

T.C
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PEDODONTİ ANABİLİM DALI

**CAM İYONOMER, CAM KARBOMER VE REZİN İÇERİKLİ
RESTORATİF MATERYALLERİN MİKROSERTLİKLERİNİN
İN-VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

Arş.Gör. Dt. Duygu Duda GÜLTEKİN

UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Dr. Öğr. Üyesi Buse Ayşe KAYA

ADANA-2025

T.C
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PEDODONTİ ANABİLİM DALI

**CAM İYONOMER, CAM KARBOMER VE REZİN İÇERİKLİ
RESTORATİF MATERYALLERİN MİKROSERTLİKLERİNİN
İN-VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

Arş.Gör. Dt. Duygu Dudu GÜLTEKİN

UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Dr. Öğr. Üyesi Buse Ayşe KAYA

**Bu çalışma TDH-2024-16534 no'lu proje olarak Çukurova Üniversitesi Araştırma
Projeleri tarafından desteklenmiştir.**

ADANA-2025

KABUL VE ONAY

Uzmanlık Programı Çerçevesinde yürütölmüş olan
“Cam İyonomer, Cam Karbomer Ve Rezin İçerikli Restoratif Materyallerin
Mikrosertliklerinin İn-Vitro Olarak Değerlendirilmesi” adlı çalışma, aşğıdaki jüri
tarafından Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tarihi: 02 / 06 / 2025

TEZ SINAV JÜRİSİ

Başkan

Üye

Üye

Yukarıdaki Tez, Yönetim Kurulunun 04 / 06 /2025 tarih ve 20/2 sayılı kararı ile kabul edilmiştir.

TEŞEKKÜR



SİMGELER ve KISALTMALAR LİSTESİ

CİS:	Cam iyonomer siman
GCİS:	Geleneksel cam iyonomer siman
RMCİS:	Rezin modifiye cam iyonomer siman
YVCİS:	Yüksek viskoziteli cam iyonomer siman
LED:	Işık yayan diyot
ASPA:	Alümino silikat poliakrilat
ART:	Atravmatik restoratif tedavi
ITR:	İnterim terapötik restorasyon
Mpa:	Megapaskal
µm:	Mikrometre
nm:	Nanometre
MDP:	Metakriloksidesil dihidrojen fosfat
TEGDMA:	Trietilen glikol dimetakrilat
Bis-GMA:	Bisfenol A glisidilmetakrilat
UDMA:	Üretan dimetakrilat
HEMA:	Hidroksietil metakrilat
LED:	Işık yayan diyot
ISO:	Uluslararası Standartlar Organizasyonu
UV:	Ultraviyole
mW/cm ² :	miliwatt/santimetrekare
n:	örnek sayısı
p:	İstatiksel anlamlılık

İÇİNDEKİLER

KABUL ve ONAY.....	2
TEŞEKKÜR.....	3
SİMGELER ve KISALTMALAR LİSTESİ.....	4
İÇİNDEKİLER.....	5
TABLolar DİZİNİ.....	8
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	9
ÖZET.....	10
ABSTRACT.....	12
1. GİRİŞ.....	14
2. GENEL BİLGİLER.....	17
2.1.Cam İyonomer Simanlar.....	17
2.1.1. Cam İyonomer Simanların Kullanım Şekillerine Göre Sınıflandırılması.....	17
2.1.2. Cam İyonomer Simanların Sertleşme Reaksiyonlarına Göre Sınıflandırılması.....	18
2.2.Geleneksel Cam İyonomer Simanlar.....	18
2.2.1.Geleneksel Cam İyonomer Simanların Toz-Likit İçeriği.....	19
2.2.2.Geleneksel Cam İyonomer Simanların Sertleşme Reaksiyonları.....	20
2.2.3.Geleneksel Cam İyonomer Simanların Diş Dokusuna Adezyonu.....	21
2.2.4.Geleneksel Cam İyonomer Simanların Endikasyonları.....	22
2.2.5.Geleneksel Cam İyonomer Simanların Avantajları.....	24
2.2.6.Geleneksel Cam İyonomer Simanların Dezavantajları.....	25
2.3.Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar.....	26
2.4.Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler(Kompomerler).....	28
2.5.Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Simanlar.....	30
2.6.Cam Karbomer Simanlar.....	31
2.7.Kompozit Rezinler.....	33

2.7.1.Kompozit Rezinlerin Kimyasal Yapısı.....	34
2.7.1.1.Organik Faz.....	34
2.7.1.2.İnorganik Faz.....	35
2.7.1.3.Ara Faz.....	35
2.7.2.Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması.....	36
2.7.2.1. Kompozit Rezinlerin Doldurucu Partikül Boyutlarına Göre Sınıflandırılması....	36
2.7.2.2. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması.....	39
2.7.2.3.Kompozit Rezinlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması.....	40
2.7.3.Kompozit Rezinlerin Diş Dokusuna Adezyonu.....	42
2.7.4. Bulk Fill Kompozit Rezinler	43
2.7.5. Adeziv Sistemler.....	44
2.7.5.1.Tarihsel Gelişimlerine Göre Adeziv Sistemlerin Sınıflandırması.....	45
2.7.5.2.Uygulama Yöntemlerine Göre Adeziv Sistemlerin Sınıflandırması.....	47
2.7.5.3.Adeziv ve Mine Dentin Arasındaki İlişkiye Göre Adeziv Sistemlerin Sınıflandırması.....	47
2.7.5.4.Uygulama Aşama Sayısına Göre Adeziv Sistemlerin Sınıflandırması.....	50
2.8.Bağlanma Dayanımı Testleri.....	50
2.9. Mikrosertlik Değerlendirmesi.....	52
3.GEREÇ VE YÖNTEM.....	54
3.1. Kullanılan Materyaller.....	54
3.2.Dişlerin Toplanması ve Yüzeylerin Hazırlanması.....	55
3.3.Dişlerin Akrilik Kaideye Gömülmesi.....	57
3.4.Çalışma Gruplarının Oluşturulması.....	58
3.5. Dişlerde Kaviteilerin Hazırlanması.....	58
3.6.Restoratif Materyallerin Uygulanması.....	59

3.6.1. Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Simanın Uygulanması.....	59
3.6.2. Bulk Fill Kompozitin Uygulanması.....	60
3.6.3.Cam Karbomerin Uygulanması.....	60
3.6.4. Cam Karbomer ve Yüzey Örtücünün Uygulanması.....	60
3.7. Mikrosertlik Ölçümü.....	63
3.8. İstatistiksel Analiz.....	64
4. BULGULAR.....	65
5.TARTIŞMA.....	70
6.SONUÇ VE ÖNERİLER.....	81
KAYNAKÇA	
EKLER	

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1. Doldurucu partikül boyutları ve yüzdeleri[118].....	37
Tablo 2. Adezivlerin adezyon mekanizmaları ve uygulama aşamaları.....	47
Tablo 3. Çalışmada kullanılan materyaller, kimyasal içerikleri ve üretici firmalar.....	55
Tablo 4. Gruplara ayrılan örneklerle uygulanan restoratif materyaller.....	59
Tablo 5. Gruplardaki örneklerin ortalama±standart sapma mikrosertlik ölçüm değerleri ...	68
Tablo 6. Grupların ikili karşılaştırmaları.....	68



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Cam iyonomer simanın sertleşme reaksiyonu[35].....	20
Şekil 2. Vickers testinde kullanılan elmas uç.....	53
Şekil 3. Dişlerin üzerindeki eklentilerin kretuar ile kaldırılması.....	56
Şekil 4. Çalışmada kullanılan soğuk akrilik.....	57
Şekil 5. Akrilik kaideler oluşturmak için kullanılan silikon kalıp.....	57
Şekil 6. Çalışma gruplarının oluşturulması.....	58
Şekil 7. Kavite sınırlarının periodontal sond ile kontrol edilmesi.....	59
Şekil 8. Çalışmada kullanılan cam iyonomer.....	61
Şekil 9. Çalışmada kullanılan asit,bond ve bulk fill kompozit.....	61
Şekil 10. Çalışmada kullanılan cam karbomer ve yüzey örtücü.....	62
Şekil 11. Çalışmada kullanılan ışın cihazı (3M ESPE Elipar S10).....	62
Şekil 12. Çalışmada kullanılan polisaj diskleri (Kerr-OptiDisc).....	62
Şekil 13. Çalışmada kullanılan amalgamatör(GC-Silver Mix).....	63
Şekil 14. Çalışmada kullanılan mikrosertlik cihazı.....	64
Şekil 15. Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanla restore edilen dişlerin vickers cihazındaki görüntüsü.....	66
Şekil 16. Bulk fill kompozitle restore edilen dişlerin vickers cihazındaki görüntüsü.....	66
Şekil 17. Cam karbomer ile restore edilen dişlerin vickers cihazındaki görüntüsü.....	66
Şekil 18. Cam karbomer ve yüzey örtücü ile restore edilen dişlerin vickers cihazındaki görüntüsü.....	67

ÖZET

CAM İYONOMER, CAM KARBOMER VE REZİN İÇERİKLİ RESTORATİF MATERYALLERİN MİKROSERTLİKLERİNİN İN-VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

Bu in vitro çalışmanın amacı, süt molar dişlerdeki Sınıf I restorasyonlarda kullanılan yüksek viskoziteli cam iyonomer siman, cam karbomer, yüzey örtücüsüyle birlikte uygulanan cam karbomer ve bulk fill kompozit rezinin mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılmasıdır.

Çalışmamızda Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti bölümünde çekilmiş olan Sınıf I kavite açılmaya uygun 48 adet süt molar diş kullanıldı. Dişlerin yüzeyindeki plak ve yumuşak doku artıkları kretuar ile temizlendi. Çekilmiş dişler mine sement sınırından itibaren akrilik kaideye gömüldü. Dişlere Sınıf I kaviteler açıldıktan sonra randomize olarak 4 gruba(n=12) ayrıldı. Her grupta ışınlama işlemi için ışın gücü 1200 mW/ cm² olan bir LED ışık kaynağı(3M ESPE Elipar S10) kullanıldı. İlk gruba yüksek viskoziteli cam iyonomer siman olan GC Equia Fil uygulandıktan sonra üzerine yüzey örtücü (Equia Coat) aplikatör yardımıyla uygulandı ve 20 saniye boyunca polimerize edildi. İkinci gruba bulk fill kompozit rezin (President, Stark Bulk Fill) uygulandı ve 20 saniye boyunca polimerize edildi. Üçüncü gruba cam karbomer(APA Glass Fill) uygulandıktan sonra 60 saniye polimerize edildi. Dördüncü gruba APA Glass Fill uygulandıktan sonra üzerine yüzey örtücü olan APA Gloss aplikatör yardımıyla uygulandı ve 60 saniye polimerize edildi. Örnekler distile su içerisinde bekletildi ve her hafta distile su yenilendi. Kerr marka disklerle kalın grenliden ince grenliye doğru polisajlanan örneklerin yüzeyleri 500 ve 1000 grenli silisyum karbür zımpara kullanılarak düzenlendi.

Örneklerin mikrosertlik ölçümlerinin yapılması için Vickers cihazı kullanıldı. Her örneğe 15 saniye boyunca 300 gr kuvvet uygulanarak mikrosertlik ölçümleri yapıldı. Her bir örnekte üç ayrı noktada ölçüm yapıldı ve ölçülen değerlerin ortalaması alındı.

