BAP Birimi				
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ	-				
	ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1	<input type="checkbox"/>			
		FAZ 2	<input type="checkbox"/>			
		FAZ 3	<input type="checkbox"/>			
		FAZ 4	<input type="checkbox"/>			
Gözlemsel ilaç çalışması		<input type="checkbox"/>				
Tıbbi cihaz klinik çalışması		<input type="checkbox"/>				
İn vitro tıbbi tanı cihazları ile yapılan performans değerlendirme çalışmaları		<input type="checkbox"/>				
İlaç dışı klinik araştırma (akademik amaçlı/ uzmanlık tezi)		<input checked="" type="checkbox"/> Yöntem karşılaştırma çalışması				
Diğer ise belirtiniz						
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>		

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	-	-	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	-	-	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>

Sayfa 1 / 3

BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU (2011-KAEK-42) KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Silika ve Floroapatitle Güçlendirilmiş Cam Karbomer Dolgu Materyalinin 1 Yıllık İn Vivo Klinik Değerlendirilmesi
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	

	Belge Adı		Açıklama
	DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	SİGORTA	<input type="checkbox"/>
ARAŞTIRMA BÜTÇESİ		<input checked="" type="checkbox"/>	24.10.2016, V.2, 12.04.2017 imza tarihli
BİYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU		<input type="checkbox"/>	
İLAN		<input type="checkbox"/>	
YILLIK BİLDİRİM		<input type="checkbox"/>	
SONUÇ RAPORU		<input type="checkbox"/>	
GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ		<input type="checkbox"/>	
DİĞER:		<input checked="" type="checkbox"/>	<ul style="list-style-type: none"> - Klinik Araştırma Başvuru Formu (doküman no: KA-2, 01.08.2016) - Sorumlu araştırmacı ve yardımcı araştırmacıya ait özgeçmiş formları - Çalışmanın Helsinki Bildirgesi, İKU/İLU' ya uygun yürütüleceğine dair taahhütname - Araştırma ile ilgili yayınlar
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 9 / 7	Tarih: 26.04.2017	
	<p>Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.</p> <p>İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik kapsamında yer alan araştırmalar/çalışmalar için Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'ndan izin alınması gerekmektedir.</p>		

9.2. Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu Onay Formu



T.C.
SAĞLIK BAKANLIĞI
Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu

NORMAL

Sayı : 71146310-511.06-E.158443
Konu : 2018-049

04.09.2018

Sayın Doç. Dr. Nazmiye DÖNMEZ
Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Fatih/İSTANBUL

İlgi : Kurum evrak kayıt 06.08.2018 tarih ve E.221264 sayılı başvurunuz.

Sorumlu araştırmacısı olduğunuz, aşağıdaki tabloda bilgileri verilen ilgi klinik araştırma başvuru dosyası ve belgeler; araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak 06.09.2014 tarihli ve 29111 sayılı Resmî Gazete 'de yayımlanan Tıbbi Cihaz Klinik Araştırmaları Yönetmeliği gereğince incelenmiş olup **Uzmanlık Tezleri ve/veya Akademik Amaçlı Yapılacak Tıbbi Cihaz Klinik Araştırmaları Başvuru Formunda** belirtilen merkezde araştırmanın başlaması uygun bulunmuştur.

Araştırmanın Adı	Silika ve floroapatitle güçlendirilmiş cam karbomer dolgu materyalinin 1 yıllık in vivo klinik değerlendirilmesi
Koordinatör Merkez	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Koordinatör / Sorumlu Araştırmacı	Doç. Dr. Nazmiye DÖNMEZ
Protokol tarihi / versiyon no	25.06.2018/02
BGOF tarihi / versiyon no	06.03.2017/2
ORF tarihi / versiyon no	25.06.2018/2
Araştırma Broşürü tarihi / versiyon no	-
Proje Yürütücüsü	-

Bu kapsamda yukarıda ayrıntıları verilen çalışma ile ilgili olarak;

- Gönüllülerden alınan ve ülke dışına çıkarılacak olan numuneler için biyolojik materyal transfer formunda belirtilen şartların yerine getirilmesi,
- Araştırmanın başlamaması, iptali veya sonlandırılması halinde tarafımıza bilgi verilmesi,
- Araştırma süresince ortaya çıkan advers olayların/etkilerin tarafımıza bildirilmesi,

Söğütözü Mahallesi, 2176.Sokak No:5 06520 Çankaya/ANKARA
Tel: (0 312) 218 30 00– Fax : (0 312) 218 34 60 www.titck.gov.tr

Bu belge 5070 sayılı Elektronik İmza Kanunu uyarınca elektronik olarak imzalanmıştır. Doküman <http://ebs.titck.gov.tr/Basvuru/EImza/Kontrol> adresinden kontrol edilebilir. Güvenli elektronik imza aslı ile aynıdır. Dokümanın doğrulama kodu : Q3NRSHY3Z1AxSHY3Q3NRRG83