Verilerin istatistiksel analizinde IBM SPSS Statistics Versiyon 20.0 paket programı kullanıldı. Restorasyon materyali olarak cam iyonomer uygulanan grup (Grup I), kompozit uygulanan grup (Grup II), cam karbomer uygulanan grup (Grup III) ve cam

karbomer ve yüzey örtücü uygulanan grup (Grup IV) incelendiğinde gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu. ($p<0.001$).

Mikrosertlik ölçümleri kıyaslandığında, kompozit ile restore edilen grup (Grup II), diğer gruplara oranla sertlik değeri en yüksek bulunan grup oldu. Ardından cam iyonomerle restore edilen grup (Grup I) ve cam karbomere ek olarak yüzey örtücü uygulanan grup (Grup IV) gelmektedir. Mikrosertlik olarak en düşük bulunan grup ise cam karbomer ile restore edilen grup (Grup III) oldu. Tüm gruplar arasındaki ikili farklılıklar yapılan Post Hoc testi (Games & Howell testi) ile istatistiksel olarak anlamlı bulundu. (Hepsi için $p<0.001$).

Mevcut bilgiler ışığında süt molar dişlerdeki Sınıf I restorasyonlarda kompozit rezin kullanılması, cam iyonomer ve cam karbomer kullanılmasına kıyasla mikrosertlik açısından daha uygun olabilir. Cam karbomer materyale yüzey örtücü uygulanması mikrosertlik değerini arttırdığı görülmüştür. Süt dişlerindeki Sınıf I kavitelerde restoratif materyal olarak cam karbomer kullanılacağı zaman yüzey örtücü ile birlikte kullanılmasının mikrosertliğini arttıracakını böylece restorasyonun ağız içi kuvvetlere karşı dayanımını arttıracak ve ömrünü uzatacağı düşünülmektedir.

Anahtar kelimeler: cam iyonomer siman, cam karbomer, mikrosertlik, yüzey örtücü

ABSTRACT

THE EVALUATION OF THE MICROHARDNESS OF GLASS IONOMER, GLASS CARBOMER, AND RESIN-BASED RESTORATIVE MATERIALS IN VITRO

The aim of this in vitro study is to compare the microhardness values of high-viscosity glass ionomer cement, glass carbomer, glass carbomer applied with a surface coating agent, and bulk fill composite resin used in Class I restorations of human primary molar teeth.

In our study, 48 primary molar teeth with Class I cavities suitable for preparation were used, which were extracted at the Department of Pedodontics, Faculty of Dentistry, Çukurova University. The plaque and soft tissue debris on the surfaces of the teeth were cleaned using a scaler. The extracted teeth were embedded in acrylic bases starting from the cement-enamel junction. After Class I cavities were prepared, the teeth were randomly divided into 4 groups (n=12). A LED light-curing unit with an irradiance of 1200 mW/cm² (3M ESPE Elipar S10) was used for the light-curing process in all groups. In the first group, after the application of a high-viscosity glass ionomer cement (GC Equia Fil), a surface coating (Equia Coat) was applied using an applicator and then polymerized for 20 seconds. In the second group, a bulk-fill composite resin (President, Stark Bulk Fill) was applied and light-cured for 20 seconds. In the third group, glass carbomer (APA Glass Fill) was applied and cured for 60 seconds. In the fourth group, after the application of APA Glass Fill, a surface sealant (APA Gloss) was applied using an applicator and then light-cured for 60 seconds.

The samples were stored in distilled water, which was refreshed every week. The surfaces of the samples, polished from coarse to fine grit using Kerr brand discs, were prepared using silicon carbide sandpapers with grits of 500 and 1000.

Vickers hardness measurements of the samples were performed using a Vickers hardness tester. A 300 g force was applied for 15 seconds to each sample, and microhardness measurements were taken. Measurements were taken at three different points on each sample, and the average of the measured values was calculated.

Statistical analysis of the data was performed using IBM SPSS Statistics Version 20.0 software. When examining the group restored with glass ionomer (Group I), the group treated with composite resin (Group II), the group treated with glass carbomer (Group III), and the group treated with glass carbomer and surface sealant (Group IV), the differences among the groups were found to be statistically significant ($p < 0.001$)

When microhardness measurements were compared, the group restored with composite resin (Group II) exhibited the highest hardness values among all groups. This was followed by the group restored with glass ionomer (Group I) and the group treated with both glass carbomer and a surface sealant (Group IV). The group with the lowest microhardness values was the one restored with glass carbomer alone (Group III). Pairwise comparisons among all groups revealed statistically significant differences, as determined by the Post Hoc test (Games–Howell test) ($p < 0.001$ for all comparisons)

In light of the current findings, the use of composite resin in Class I restorations of primary molars may be more favorable in terms of microhardness compared to the use of glass ionomer and glass carbomer materials. The application of a surface sealant to the glass carbomer material was observed to enhance its microhardness. Therefore, when glass carbomer is selected as the restorative material for Class I cavities in primary teeth, its use in combination with a surface sealant is considered to improve microhardness, thereby potentially increasing the restoration's resistance to intraoral forces and prolonging its clinical longevity.

Keywords: *glass ionomer cement, glass carbomer, microhardness, surface coating agent*

1.GİRİŞ

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyaller zamanla gelişim ve değişim göstermiştir. Pedodonti alanında sıklıkla tercih edilen restorasyon malzemeleri amalgam, cam iyonomer siman, kompomer ve kompozit rezinlerdir. Bu materyallerin hangi vakalarda kullanılacağına karar verirken dişin klinik durumu, restore edilebilirliği ve uygulama süresi göz önüne alınmalıdır.

Amalgamın içeriğindeki cıvanın özellikle çevre sağlığına toksik etkileri ve günümüzde hastaların artan kozmetik ve estetik ihtiyaçlarına cevap verememesi nedeniyle kullanımı oldukça sınırlı hale gelmiştir. Çiğneme işlevi ve tutuculuğa ek olarak hastaların estetik beklentilerini karşılamak amacıyla 1962’de Rafeel Bowen tarafından kompozit reçineler geliştirilmiştir [1]. Kompozit rezin restorasyonlar, amalgamlara göre daha estetik materyallerdir. Bu yüzden günümüzde amalgama kıyasla daha fazla tercih edilmektedirler. Bununla birlikte, kompozitlerin uygulama tekniğinin uzun sürmesi ve neme duyarlılıklarının yüksek olması gibi dezavantajları da halen giderilememiştir.

Kompozitlerin polimerizasyonu sırasında, kavite geometrisinin etkisi, konfigürasyon faktörü ile açıklanmıştır. Rezin bazlı restoratif materyalin uygulandığı kavitedeki adezyon sağlanan yüzey alanlarının toplamının, adezyon sağlanmayan yani serbest yüzeylerin toplam alanına oranına konfigürasyon faktörü (C-faktör) adı verilmektedir[2]. C-faktörü ne kadar yüksekse, polimerizasyon sırasında meydana gelen büzülme o kadar fazla olacaktır[3]. Bu nedenle, kompozit dolgu malzemeleri kaviteye, konfigürasyon faktörünü azaltacak şekilde yerleştirilmelidir. Polimerizasyon büzülmesini en düşük seviyeye indirmek amacıyla uygulanan tabakalama (inkremental) tekniği, tedavi süresini uzatan bir yöntemdir. Ayrıca bu tekniğin polimerizasyona bağlı büzülme stresi olması, derin kavitelerde çalışma süresini uzatması, kompozit tabakaları arasında hava boşluğu kalması, tabakalama esnasında kontaminasyon olması ve tabakalar arasında bağlantı sorunlarının oluşması gibi dezavantajları vardır. Bu dezavantajları minimize etmek için derin kavitelerde 4-5mm’lik tabakalar halinde tek bir kütle olarak uygulanabilen bulk fill kompozitler üretilmiştir[4]. Kompozit rezinin tek bir tabaka halinde uygulanması, klinik açıdan işlemi kolaylaştırarak çalışma süresini

kısaltır ve hasta konforunu artırır[5]. Bulk fill kompozitler yüksek ışık geçirgenliği gösterdiği için polimerizasyon derinlikleri artmıştır ve bu derinlikte düşük büzülme stresleri vardır [6]. Çocuk hastalarda uzun süre ağız açıklığı sağlamak zor olduğu için çalışma zamanını kısaltması sebebiyle tek kütle halinde kaviteye yerleştirilen kompozitler, tabakalama yöntemiyle uygulanan kompozitlere alternatif olmaktadır.

Kompozitler, ağız içinde kavite izolasyonunun tam olarak sağlanabildiği koşullarda tercih edilmelidirler. İzolasyonun ideal olarak sağlanamadığı koşullarda oldukça başarısız restorasyonlara sebep olurlar. [7].

Cam iyonomer simanların biyouyumlu ve antibakteriyel olmaları, flor salınımı yapmaları, diş dokularına kimyasal olarak bağlanmaları ve hidroksiapatit kristallerini remineralize etme özellikleri sayesinde restoratif materyal olarak tercih edilmektedirler [8]. Ancak, düşük aşınma direncine sahip olmaları, kısa çalışma süreleri, uzun sertleşme süreleri, sertleşme sırasında neme duyarlı olmaları ve nem kontaminasyonuna uğradıklarında ağız sıvılarında çözünerek yüksek mikrosızıntı oranlarına yol açmaları klinik kullanımlarını sınırlamaktadır[9].

Cam iyonomerlere 1970'li yıllardan itibaren çeşitli modifikasyonlar uygulanarak farklı özellikler kazandırılmıştır[10]. Çiğneme kuvvetlerinin yoğun olduğu bölgelerde daha iyi bir direnç sağlamak amacıyla, geleneksel cam iyonomer simanın partikül boyutları ve toz:likit içeriği üzerinde modifikasyonlar yapılmış ve bu sayede yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar elde edilmiştir. Toz:likit oranında, toz miktarı artırılarak viskozitenin artırılması amaçlanmıştır[11].

Cam karbomerler, cam iyonomer simanın dezavantajlarını ortadan kaldırmak için biyomimetik çalışmalar sonucu geliştirilmişlerdir [12]. Geleneksel cam iyonomer simanların içindeki toz partikülleri nano boyutlara indirgenip tozuna karbon zincir ve florapatit/hidroksiapatit içeren nanopartiküller ilave edilerek geliştirilmişlerdir. Cam karbomer simanların, geleneksel cam iyonomer simanlara kıyasla daha yüksek mekanik özelliklerinin olduğu belirtilmiştir. Cam karbomer, bisfenol glisidil metakrilat (Bis-GMA) içermediği için biyouyumlu olarak kabul edilir[13].

Cam karbomerler, geleneksel cam iyonomer simanlara benzer şekilde kimyasal olarak sertleşir bununla birlikte sertleşirken ısı uygulanması önerilmektedir. Materyale ısı uygulamanın diş dokusuna adezyonu arttırdığı ve materyalin mekanik özelliklerini iyileştirdiği belirtilmiştir[14].

Cam karbomer ve cam iyonmer uygulaması sonrası materyallerin fiziksel, mekanik ve estetik özelliklerini korumak amacıyla örtücü materyal kullanılması önerilmektedir. Yüzey örtücü kullanmanın yüzeyde mikro çatlak oluşumunun engellenmesi, ışık geçişinin azalması ve restoratif materyalin dayanıklılığının artması gibi avantajları bulunmaktadır. Ayrıca ışıkla sertleşen yüzey örtücülerin, materyalin sertleşirken su ile temasını da önlediği belirtilmiştir [15][16].

Bu in vitro çalışmada, süt dişlerindeki Sınıf I kavitelere uygulanan yüksek viskoziteli cam iyonmer siman(GC Equia Fil), bulk fill kompozit rezin(President, Stark Bulk Fill), cam karbomer(APA Glass Fill) ve yüzey örtücüsüyle birlikte uygulanan cam karbomerin(APA Glass Fill-APA Gloss) mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılması amaçlanmıştır. Aynı zamanda cam karbomerin yüzey örtücü ile uygulanmasının mikrosertlik üzerinde etkili olup olmadığının da değerlendirilmesi planlanmıştır.

Çalışmanın hipotezleri;

1. Cam karbomer, cam iyonmer siman ve kompozitten daha düşük mikrosertlik değerine sahiptir.
2. Bulk fill kompozit materyali, kullanılan materyaller arasında en yüksek mikrosertlik değerine sahiptir.
3. Cam karbomere yüzey örtücü uygulanması mikrosertlik değerini artırır.

Sıfır hipotezi: Süt dişlerindeki Sınıf I kavitelere uygulanan bulk fill kompozit, YVCİS, cam karbomer, yüzey örtücüsüyle birlikte uygulanan cam karbomer materyallerin mikrosertlik değerleri arasında anlamlı fark yoktur. Cam karbomerin yüzey örtücü ile birlikte uygulanması mikrosertlik değerini etkilemez.

Diş hekimliği literatürlerinde yüksek viskoziteli cam iyonmer simanların, bulk fill uygulamalı kompozit rezinlerin, cam karbomer materyallerin mikrosertlik özelliklerini ve cam karbomere yüzey örtücü uygulanmasının mikrosertliğe olan etkilerini bir arada değerlendiren bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu çalışmadan beklediğimiz yarar, kullanılan restoratif materyallerin mikrosertliklerini in vitro olarak karşılaştırıp klinik kullanımda restoratif materyal tercihi konusunda literatüre katkı sağlamaktır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1.Cam İyonomer Simanlar

Cam iyonomer simanlar çocuk diş hekimliğinde farklı amaçlarla en sık kullanılan materyallerdendir. Silikat ve çinko polikarboksilat simanların avantajları birleştirilerek oluşturulan cam iyonomer simanlar, ilk kez 1972 yılında Wilson ve Kent tarafından tanıtılmıştır[17]. Cam iyonomer simanlar, cam polialkenoat siman ve polialkenoat siman olarak da isimlendirilmektedir[18]. İlk üretimi yapılan cam iyonomer simanlara Alüminö Silikat Poli Akrilat denilmektedir. Şuan ise ASPA'nın toz-likit oranı değiştirilerek farklı türleri üretilmektedir [19]. Cam iyonomer simanın tozu bazik florö-alumino silikat taneciklerinden oluşur. Buna ek olarak yüksek oranda kalsiyum ve florür, daha az oranlarda sodyum ve fosfat içermektedir. Likiti de orijinal olarak aköz poliakrilik asit içermektedir [20].

2.1.1. Cam İyonomer Simanların Kullanım Şekillerine Göre Sınıflandırılması

CİS'lerin klinik kullanımları süt ve daimi dişlerde değişiklik göstermektedir. Çocuk hastalarda paslanmaz çelik kuron yapıştırılmasında, ortodontik bant ve braketlerin yapıştırılmasında, derin kavitelere kaide materyali olarak, süt dişlerinin sınıf I, II, III, IV, V restorasyonlarında, daimi dişlerin sınıf III ve V restorasyonlarında, yüksek riskli bireylerde çürük kontrolü sağlanmasında, restorasyon tamirinde, Atravmatik Restoratif Tedavi (ART)'de ve Interim Terapötik Restorasyon (ITR) materyali olarak kullanılmaktadır[21]

Cam iyonomer simanlar kullanım şekillerine göre aşağıdaki gibi incelenebilir;

Tip I: Yapıştırma amacıyla kullanılan simanlar, ortodontik braketlerin yerleştirilmesinde, kron-köprü, inley ve onley simantasyonlarında tercih edilir.

Tip II: Restorasyon amacıyla kullanılırlar. 2 alt tipi vardır.

Tip IIa: Anterior dişlerde estetik bir görünüm için tercih edilirler.

Tip IIb: Güçlendirilmiş oldukları için posterior dişlerde tercih edilirler.

Tip III: Kaide materyali ve fissür örtücü olarak kullanılırlar.

Alt grupların tümünde kimyasal bileşenleri birbirine çok yakındır. Hangi amaçla kullanılacağına bağlı olarak gerekli işlevi yapabilmesi için toz:likit oranında ve toz parçalarının hacimlerinde bazı değişimler yapılabilmektedir[22]. Cam iyonomerlerin klinik etkinliği üzerine bildirilen çalışmaların çoğu anekdot niteliğindedir ve klinik uygulamalara ilişkin kararlar klinisyenlerin yargılarına ve deneyimlerine dayanmaktadır. Yayınlanan tüm kanıtların gözden geçirilmesine yönelik son girişimler, cam iyonomerlerin ölçülebilir bir çürük önleme etkisine sahip olduğunu doğruladı. Ancak bugüne kadarki kanıtlar, florür salımının pratikte faydalı olup olmadığı konusunda daha az nettir[23]

Cam iyonomer simanların aşırı yük gelen bölgelerde kullanılmaması gerekir. Süt ve sürekli dişlerin servikalindeki çürüklerde, tünel kavite restorasyonlarında, kaide materyali olarak ve geçici restorasyon yapılması gereken durumlarda kullanılabilirler [24].

2.1.2. Cam İyonomer Simanların Sertleşme Reaksiyonlarına Göre Sınıflandırılması

Cam iyonomer simanların zayıf yönlerini iyileştirmek için içeriklerinde çeşitli modifikasyonlar yapılmaktadır. Farklı bir sınıflamada cam iyonomer simanlar, sertleşme reaksiyonlarına göre üç ayrı sınıfta değerlendirilmiştir[25]

1. Geleneksel Cam İyonomer Simanlar (GCİS)
2. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCİS)
3. Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler (Kompomerler)

2.2. Geleneksel Cam İyonomer Simanlar (GCİS)

Geleneksel cam iyonomer simanların üç ana bileşenden oluşur. Bu bileşenler, cam partikülleri, suyla çözünebilen polimerik asit ve sudan oluşmaktadır[26]. Geleneksel cam iyonomer simanlar toz ve likitin karıştırılmasıyla elde edilirler ve yapılarında iyon bağlayabilme özelliği olan fluoroalüminosilikat cam partikülleri vardır. Materyalin likitinde cam partiküllerinin çözünmesini sağlayan poliakrilik asit vardır[27].

İçeriğindeki cam partikülleri temel olarak silisyum(Si), alüminyum(Al) ve kalsiyum(Ca) bileşenlerini içerir[23].

2.2.1.Geleneksel Cam İyonomer Simanların Toz-Likit İçeriği

Geleneksel cam iyonomer simanın tozu, simanın kimyasal yapısına bağlı olarak farklı içeriklerde olsa da genellikle 1100 -1500 santigrat derece sıcaklıkta sinterlenerek toz formuna gelen silika (SiO_2), alümina (Al_2O_3), kriolit (Na_3AlF_6), alüminyum triflorid (AlF_3), flor rezervuarı sağlamak amacıyla kalsiyum florid (CaF_2) ve alüminyum fosfat (AlPO_4) bileşenlerini içermektedir[28]. İçeriğinde bulunan metal iyonları, alüminyum (Al^{+3}), kalsiyum (Ca^{+2}), çinko (Zn^{+2}), stronsiyum (Sr^{+2}), latanyum (La^{+3}) ve potasyum (K^{+})'dur[29], [30]. Cam iyonomer simanın toz içeriğindeki cam, silikat simanlarda bulunan camlara benzemektedir. Bu zamana kadar içeriğinde sadece kalsiyum alümina silikat bulunan cam partiküllerinde, kalsiyumun bir kısmı ya da tamamı, stronsiyum veya lantan iyonları ile değiştirilerek malzemeye radyoopasite özelliği kazandırılmıştır. Al-Si miktarının belirli seviyede olması koşuluyla üretilen bu tozlarda, cam parçacıkları asitin içinde çözünür ardından simanı oluşturan iyonları salarlar. Simanın mukavemetinin ve yarı saydamlığının artması amacıyla, cam füzyon sıcaklığı azaltılmalıdır[22]. Florür, materyalin toz bileşenlerindeki cam üretilirken akışkanlığı arttırmak amacıyla eklenmiştir. Bu durum, florürün kimyasal reaksiyon esnasında önemli bir yeri olduğunu göstermektedir[31].

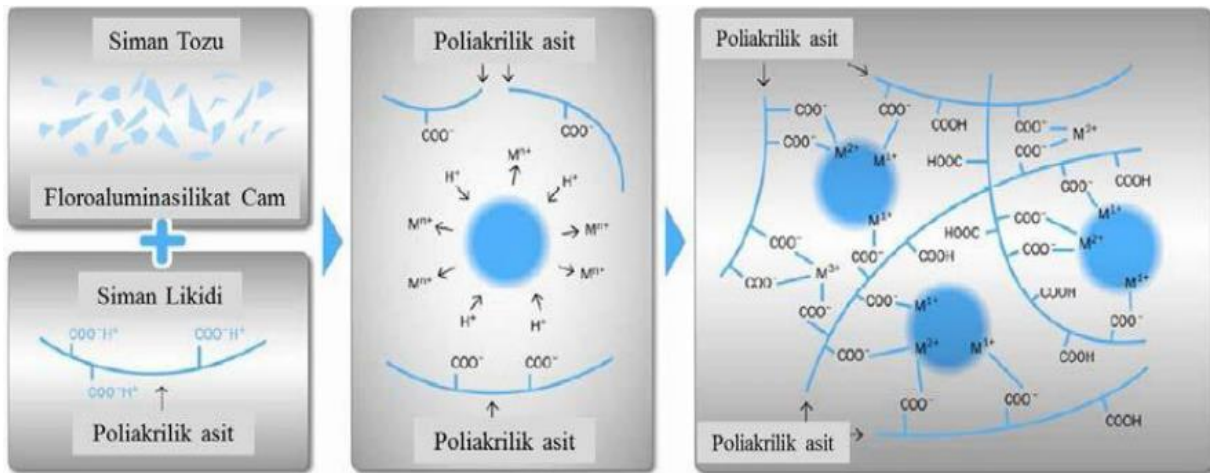
Cam iyonomer simanların likitinde ikonik asit, maleik asit, diğer monomerler ve polimerler vardır. Likitin içeriğindeki poliakrilik asitin konsantrasyonunun yükselmesi simanın dayanıklılığını arttırmaktadır[17]. Likitteki viskozite artışı dayanıklılığı artırdığı için, düşük viskoziteli ve düşük molekül ağırlığı olan polimerlerin, yüksek molekül ağırlığı olan polimerlere göre daha yüksek miktarlarda kullanılması avantaj sağlar[32]. Bütün üretici firmalar likitin temel bileşeni olarak poliakrilik asitleri kullanmamaktadırlar. Bazı durumlarda poliakrilik asitlerin dehidrate edilmiş hali toza eklenip, likiti su ya da sulu bir tartarik asit çözeltisi şeklinde olabilmektedir. Tartarik asidin eklenmesi, çalışma süresini uzatarak simanın sertleşme tepkimesini iyileştirir, daha kolay ve daha etkili bir şekilde manipüle edilmesini sağlar[33]. Likitin susuz formunda polialkenoik asitler bulunmaktadır. Likit susuz formda kullanıldığı zaman, cam iyonomer simanların aşınma direnci, kırılma direnci, dayanıklılık gibi mekanik

özellikleri geliştirilmiş olur. Aynı zamanda sertleşme süresi ve çalışma süresi de azalmaktadır[22].