9.3. Bilgilendirilmiş Gönüllü Onam Formu

BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

Çalışmamızın adı ‘Silika ve floropatitle güçlendirilmiş cam karbomer dolgu materyalinin 1 yıllık in vivo klinik takibi’dir.Çalışmamız bir uzmanlık bitirme tezi araştırmasıdır.Araştırmanın amacı cam karbomer dolgu materyalinin nanohibrid kompozit dolgu materyaliyle özelliklerinin karşılaştırılması ve başarısının değerlendirilmesidir.Araştırmamızdaki gönüllülerin devam etmesi için öngörülen süre 12 aydır.Araştırmamıza katılımı beklenen tahmini gönüllü sayımız 30 kişidir. Araştırmamızda çürüğün temizlenmesini takiben üretici firma talimatları doğrultusunda cam karbomer dolgu materyali ve kompozit dolgu materyali uygulaması yapılarak tedavi tamamlanacaktır.Gönüllüler rastgele belirlenecektir.

Araştırmada gönüllülerin maruz kalabileceği olası riskler;

- 1.Dolgu yapımı sonrasında sıcak,soğuk ve çiğneme sırasında ağrı hissedilmesi,
 - 2.Çürüğün derinliğine ve büyüklüğüne bağlı olarak pulpaya [sinire] çok yaklaşılmaması ve kanal tedavisi gerektirmemesi,
 - 3.Dolgunun çok büyük olması durumunda dolgu ve diş kırılabilir.
 - 4.Dolguda yükseklik olabilir.Bu durum çiğneme sırasında ağrıya yol açabilir.Hastanın en kısa sürede kliniğe gelmesi önerilmektedir.
 - 5.Anestezinin yapıldığı yerde ağrı ve hissizlik olabilir.Hasta ağzını tam açamayabilir.Bu durum geçicidir.
 - 6.Kompozit dolgular tükürük ve kanama oluşmasına bağlı olarak düşebilir.Bu durumda hastanın en kısa sürede kliniğe gelmesi gerekmektedir.
 - 7.Nadiren de olsa anestezi yapılırken iğnenin sinire çok yakın geçmesiyle dişte ve dudakta ani çarpılma hissi oluşabilir.Bu durum geçicidir.Eğer geçmezse uzmana başvurulması gerekebilir
- Dolgu yapılmasının faydaları:

- 1.Çürük alanının uzaklaştırılması
- 2.Ağrı ve enfeksiyon riskinin giderilmesi
- 3.Ağız hijyeninin sağlanması
- 4.Estetiğin sağlanmasıdır.

Araştırmamızda ilerleyen süreçlerde tedaviden beklenen yarar sağlanamadığında gönüllüye bilgi verilecektir ve alternatif yollar ile tedavisi sağlanacaktır.

Gönüllülerin tedaviyi takiben 1 hafta, 6 ay ve 1 yıllık süreçlerde kontrol muayanelerinde gelme sorumlulukları vardır.Ancak tedaviden herhangi bir sebeple vazgeçmeleri durumunda herhangi bir cezaya ve yaptırıma maruz kalma durumları yoktur.

Gönüllülerin kayıtları gizli tutulacak araştırma yayımlanması dahilinde bile gönüllülerin kimlikleri gizli kalmaktadır.

İzleyicilerin, etik kurulun, kurumun,yoklama yapan kişilerin gönüllü bilgilerine doğrudan ulaşım hakkı vardır.Ancak bu bilgilerin gizli tutulacağı, yazılı bilgilendirilmiş gönüllü olur formunun imzalanmasıyla gönüllü ve kanuni temsilcisi söz konusu erişime izin vermiş olacaktır.

Araştırma hakkında yeni bilgiler edinildiğinde gönüllü ile paylaşılacaktır.

9.4. Olgu Rapor Formu

Versiyon no:2

25.06.2018

OLGU RAPOR FORMU

Adı Soyadı:

Yaşı:

Cinsiyet:

Dosya No:

Telefon:

Hastanın sistemik bir rahatsızlığı var mı?

Sigara içme alışkanlığı var mı?: Evet Hayır

Bruksizm var mı ? Evet Hayır

Reflü, gastrit vb. mide rahatsızlıklar var mı?Evet Hayır

Restorasyon Tipi:

Kullanılan Materyal:

Diş No									
Kontrol Dönemi	İlk	6 ay	12 ay	İlk	6 ay	12 ay	İlk	6 ay	12 ay
Retansiyon									
Marjinal Adaptasyon									
Marjinal Renklenme									
Renk Uyumu									
Sekonder Çürük									
Postoperatif Duyarlılık									