2.2.2. Geleneksel Cam İyonomer Simanların Sertleşme Reaksiyonları

Cam iyonomer simanların sertleşme mekanizmaları asit-baz tepkimesidir. Likit ve tozun birleştirilmesi sertleşme reaksiyonunu başlatır. Sertleşme reaksiyonu 4 ayrı fazda gerçekleşir; toz ile likitin birleşmesi, cam partiküllerine asit atağı (asit-baz reaksiyonu), matriks şelasyonu (silika hidrojel oluşumu), matriks sertleşmesi (matürasyon)[27], [34]

Başlangıç fazında asit içerikli likit (pH=1), silikat cam partiküllerinin yüzeydeki kısımlarını çözmektedir. Bunun sonucunda ikinci fazdaki asit atağı gerçekleşir ve kalsiyum, alüminyum, stronsiyum, flor iyonları açığa çıkmaktadır. Ortaya çıkan kalsiyum iyonları (Ca^{2+}), iyonize olmuş karboksil grupları tarafından bağlanarak şelat oluştururlar. Bu şekilde, poliakrilik asit polimer zincirlerinde çapraz bağlar oluşur ve sonucunda amorf bir polimer jel ortaya çıkar. Asitle tepkiye giren bu metaller, cam taneciklerinin yüzeyinde bir silika hidrojel tabakası meydana getirir (Üçüncü faz). Cam tozunun yüzey tabakası asitle reaksiyona girerken, ana yapı (çekirdek) bozulmadan kalır. Son aşamada ise, takip eden 24-72 saat içinde, kalsiyum iyonlarının yerini alüminyum iyonları alır. Bu şekilde, güçlü çapraz bağlar oluşur ve CİS daha sağlam bir yapı kazanır[27], [34]. Cam iyonomer sertleşme reaksiyonu Şekil 1’de gösterilmektedir.



Şekil 1. Cam iyonomer simanın sertleşme reaksiyonu[35]

Cam iyonomer siman karıştırıldıktan sonra klinik olarak on dakika içinde sertleşirler. Ortamda su varlığında asidin hidrojen iyonlarının cam partiküllerine tutunması sonucu kalsiyum, stronsiyum ve alüminyum iyonlarının salınması ile başlayan ikinci faz, yavaş ilerler ve uzun süre devam etmektedir[23]. Başlangıç sertleşmesinden sonra simanda değişikliklerin devam etmesine olgunlaşma süreci denir. Olgunlaşma işlemlerini ısı veya ultrasonik cihaz yoluyla hızlandırma girişimlerinde bulunulmuştur. Her ikisiyle de CİS'lerin erken dayanımının arttığı gösterilmiştir[36]

Simanın yüzeyi ilk fazda su alımına çok duyarlıyken ikinci fazda su kaybına karşı çok hassastır. Erken su maruziyeti veya dehidrasyon, restorasyonların mekanik dayanımını büyük oranda değiştirmektedir[37]. Cam iyonomerlerin polimerizasyonu 24 saat sonunda tamamlanmaktadır ve en iyi fiziksel özelliklere ulaşması 1 hafta kadar sürmektedir. Bu nedenle restorasyonun bitim işlemleri en az 1 hafta sonra yapılmalıdır[38]. Simanın stabil hale gelmesi için aylar gerekmektedir[39]. Sertleşme reaksiyonu sonrasında çok az miktarda ısı açığa çıkar ve siman hacimsel olarak çok az değişmektedir. Serbest monomer açığa çıkmamaktadır. Sertleşme reaksiyonunun başlangıcında asidik (pH 1.6-3.7) yapıda olan geleneksel cam iyonomer simanların pH değeri, sertleşme tamamlandığında 5.4-7.3 aralığına kadar yükselmektedir[39]

2.2.3.Geleneksel Cam İyonomer Simanların Diş Dokusuna Adezyonu

Süt dişi restorasyonu için materyal seçiminde diğer bir önemli kriter materyalin diş dokularına adezyon özelliğinin olmasıdır[40]. Dolgunun retansiyonu için geniş kavite preparasyonlarına gerek olmaması, çocuk hastaların uzun süreli işlemlere izin vermemesi nedeniyle adeziv özelliği olan materyaller tercih edilir.

Cam iyonomerler simanlar işlem görmemiş mine ve dentinde yüksek bağlanma dayanımı gösterirler. Mine üzerindeki değerler 2,6-9,6 MPa dentin üzerindeki değerler 1,1-4,1 MPa aralığındadır. Bağlanma kuvvetleri genellikle mine üzerinde dentine göre daha yüksektir, bu da bağlanmanın mineral fazda meydana geldiğini ortaya koymaktadır. Bağlanma dayanımı hızlı bir şekilde gelişir; nihai bağlanma kuvvetinin yaklaşık %80'ine 15 dakikada ulaşılır ve ardından birkaç gün boyunca artarak devam eder[23].

Cam iyonomer simanların iyon değişim mekanizması aracılığıyla dişin mine ve dentin yüzeylerine bağlanmaları en önemli özellikleridir[41]. Cam iyonomer simanlarda adezyonun oluşabilmesi için; yüzeyin temiz olması, bu yüzeyin adeziv ile tamamen ıslanması ve adezivin sıvı formdan katı forma geçiş yapması gereklidir[42]. Adezyon iki basamaktan oluşur. Birinci basamakta poliakrilik asitin dentin yüzeyinde bir demineralizasyon tabakası oluşturması ve kollajen fibrillerin hibridizasyonu ile mekanik bağlanma oluşmaktadır. İkinci basamakta ise poliakrilat iyonları ile, mine tabakasındaki hidroksiapatit yapısında bulunan kalsiyum ve fosfor iyonları yer değiştirerek kimyasal bağlanma oluştururlar[43]. Minenin dentinden daha fazla inorganik yapı içermesi ve daha homojen olması nedeniyle, süt dişlerinde cam iyonomer simanların mineyle olan bağlantısı dentinle olan bağlantısından daha yüksektir[44]. Süt dişi dentininde peritübüler dentin daimi diş dentinine göre 2-5 misli kalındır. Peritübüler dentinin mineral içeriği intertübüler dentine göre daha fazla olduğundan bağlanma etkilenmektedir[45].

Cam iyonomer simanlar kaviteye yerleştirilmeden önce diş yüzeyine %37'lik poliakrilik asit 10 – 20 sn süreyle uygulanmalıdır[46]. Bu sayede smear tabakası kaldırılır ve dentin tübüllerinin açığa çıkması sağlanır, diş yüzeyinde kısmi olarak demineralizasyon oluşturulur. Böylece yüzey alanı arttırılarak mikromekanik bağlanma desteklenmiş olur[47]. Poliakrilik asit cam iyonomer sistemin bir parçası olduğu için kalan artıklar simanın sertleşme reaksiyonunu etkilemez ve dişin yüzey enerjisini değiştirerek, materyalin kavite duvarlarına adaptasyonunu iyileştirir. Dişte demineralizasyona neden olacağından kuvvetli asitler kullanılmamalıdır[48].

2.2.4.Geleneksel Cam İyonomer Simanların Endikasyonları

- Süt dişlerinin restorasyonunda,
- Pit ve fissür örtücü olarak,
- Geçici restoratif materyal olarak,
- Ortodontik bant ve braketlerin yapıştırılmasında,
- Kron, inley ve onleylerin simantasyonunda,
- Bütün kavite tiplerinde kaide simanı olarak,

- Sandviç tekniğinde,
- Kök yüzey çürüklerinde,
- Daimi dişlerde sınıf III ve V kavitelerin restorasyonunda,
- Kor yapımında,
- Kavite preparasyonuna gerek kalmadan erozyon ve abrazyon lezyonların restorasyonunda,
- Proksimal, bukkal, lingual ve okluzal bölgeyi içeren minimal invaziv defektlerde,
- Çürüğü kontrol altına almak için geçici restorasyon amacı ile,
- Onley ve kron preparasyonlarında andırkat alanlarının doldurulmasında,
- Eksternal kök rezorbsiyonlarının tedavisinde,
- Endodontik kök perforasyonlarının tamirinde,
- Travma geçiren hastalarda kırık diş kalıcı restorasyon yapılamıyorsa, cam iyonomer simanlar dentin tübüllerini kapatmak için geçici restorasyon materyali olarak da kullanılabilirler[49].

American Society of Dentistry for Children 2015 yılında yayınladığı derlemede geleneksel cam iyonomer simanların ve rezin modifiye cam iyonomer simanların endikasyonlarını şu şekilde sıralamıştır[50]:

1. Yapıştırıcı simanlar
 - a. Paslanmaz çelik kron
 - b. Ortodontik bant
 - c. Ortodontik braket (belli durumlarda)
2. Kavite taban maddesi
3. Restoratif cam iyonomer simanlar
 - a. Süt dişlerde ve bazı özel durumlarda daimi dişlerde Sınıf I restorasyonlar
 - b. Süt dişlerde Sınıf II restorasyonlar
 - c. Süt dişlerde Sınıf III restorasyonlar

d. Daimi dişlerde yüksek çürük riski olan bireylerde ve izolasyonun sağlanamadığı Sınıf III restorasyonlarda

e. Süt dişlerde Sınıf V restorasyonlarda

f. Daimi dişlerde yüksek çürük riski olan bireylerde ve izolasyonun sağlanamadığı Sınıf V restorasyonlarda

4. Çürük kontrolünde;

a. Yüksek çürük riski olan hastalarda

b. Restorasyon tamirinde

c. ART (atravmatik restoratif tedavi)

d. Aşamalı çürük tedavisinde geçici terapötik restorasyon

e. Fissür örtücü olarak kullanımı

2.2.5. Geleneksel Cam İyonomer Simanların Avantajları

Flor Salabilme: Geleneksel cam iyonomer simanların en önemli avantajı flor salınımı yapmalarıdır. Materyal diş yüzeyine uygulandıktan sonra flor salınımı ilk hafta en yüksek düzeydedir. Flor salınımı 2-3 haftada azalırken 18 aya kadar sürdüğü belirtilmiştir. Flor, dentin dokusunun 35-50 µm derinliğine kadar nüfuz eder ve çürük oluşumunu engelleyen etkisini, bakteri yayılımına ve demineralizasyona karşı yapay bir dentin bariyeri oluşturarak sağlar[51].

Çürük önleyici: CİS'ler demineralizasyonu azaltır, remineralizasyonu artırır. Bu sayede çürük oluşumuna karşı etkili bir koruma sağlar[52]. Çürük oluşumuna karşı diş koruması sebebiyle cam iyonomer simanların, yüksek çürük risk grubundaki hastalara uygulanması gerekmektedir[53].

Biyoaktif ve teröpatik: Cam iyonomer simanlar, mine ve dentin dokusuna güçlü bir adezyon sağlar. Pulpa dokusuna diğer restoratif materyallere kıyasla daha düşük toksisite gösterir. Restorasyonun sertleşme sürecinde ortaya çıkan düşük pH, antibakteriyel etkilerin oluşmasını sağlar[54]. Monomer içermemeleri veya düşük miktarda monomer içermeleri nedeniyle düşük sitotoksisite gösterirler[55].

Uygulama kolaylığı: Diş yüzeyine uygulanmadan önce herhangi bir adeziv kullanılmasına ihtiyaç yoktur[56]. Kompozit rezinler gibi tabakalama tekniği kullanılarak yerleştirilmesine gerek yoktur. Sertleştikten sonra ağız sıvılarında neredeyse hiç çözünmemektedir[51].

Neme karşı daha az hassas: Kooperasyon zorluğu yaşanan çocuk hastalarda kompozit ve kompomer yerine cam iyonomerin tercih edilmesinin nedenlerindendir.

Termal uyumluluk: Dişe benzer termal genişleme katsayısı sayesinde dişin mine ve dentin dokusuna termal uyum sağlarlar[55].

Minimal mikrosızıntı: Termal genişleme kat sayılarının diş yapılarına benzemesi nedeniyle kompozitlere kıyasla daha az mikrosızıntıya neden olurlar[57].

Cam iyonomerlerin fissür örtücü olarak kompozitlere göre hidrofilik ve boyutsal olarak stabil olmaları gibi bazı avantajları vardır. Hidrofilik olduklarından fissürün dibinde kalan sıvıyı emebilir ve yine de mineye yapışabilirler. Boyutsal stabilite, simanın marjinal adaptasyonunu korumasına ve dişle yapışmasına olanak tanır. Bunun sonucunda fissür örtücü materyalin altında çürük oluşma riski ortadan kalkar[23].

Cam iyonomer simanlar, ince film kalınlıkları, asit saldırılarına karşı yüksek direnç, güçlü gerilme kuvvetleri, ağız ısısında uzun çalışma süreleriyle uygulama kolaylığı, estetik görünimleri ve düşük viskoziteleri gibi birçok avantaja sahiptir.

[58].

2.2.6. Geleneksel Cam İyonomer Simanların Dezavantajları

Neme ve dehidratasyona hassasiyet: Cam iyonomer simanlar, erken aşamalarda nem kontaminasyonuna, sertleşme sürecinde de dehidratasyona duyarlıdırlar. Dişe uygulandıktan hemen sonra nem ile temasının kesilmesi gerekmektedir. Bu özellik, cam iyonomer simanların uygulanmasında teknik açıdan dikkatli bir yaklaşım gerektirdiğini gösterir[8].

Düşük kırılma ve aşınma direnci: Geleneksel cam iyonomer simanlar, amalgam ve kompozit materyallere göre daha zayıf kırılma direnci ve daha fazla aşınma gösterirler. GCİS'lere metal taneciklerinin ilave edilmesiyle daha güçlü materyaller elde

edilememiştir. Bu yüzden süt ve daimi dişlerdeki sınıf II restorasyonlarda GCİS kullanımı önerilmez[59].

Estetik açıdan zayıf: Cam iyonomer simanlar kompozitlere göre daha opak yapıdadır ve estetik özellikleri kompozitlerden daha zayıftır. Cam iyonomer ile yapılan restorasyonun bitiminde uygulanan polisaj işlemi ile yapılan parlatma, kompozit restorasyonlardaki kadar etkili olmamaktadır[60].

Koheziv başarısızlık: Cam iyonomer simanlarda genel olarak koheziv başarısızlıklar mevcuttur. Koheziv başarısızlık, diş ile siman arasındaki bağlanmanın bozulmasından ziyade simanın kendi içindeki bağlantısının bozulmasıdır [23].

Mikrosızıntı: Cam iyonomer simanların uygulanması sonrası diş ile restorasyon arasında mikroorganizmaların geçiş yapabileceği ve mikrosızıntının oluşabileceği bir aralık meydana gelir [61].

Sonuç olarak cam iyonomer simanların dezavantajları arasında, kısa çalışma süresi, uzun sertleşme süresi, kaviteye uygulanırken yüksek nem hassasiyeti, sertleşme sırasında dehidratasyona karşı hassasiyet, düşük aşınma direnci ve renk stabilitesi, fazla kırılma, düşük basma dayanımı, düşük esneme katsayısı, düşük kırılma tokluğu ve yüksek teknik hassasiyet gerektirmeleri gibi özellikler yer almaktadır[20], [24], [62].

2.3.Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar(RMCİS)

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar, hibrit iyonomer simanlar olarak da adlandırılırlar. Pedodonti alanında yaygın olarak kullanılan RMCİS, geleneksel cam iyonomer simanlardan daha iyi mekanik özelliklere sahiptir ve manipülasyonu çok daha kolaydır[63]. 1990'ların başında GCİS'lerin mekanik özelliklerini iyileştirmek amacı ile içerisine rezin eklenerek Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCİS) üretilmiştir. RMCİS'lerin fiziksel ve mekanik özellikleri GCİS'ten daha yüksek, kompozit rezinlerden daha düşüktür[64]. RMCİS'lerin likitinde polimerizasyonu ışıqla gerçekleşen HEMA (hidroksi etil metakrilat), metakrilat grupları, tartarik asit, poliakrilik asit ve %8 su bulunur. Toz kısmı ise fluoroalüminosilikat cam tozları içermektedir[65]. İçeriğinde %80 cam iyonomer siman, %20 rezin bulundurmaktadır.

İçeriğe rezin ilave edilmesiyle sertleşme sürecindeki temel asit-baz tepkimesine ikincil bir polimerizasyon tepkimesi daha dahil edilmiştir. Bu ikincil polimerizasyonun aktivasyonu ışık ile olmaktadır. Işıkla polimerizasyon işlemi sonucunda bir matriks oluşur ve bu matrikste devam eden asit-baz reaksiyonu, materyalin daha sağlam bir şekilde sertleşmesini ve direnç seviyesinin artmasını sağlar. Işıkla sertleşme tamamlandıktan sonra asit-baz reaksiyonunun devam etmesi, restorasyonun neme karşı hassas olmasına yol açmaktadır. RMCİS'ler ışık ile aktive edilmeden de sertleşebilir fakat ışıksız gerçekleşen sertleşme daha geç tamamlanacaktır[62], [65], [66]. RMCİS'lerde asit-baz reaksiyonu GCİS'lere göre daha yavaştır. Çünkü içeriklerindeki HEMA, hidrofilik yapıya sahip olup asit-baz reaksiyonunun devamlılığı için gereken suyun geri alınımına neden olur[67]. Simanın karıştırılmasıyla başlayan asit-baz reaksiyonu, yavaş bir sertleşme süreci başlatır. Görünür ışıkla polimerize edilerek tamamlanmış gibi görünse de bu sertleşme reaksiyonu aslında 24 saat, hatta 1 hafta kadar devam edebilir[68].

RMCİS'ler, hem toz-likit formunda hem de kapsül formunda mevcut olabilir. Bu şekilde hazırlanan preparatlar materyali kaviteye yerleştirirken manipülasyon kolaylığı sağlamaktadır [69], [70]. RMCİS uygulamadan önce, dentine 10 saniye süreyle %10'luk poliakrilik asit uygulanması önerilir. Çünkü poliakrilik asit, dentindeki debrisleri uzaklaştırıp dentin tübülleri açarak bağlanmaya uygun yüzey oluşturur[18].

RMCİS Kullanım Alanları:

Süt dişlerinde sınıf I, II ve III kavitelerin restorasyonlarda, süt ve daimi dişlerde sınıf V restorasyonlarda, kaide simanı olarak, fissür örtücü olarak ve ortodontik braketlerin yapıştırılmasında kullanılmaktadır. Fuji II LC (GC, Corporation, Tokyo, Japonya), Ionolux (VOCO, Cuxhaven, Almanya) isimli ürünler piyasada bulunan rezin modifiye cam iyonomer siman örnekleridir[62], [65].

RMCİS Avantajları:

-RMCİS'lerin içeriklerinde %23 oranında flor bulunur. Flor salınımı ve reşarj yapma özellikleri geleneksel cam iyonomer simanlardan daha fazladır[71].

-Geleneksel cam iyonomer simanlara oranla çalışma zamanları daha uzundur ve manipülasyonları da daha kolaydır[65].

-Geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha yüksek kırılma tokluğu, kırılma direnci ve aşınma direnci gibi özellikleri vardır[66].

-GCİS'lere kıyasla dentine daha iyi adezyon sağlar, diş-restorasyon arasındaki mikrosızıntıyı azaltır ve diş daha iyi adapte olurlar[72].

-RMCİS'lar, GCİS'lara göre daha iyi estetiğe sahiptir [65], [66].

-RMCİS'lar cam iyonomerin temel avantajlarını da korumaktadır. Bu avantajlar arasında flor salınımı ve reşarj özelliği, biyouyumluluk göstermesi, diş dokusuyla eşdeğer termal genleşme ve diş dokusuna fizikokimyasal bağlanma özellikleri yer alır[34], [66].

-Ağız ortamında çözünürlüğü GCİS'lara oranla daha azdır [65].

RMCİS Dezavantajları:

-Restoratif tedavinin tamamlanmasından 24 saat sonra RMCİS'ler, GCİS'lere kıyasla %3 daha fazla büzülme gösterirler.

-Polimerizasyon büzülmesi nedeniyle mikrosızıntı ve postoperatif hassasiyet oluşabilir; ayrıca marjinal bölgelerde renklenme meydana gelebilir.

-Işığın ulaşamadığı alanlarda polimerizasyonun tam olarak sağlanamadığı belirtilmiştir [1], [73]. RMCİS'lerin ışık kaynağının tam polimerizasyon derinliğine ulaşabilmesi amacıyla tabakalama tekniği kullanılarak uygulanması gerekmektedir[74].

-RMCİS'lerde, ilk 24 saatte farklı miktarlarda HEMA salınımı olduğundan dolayı biyouyumlulukları CİS'ler kadar iyi değildir. Açığa çıkan HEMA miktarı, kullanılan ışık kaynağının şiddetiyle ilişkilidir[75]. HEMA dentine difüze olabilmektedir[76] bu nedenle pulpal hücrelere de sitotoksik etkiler gösterir[77].

2.4.Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler (Kompomerler)

1990 senesinin başlarında cam iyonomer simanların likitine polialkenoik asit yerine asidik monomerlerin eklenmesiyle kompozit ve cam iyonomerlerin ikisinin de özelliklerini barındıran Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler (kompomerler) (PMKR)

üretilmiştir[78], [79]. Kompomerler yapılarında %70 kompozit rezin, %30 cam iyonomer siman içerirler. Kompomerler, klinik özellikleri açısından kompozit rezin materyallere daha çok benzemektedir. Kompomerler, rezin (UDMA, HEMA ve bütan tetra karboksilik asit) ve asit monomerinden oluşmaktadırlar. Aynı zamanda içeriklerinde, florosilikat cam, reaksiyon başlatıcılar, stabilizörler ve pigmentler bulundurulurlar[80].

Kompomerlerin polimerizasyonu kompozit rezinlerdeki gibi ışık ile olmaktadır. Işıkla polimerizasyon başlayınca, monomerler aralarında çapraz bağlantılar oluşturur böylece ilk sertleşme reaksiyonu başlar. Işık ile polimerizasyondan sonra, materyalin ağız ortamı ile temas etmesi sonucu absorbe ettiği su ile yapısında bir miktar asit-baz tepkimesi gerçekleşmektedir[79]. Yapılan çalışmalar kompomerlerin neme maruz kalmasının malzemenin dayanıklılığını %40'a kadar azalttığını göstermektedir. Fakat uzun süreli takiplerde başarılı sonuçlar elde edilmesi nedeniyle bu durum göz ardı edilmiştir[81].

Kompomerler ilk defa Dyract (Dentsply/DeTrey, Konstanz, Germany) adı ile satışa sunulmuştur. Kompomerler, kapsül ya da şırınga olarak kullanılabilen, ışıkla sertleşen, diş dokularına adezyonları zayıf olduğu için öncesinde bağlayıcı ajan uygulanması gereken malzemelerdir. Dişe olan bağlantısını arttırmak için özel bir primer-adeziv sistemleri vardır. Asitle ayrışabilen cam partikülleri ve polialkeonik asitin yerine, polimerize edilebilir asidik monomer bulundurulurlar [79], [82]. Süt dişlerinin yapısal özelliklerinden dolayı adeziv sistemlerin uygulanmasıyla ilgili bazı sorunlar bildirilmiştir. Süt diş minesinin, yüzeysel 30-100µm'lik prizmasız kısmının, daimi dişlerde asitle pürüzlendirilerek oluşturulan yüzeye dönüştürülmesi için uygun olmadığı belirtilmiştir. Uygun bir aşındırma yüzeyi oluşturmak amacıyla prizmasız mineye bizotaj yapılmalı ve 30 saniye (daimi dişlerde ise 15 saniye) boyunca asit uygulanmalıdır. Aşındırma süresinin artması, aşındırma yüzeyini düzleştirerek etkiyi azaltacaktır[83].

Günümüzde kullanılan Dyract (DENTSPLY, York, ABD), Compoglass (Ivoclar Vivadent, Zürih, İsviçre), Hytac (ESPE, Seefeld, Almanya), Geristore (Den-Mat Corp., Santa Maria, ABD) gibi markalar kompomerlere örnek olarak verilebilir. Kompomerler estetik görünümelerini kompozitlerden, florür salma özelliklerini cam iyonomerlerden almıştır[84]. Florür salma kapasiteleri, geleneksel cam iyonomer simanlara kıyasla oldukça düşük olduğundan, orta ve düşük çürük riski taşıyan bireylerde kullanımları

tavsiye edilmektedir[85]. Kompomerlerdeki florür, matriksten hızla salınarak ağız içinde antikaryojenik bir ajan gibi hareket eder[81]. Kompomerler rezin bazlı materyallerdir ve hidrofobiktirler[84].

Kompomerlerin, ışıkla sertleşmesi, kaviteye uygulanırken fazla aşama gerektirmemesi, kıvamının koyu ve kullanımının kolay olması, florid salınım yapması, estetik özelliğinin iyi olması, biyouyumluluğu, bitim uygulamalarının kolaylığı, radyopak özelliği ve cam iyonomer simanlara göre yüksek mekanik ve fiziksel özelliklere sahip olması gibi avantajları bulunmaktadır[79]. Kompomerler, kompozitlere göre daha zayıf fiziksel özellikler taşıdığı için okluzal yüklerin yoğun olduğu bölgelerde tercih edilmemeleri gerektiği belirtilmiştir[86], [87]. Klinik kullanımları; süt dişlerin restorasyonları, daimi dişlerin sınıf V restorasyonları, kole bölgesindeki abrazyon/erozyon olguları, kama şeklindeki defektler, kök çürüğü lezyonları, kırılan dişlerin geçici tamiri ve ortodontik bantların yapıştırılması şeklinde sıralanabilir[38].

2.5.Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Simanlar

Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar, geleneksel cam iyonomer simanların aşınma direncini ve dayanıklılığını arttırmak, erken dönemde neme karşı oluşan hassasiyetini azaltmak, okluzal yüklerin yoğun olduğu alanlarda daha iyi direnç göstermesini sağlayabilmek amacıyla GCİS'in partikül boyutları ve toz:likit oranında değişiklikler yapılarak elde edilmiştir. GCİS'lerde toz:likit oranı 3:1 veya 4:1'dir. Bu oran yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlarda 6:1 veya 7:1 şeklindedir. YVCİS'teki bu oranlar mekanik olarak daha iyi özelliklere sahip olduğunu göstermektedir[11]. Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlara “kondanse edilebilen cam iyonomer simanlar” da denilmektedir[66], [88].

Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar, posterior bölgelerdeki restorasyonlarda amalgamlara alternatif olarak geliştirilmiştir[89]. Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar hızlı sertleşmeleri, biyouyumlu olmaları, florür salınımı yapmaları, reşarj olabilmeleri, diş yapısına kimyasal olarak bağlanabildikleri için atravmatik restoratif tedavide ve koopere olmayan çocuk hastalarda kullanılabilir[90].

Sertleşme mekanizmaları geleneksel cam iyonomer simanlar ile aynıdır ve rezin modifiye cam iyonomer simanlara benzer özelliklere sahiptirler. Yüksek viskoziteli cam iyonomer siman, rezin modifiye cam iyonomer simanlara kıyasla daha düşük bükülme kuvveti ve gerilme direncine sahiptir. Bu yüzden yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların mekanik özellikleri geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha iyi, ancak rezin modifiye cam iyonomer simanlardan daha düşüktür[89].

Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlarda sertleşme reaksiyonu daha çabuk tamamlanır ve bu sayede erken dönem nem maruziyetinde fiziksel özellikleri olumsuz olarak etkilenmez. Yine de üretici firmalar bu malzemelerin yüzey örtücü rezinlerle birlikte uygulanmaları gerektiğini önermektedir[91], [92]. Cam iyonomer simanların erken dönemde neme maruz kalmasının sonunda düşük klinik performans, azalmış translusentlik, zayıf basma dayanımı, materyalin dayanıklılığında azalış, çözünürlükte artış olduğu bildirilmiş ve ışıkla sertleşen nano-dolduruculu self adeziv koruyucu rezin yüzey örtücülerle birlikte uygulanan cam iyonomer siman (EQUIA) sistem piyasaya sürülmüştür[91]. Bu simanlara ek olarak piyasada var olan Fuji IX (GC, Corporation, Tokyo, Japonya) ve Ketac Molar (ESPE, Seefeld, Almanya) ürünleri de örnek olarak verilebilir[11], [66].

Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların avantajları; adezyon özelliklerinin gelişmiş olması, hızlı sertleşme göstermeleri, özellikle kooperasyonu zayıf olan çocuklarda kullanım kolaylığı sağlaması, flor salınımı, bulk fill tekniğiyle kaviteye yerleştirilebilmesi, yüksek abrazyon direnci, çekme gerilme ve fleksural direnç değerlerinin yüksek olması, artmış yüzey sertliği, biyouyumlu olmaları, tek seansta polisaj yapıp bitirilebilmeleri, kuru ve nemli ortamlara karşı duyarlı olmamalarıdır[93], [94].

Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanların dezavantajları; kısa çalışma zamanı, dehidratasyon fazla olursa mikro çatlaklar oluşabilmesi, ara yüz bölgesini içeren yoğun okluzal kuvvetlerin bulunduğu bölgede fraktür riskinin bulunmasıdır[93], [94].

2.6.Cam Karbomer Simanlar

Cam karbomerler, karbomer ve floroapatit ile güçlendirilmiş cam iyonomer esaslı simanlardır. Daha önceden belirtildiği gibi, cam iyonomer simanların avantajlarının

(kimyasal bağlanma, flor salınımı vs.) yanı sıra kullanımını kısıtlayan belirgin dezavantajları da vardır. Bunlar; düşük kırılma direnci, yüzey aşınması, yavaş sertleşme reaksiyonlarıdır[95]. Bu özellikleri daha da geliştirmek amacıyla, özel tasarlanmış karbomer doldurucu ve floroapatit/hidroksiapatit nanopartikül içeren cam iyonomer restoratif materyallere cam karbomer simanlar denilmektedir[96].

Cam karbomerler içeriğinde fluorür alüminyum-silikat cam, nano-fluorid-/hidroksiapatit, poliakrilik asit bulundururlar ve rezin, monomer, metal ve Bisfenol-A içermezler. Cam karbomerlerde, cam iyonomer simanlara göre daha fazla miktarda silika, florin ve daha düşük miktarda alkali oksit ve fosfor bulunmaktadır[13]. Cam karbomer simanlar, geleneksel cam iyonomer simanlara kıyasla yüksek oranlarda artmış cam partikülleri ve hidroksiapatit doldurucu bulundururlar. Bu nedenle sertleşmesi tamamlanan cam karbomer kırılma bir yapıya sahip olabilir. Bu durumun önüne geçebilmek için içeriğine silikon yağı ilave edilmiştir[14].

Cam karbomerler, geleneksel cam iyonomer simanlar gibi kimyasal sertleşir ama sertleşme sürecinde ısı uygulaması önerilmektedir. Isı uygulaması diş dokusuna adezyonu ve materyalin mekanik özelliklerini iyileştirmektedir[14]. Materyal karıştırıldıktan sonra yavaş başlayan sertleşme tepkimesi, ışık kaynağının uygulanmasıyla hızlanmaktadır. Bunun sebebi kullanılan ışık kaynaklarının ısı vermesidir. Cam karbomer siman artan ısı ile sertleşir[12]. Sertleşme reaksiyonu aynı anda gerçekleşen iki farklı reaksiyondan oluşur. Bunlardan biri cam partiküllerinin poliasit ile etkileşime girmesi sonucu oluşurken diğer reaksiyon hidroksiapatit yapının poliasit ile etkileşime girmesi sonucu gerçekleşir. İki reaksiyon da asit-baz reaksiyonu ile çapraz bağların oluşumunu sağlayan poliasit matriksten kaynaklanır[97].

Cam karbomer simanların klinik uygulaması: Uygulama öncesi mineye asitleme yapılmaz ve yüzeyin kuru olması önerilir ancak tebeşirimsi görüntü olacak kadar kurutulmamalıdır. Dentin bağlayıcı ajan uygulamaya gerek yoktur ve cam karbomer siman tek tabaka(bulk fill) halinde kaviteye yerleştirilir. En iyi sonuç sertleşme sürecinde çıkış gücü 1200 mw/cm² ve daha fazla olan ve 60-90 sn. kullanılan ışık cihazıyla yakalanmaktadır. Isı uygulamasına ek olarak materyali uygularken üretici firmaya ait olan yüzey örtücünün (gloss) de kullanılması gerektiği önerilmiştir(GCP Dental,2014).

Yüzey örtücü silikon bazlıdır, monomer içermez ve sertleşmenin başında cam karbomerin yüzeyini nem ve tükürük temasından korumaktadır. Yüzey örtücü, sertleşmenin sonlarında da cam karbomeri dehidratasyondan korumaktadır [14]. Bitirme işlemi için uygulama sonrası minimum 4 dakikadır [98]. Cam karbomer simanlarda çalışma zamanı 1:15 dakikadır, uzun çalışma zamanı mine ve dentin yüzeyinde adezyon kaybına sebebiyet verir[99].

Cam karbomer simanların endikasyonları: Daimi ve süt dişlerdeki sınıf I ve sınıf II kavitelerde, fissür örtücü endikasyonlu dişlerde, kron ve köprü restorasyonlarının tamirinde, dişin servikalinde yer alan dolgularda, sınıf V kavitelerde ve kron/köprü yapıştırma simanı olarak kullanılmaktadır[100].

2.7.Kompozit Rezinler

Kompozit rezinler, estetik görünümü, fiziksel özellikleri ve diş dokularına adezyonlarıyla amalgama karşı belirgin bir üstünlük sağlamıştır. Kompozit rezinler, estetik dolgu materyali olarak ön dişlerde kullanılmadan önce, diş renginde olan silikat simanlar ve polimetil metakrilatlar (PMMA) kullanılmıştır[101].

Kompozit rezinler, 1940'larda silikat simanların yerini alarak, kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinlerin dezavantajlarını ortadan kaldırmak amacıyla geliştirilmiştir[102]. Buonocore 1955 yılında, akrilik rezinlerin dişle olan bağlanmasını arttırmak için mine yüzeyini asitleyerek diş yüzeyinin pürüzlendirilmesini sağlamıştır. Ardından Dr.Rafeel Bowen 1962 yılında, Bisfenol A glisidil dimetakrilat (Bis-GMA) olarak adlandırılan bir monomer elde etmiştir[103].

İlk üretilen kompozit rezinlerin; fiziksel özellikleri, renk stabiliteleri, çözünürlük düzeyleri ve klinik performansları silikat siman ve akrilik rezine göre daha iyidir. Ancak, o dönemlerde kompozit rezin materyaller posterior dişlerde kullanılmak için yeterli özelliklere sahip değildi[104]. Zaman içerisinde kompozit rezinler, geliştirilmiştir ve büyük posterior restorasyonlarda bile kolaylıkla kullanılabilecek ve daha iyi klinik performanslar sergileyebilecek seviyeye gelmişlerdir[105].

1970'ten bu yana, elektromanyetik dalgalar ile polimerize edilen kompozit rezin materyaller üretilmiştir. Başlarda gerekli ışık enerjisi için ultraviyole ışık kaynağı (365

nm) kullanılmış ancak sığ polimerizasyon derinliği ve iatrojenik yan etkiler nedeniyle, günümüzde görünür ışık kaynağı (427-491 nm) kullanımına geçilmiştir[102].

2.7.1.Kompozit Rezinlerin Kimyasal Yapısı

Kompozit; birbirinin içinde erimeyen, tam anlamıyla çözünmeyen, birbirinden farklı yapısal özelliklere sahip iki ya da daha fazla kimyasal maddenin fiziksel olarak karışımı demektir[106]. Kompozit rezinler organik faz(matris), inorganik faz (doldurucu partikül içeren dağılan faz) ve iki fazı birbirine bağlayan ara fazdan (bağlayıcı ajan) oluşur[107].

2.7.1.1.Organik Faz

Kompozit rezin matrisinde(organik fazda) en fazla bisfenol A glisidil metakrilat (Bis-GMA), hidroksietil metakrilat (HEMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ve üretan dimetakrilattan (UDMA) bulunmaktadır[108]. Diğer bileşenlere oranla kompozitin en büyük kısmını organik faz meydana getirir. Bu faz içinde monomerler, komonomerler, polimerizasyon başlatıcıları, inhibitörler, UV stabilizatörleri,plastize edici maddeler ve pigmentler bulunmaktadır[109], [110].

Bis-GMA, kompozitlerde en sık kullanılan monomer yapısıdır ve kompozitlerin yaklaşık %20'sini oluşturur. Kompozit rezinler yüksek viskoziteli olduğu için, üretimini ve klinik olarak uygulanmasını kolaylaştırmak amacıyla yapılarına Bis-DMA (Bisfenol A dimetakrilat), EGDMA (Etilen glikol dimetakrilat), TEGDMA (Trietilen glikol dimetakrilat), MMA (Metil metakrilat) veya UDMA (Üretan dimetakrilat) gibi düşük viskoziteye sahip (düşük molekül ağırlıklı) monomerler eklenir[102].

Organik fazın yüksek miktarda olması polimerizasyon büzülmesini artırır ve organik fazın polimerizasyonu ile materyal sertleşir. Ayrıca organik matris iyi bir yalıtıcıdır, matriks yüzdesi arttıkça ısı iletkenliği azalmaktadır[111].

Görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinlerde, 450-500nm dalga boyundaki kamforokinon (alfa diketon) ve tersiyer alifatik amin indirgeyici maddeden meydana gelen bir karışım polimerizasyon başlatma sistemi olarak kullanılır[102], [112].

Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinlerde ise aromatik bir tetra amin ile reaksiyon başlatıcı ajan kullanılmaktadır[102].

Kompozit rezinlerin saklanması sırasında kendiliğinden polimerize olmasını engellemek, polimerizasyonun klinik olarak uygun zamanda gerçekleşmesini sağlamak ve raf ömrünü uzatmak amacıyla organik matriks içine fenol türevi bileşikler eklenmektedir[113]. Bu bileşiklere inhibitör denmektedir.

2.7.1.2.İnorganik Faz

İnorganik doldurucular genellikle kompozit rezin materyalin sertliğini, aşınma direncini ve translusentliğini arttırabilen; kuartz ve cam partikülleri, bor silikat, silikon dioksit, hidroksiapatit, lityum ile kompozit rezin materyalin radyoopak özellik kazanmasını sağlayan çinko, alüminyum, stronsiyum, baryum veya zirkonyum gibi ağır metal partiküllerinden oluşmaktadır[114].

İnorganik doldurucular organik matrikse eklenmesi, polimerizasyon büzülmesini azaltır ve materyalin dayanıklılığını arttırır. Doldurucu partikülün yüzey alanı arttıkça viskozite de artar. Doldurucu partiküllerin boyutu; pürüzlülüğünü ve kompozitin cilalanabilirliğini de etkiler. Doldurucu partikül büyüklüğü daha küçük olan kompozitlerde, restorasyonun yüzeyi daha düzgündür[113]. Doldurucu partikül boyutunun küçültülmesiyle daha az polimerizasyon büzülmesi olduğu; mine kenarlarında, marjinal sızıntıya, renk değişimlerine, bakteriyel penetrasyona ve post operatif hassasiyete sebep olan mikro çatlakların varlığının azalmasıyla ispatlanmıştır[102].

2.7.1.3.Ara Faz

Ara fazı organik silisyum bileşiği olan silanlar oluşturur ve bunlara ara bağlayıcı moleküller denmek tedir. İnorganik doldurucular, silan bağlanma ajanı ile rezin organik matriksine kimyasal olarak bağlanırlar. Silanların, biri doldurucu partikülüne ve diğeri matrikse bağlanan iki farklı ucu vardır. Silan kullanımı, doldurucunun matrikse daha güçlü bağlanmasına sağlayarak, aşınma direncini arttırmakta ve rezin matriksine daha fazla doldurucu ilave edilmesine izin vermektedir[104].

Ara bağlayıcılar, her iki yönde de işlev görebilen moleküllerdir. Bir ucu silika partiküllerinin yüzeyindeki hidroksil grubuyla bağ kurarken, diğer ucu organik matriksteki metakrilat gruplarıyla kovalent bağ kurarak, organik polimer matriks ile inorganik matriks arasında bağlayıcı işlev görürler. Kurulan bağın kalitesi restoratif materyalin aşınma direncini etkiler[115].

Silan bağlama ajanları, rezinin kimyasal ve mekanik özelliklerini geliştirir. Silanlar tarafında resin ve doldurucu partikül arasında su geçişi önlenerek hidrolitik denge sağlanır, böylece rezinin su emilimini ve çözünürlüğü azaltılmış olur[116].

2.7.2.Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması

Kompozit resinlerin birçok değişkene bağlı olarak, tanımlanmaları ve kullanımlarını kolaylaştırmak için farklı sınıflandırmaları yapılmıştır[117]. Bu sınıflandırmalar; doldurucu partikül boyutuna göre, polimerizasyon yöntemlerine göre ve viskozitelerine göre yapılmaktadır.

2.7.2.1. Kompozit Resinlerin Doldurucu Partikül Boyutlarına Göre Sınıflandırılması

Kompozit resinler doldurucu partikül boyutuna göre; megafil, makrofil, midifil, minifil, mikrofil, hibrit ve nanofil şeklinde ayrılırlar. Tablo 1’de kompozit resinlerin bu sınıflamaya göre, doldurucu partikül büyüklüğü ve içerdikleri doldurucu partikül yüzdeleri gösterilmektedir.

Kompozit Rezin	Doldurucu Partikül Büyükliği	Doldurucu Partikül Yüzdesi
Megafil	50-100µm	%70-80
Makrofil	10-100µm	%70-80
Midifil	1-10µm	%75-85
Minifil	0,1-1µm	%35-60
Mikrofil	0,01-0,1µm	%35-60
Hibrit	0,04-1µm	%75-80
Nanofil	0,005-0,01µm	

Tablo 1. Doldurucu partikül boyutları ve yüzdeleri[118]

Megafil Kompozitler: Bu kompozitlerin inorganik doldurucu partikül büyüklükleri 50- 100 µm arasındadır[119] ve inorganik doldurucu partikül yüzdeleri %70-80'dir. Aşınmaya karşı dirençli olduğu için dişlerinde okluzalinde kullanılması tavsiye edilmektedir[120]. Rutinde kullanılmaz, sınırlı endikasyonu olan bir kompozittir[10].

Makrofil Kompozitler: Bu kompozitlerin inorganik doldurucu partikül büyüklükleri 10- 100 µm arasındadır ve inorganik doldurucu partikül yüzdeleri %70-80'dir. Cilalanması ve pürüzsüz bir yüzey oluşturulması zordur ve farklı kompozit rezin tiplerine oranla daha fazla miktarda plak birikimi gözlenmektedir[121].

Midifil Kompozitler: Bu kompozitlerin doldurucu partikül büyüklükleri 1- 10 µm arasındadır ve inorganik doldurucu partikül yüzdeleri %75-85'dir[118].

Minifil Kompozitler: İnorganik doldurucu partikül büyüklükleri 0,1- 1 µm aralığındadır ve inorganik doldurucu partikül yüzdeleri %35-60'dir. Doldurucu partiküllerin oranının artmasıyla aşınma direnci artmış, kompozit radyoopasite kazanmış ve inorganik doldurucu partiküllerinin daha küçük olmasıyla daha düzgün bir yüzey oluşumu sağlanmıştır. Minifil kompozit rezinler kabul edilebilir düzeyde estetik özellikler gösterir ancak çığneme kuvvetlerine karşı dirençleri azdır[10].

Mikrofil Kompozitler: İnorganik doldurucu partikül büyüklükleri 0,01- 0,1 µm arasındadır ve inorganik doldurucu partikül yüzdeleri %35-60'dir. Doldurucu

partiküllerin görünür ışığın dalga boyundan daha küçük boyutta olması ve organik matriks ile neredeyse aynı düzeyde aşınma göstermesi, bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra makrofil kompozitlere kıyasla daha düzgün bir yüzey elde etmeyi sağlamıştır[122]. Mikrofil kompozitler, estetiğin önemli olduğu sınıf III ve sınıf IV restorasyonlarda, labial veneerlerde kullanılabilir. Elastisite modülleri düşük olduğu için servikal bükülmenin önemli olduğu sınıf V kaviteelerde, servikal defektler ve lezyonlarda kullanımı oldukça başarılıdır[10].

Hibrit Kompozitler: Bu kompozitlerin inorganik doldurucu partikül büyüklükleri 0,04- 1 μm arasındadır ve inorganik doldurucu partikül yüzdeleri %75-80'dir. Farklı büyüklükte doldurucu partiküllerinden oluşan iki farklı kompozit rezin karışımına denir. Hibrit türünün belirlenmesinde yüzdesi en fazla olan partiküllerin adı kullanılır[10]. Makro doldurucu materyallerin yüksek fiziksel ve mekanik özellikleri ile mikro doldurucu materyallerin iyi estetik ve yüzey düzgünlüğü özellikleri birleştirilmiştir. Bu nedenle hem estetik restorasyonlarda (Sınıf III, IV, V) ve laminalarda, hem de posterior bölgelerde(sınıf I, II) kullanılabilirler[123].

Nanofil Kompozitler: Nanoteknoloji, kompozit rezinlerin daha da gelişmesine ve diş hekimliğinde nanofil ve nano hibrit kompozitlerin kullanımını sağlamıştır. Nanofil kompozitler, mikrofil kompozitlerin yüzey pürüzsüzlüğü ve cilalanabilirliğini, hibrit kompozitlerinse yüksek fiziksel ve mekanik özelliklerini içermektedir[124]. İnorganik doldurucu partikül büyüklükleri 0,005- 0,01 μm arasındadır. Bu kompozitlerin avantajları düşük polimerizasyon büzülmesi, artmış mekanik ve optik özellikler ve daha iyi cilalanabilmedir[125].

Nanofil kompozitlerin doldurucu partikül büyüklüğü, ışığın dalga boyundan daha küçük olduğu için, görünür ışık ile emilim veya saçılım gibi etkileşimlere girmedikleri belirtilmiştir ve bu doldurucuların, silika kökenli olmayabileceği düşünülmektedir. Partiküller çok küçük oldukları için, çeşitli polimer zincirleri arasına iyi bir uyum göstererek yerleşebildikleri belirlenmiştir[126].

2.7.2.2. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması

Kompozit rezinlerin sertleşme reaksiyonu polimerizasyonun başlaması ile gerçekleşir. Organik matriks içindeki başlatıcılar polimerizasyon işlemini başlatan bir serbest radikal üretirler[127]. Kompozitler polimerizasyon yöntemlerine göre kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler, ışıkla polimerize olan kompozit rezinler, hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan kompozit rezinler olmak üzere üç gruba ayrılır.

Kimyasal olarak polimerize olan kompozitler(Self-cured): Polimerizasyonu kimyasal olan kompozitlere “otopolimerizan” veya “kendi kendine polimerize olabilen kompozitler” de denilmektedir. Bu kompozitler iki ayrı pat şeklinde üretilirler. Bu patlardan birisinde polimerizasyon başlatıcı benzoil peroksit bulunurken, diğer patta hızlandırıcı tersiyer amin bulunur. Her iki patın eşit oranda karıştırılmasıyla benzoil peroksit ve amin reaksiyona girer(oksidasyon-redüksiyon reaksiyonu) ve sertleşme bu şekilde başlamış olur[128].

Bu kompozitlerin çalışma zamanı sınırlıdır ve hekimin materyali uyguladıktan sonra sertleşme süresinin uzun olması ve polisajın en erken 24 saat sonra yapılabilmesi dezavantajları arasındadır. Bu kompozit rezin materyaller oda sıcaklığında korunamadıkları için 8 °C'nin altında muhafaza edilmeleri gerekmektedir[129].

Kimyasal olarak polimerize olan kompozitlerde, içerdikleri tersiyer aminlerin kimyasal değişikliğe uğramasından dolayı sarı ve turuncuya dönen renkleşmeler görülür. Stres altındaki bölgelerde tercih edilmezler, daha çok servikal lezyonlar, kök çürükleri, kama şeklindeki defektler ve 3.sınıf kavitelerde kullanılırlar[10].

Işık ile polimerize olan kompozitler (Light-cured): Işıkla polimerize olan kompozitler tek pat şeklindedir ve karıştırılmazlar. Polimerizasyonu ışıkla olan bu kompozitlere “fotopolimerizan” kompozitler de denilmektedir[107].

İlk üretilen fotopolimerizan kompozitlerde ultraviyole ışık kullanılmıştır. Günümüzde bu kompozitler görünür ışık kullanarak polimerize edilmektedir[104] . Polimerizasyonu başlaması için gerekli görünür mavi ışık 410- 500 nm dalga boyundadır. Kompozit rezinlerin yapısında mavi ışığa duyarlı reaksiyon başlatıcı(fotoinitiator) olarak kamforakinon kullanılmaktadır[130].

Kompozit 1,5-2mm'den daha kalın olursa, özellikle koyu renkli kompozitlerde, ışığın yoğunluğu polimerizasyon için yetersiz kalacaktır. Bu yüzden koyu renkli kompozitlerin polimerizasyonu zordur[120].

Hem kimyasal hem ışık ile polimerize olan kompozitler(Dual-cured): Işık ile başlayan polimerizasyon ışığın ulaşmadığı bölgelerde 8-24 saat içerisinde kendiliğinden kimyasal olarak devam etmektedir[124]. Dual-cured kompozitler, derin kaviteelerde, 2 mm'den daha kalın kompozit restorasyonlarda, kaviteye ulaşmanın güç olduğu interproksimal yüzeylerde başarılı sonuçlar vermiştir[10].

2.7.2.3.Kompozit Rezinlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması

Kompozitler, viskozitelerine göre kondanse olabilen kompozitler ve akışkan kompozitler olmak üzere 2 şekilde sınıflandırılmaktadır.

Kondanse olabilen kompozitler: Bu materyaller posterior bölgelerde amalgama alternatif olarak kullanılmaktadır. Sınıf II kaviteelerde interproksimal temasların daha rahat oluşturulması ve tek seferde kaviteye yerleştirilip anatomik form verilmesi gibi avantajları vardır. Dezavantajları arasında kompozit tabakaları arasındaki bağlanma zorluğu ve estetiğin yetersiz olması sayılabilir[131].

Bu kompozitler, hibrit kompozitlerden daha fazla doldurucu içeriğine sahiptir[102]. Geleneksel kompozit rezinlere göre daha kolay şekillendirilirler ve daha yoğun viskoziteleri olduğu için el aletlerine yapışma özellikleri daha azdır[132], [133]. Ayrıca kondanse edilebilen kompozitlerin 5-6 mm'lik kalınlıklarda kütesel (bulk) olarak polimerize edilebildiği belirtilmiştir[134].

Posterior restorasyonlarda kullanılan bu kompozitlerde sertlik ve kırılmaya karşı direnç artmıştır. Mikrofil destekli rezin miktarının azaltılması, rezin matrise farklı büyüklükteki doldurucu partiküllerin ilave edilmesi ve matris içerisindeki partiküllerin birbirine daha yakın konumlandırılmasıyla direnç arttırılmıştır[1].

Akışkan kompozit rezinler: Geleneksel kompozitlerin doldurucu miktarı azaltılarak daha akıcı hale getirilmiştir ve akışkan kompozitler elde edilmiştir. Bu kompozitlerin viskoziteleri azaltıldığı için el aletleriyle manipülasyonları mümkün olmamaktadır. Bu yüzden geliştirilen şırınga sistemi ile ulaşılması zor alanlara kolayca uygulanabilmektedir[135].

Akışkan kompozitlerin doldurucu miktarları az olduğu için zayıf mekanik özellikleri vardır ve aşınmaya karşı dirençleri de azdır[102]. Mikrofil ve hibrit kompozitlere göre termal genleşme katsayıları, aşınma miktarları ve yüzey pürüzlülükleri daha fazladır[136].

İlk üretilen akışkan kompozitler doldurucu içerikleri az olması sebebiyle sadece pit ve fissür örtücü uygulamalarında kullanılıyordu. Günümüzde üretici firmalar geleneksel kompozitlere benzer oranda yüksek doldurucu içerik ve düşük polimerizasyon büzülmesi sunduklarını öne sürmektedir. Böylece daha büyük ve daha derin kavitelelerde kullanılabilecekleri belirtilmektedir[137].

Akışkan kompozitlerin klinik kullanım alanları:

- Düşük stres alan ve ulaşımın zor olduğu bölgelerde,
- Ortodontik braketlerin ve lingual ortodontik retainerlerinin yapıştırılması amacıyla,
- Kırık anterior diş segmentinin acil reataçmanı gerektiğinde,
- Kırık ve lükse dişlerin splintlenmesi amacıyla,
- Geçici restorasyonların onarımında,
- Protez onarımı amacıyla,
- Uyumsuz amalgam marjinlerin onarımında,
- Kron marjinlerinin ve kompozit restorasyon marjinlerinin onarımı amacıyla,
- Minimal invaziv Sınıf II, III, V restorasyonlarda,
- Devital bleaching uygulamasında koruyucu kaide materyali olarak,
- Endodontik tedavi görmüş dişlerin fiber postlarla restorasyonunda postların yapıştırılması amacıyla,
- Porselen ve kompozit rezin veneerlerin yapıştırılması amacıyla,
- Pit ve fissür örtücü olarak,

-Kavite liner olarak, abfraksiyon lezyonlarında ve koruyucu rezin restorasyonlarda kullanılabilmektedir[125], [135], [138].

2.7.3.Kompozit Rezinlerin Diş Dokusuna Adezyonu

Buonocore 1955 yılında %85'lik fosforik asitin 30 sn mineye uygulanmasıyla asitle pürüzlendirme tekniğini geliştirmiştir[47]. Bu çalışmadan sonra pek çok araştırmacı rezin ve diş sert dokuları arasındaki bağlanmayı arttırmak için yeni çalışmalar yapmaya başlamıştır[139].

Kompozit rezinler diş dokularına bonding ajanlar aracılığıyla mikromekanik ve kimyasal olarak bağlanmaktadır. Günümüzde bonding ajanlar, ayrı ayrı veya kombine şekilde kullanılabilen asit, primer ve adeziv olmak üzere üç temel içerikten oluşmaktadır. Minenin asitle pürüzlendirilmesi, minenin ıslanabilirliğinin artırır. Hidrofilik monomerler içeren primer, diş yüzeyinin nemli kalmasını sağlamaktadır. Adeziv ise kimyasal bağlanmayı sağlamaktadır [124].

Adeziv sistemlerin gelişmesiyle, mekanik tutuculuğu sağlamak için uygulanan geniş kavite preparasyonları yerine minimal invaziv kavite preparasyonları uygulanarak sağlam diş dokusunun korunması amaçlanmıştır[140]. Asitle pürüzlendirilmiş mine ve dentin yüzeylerine rezin monomerlerin tutunmasıyla mekanik adezyon gerçekleşir. Rezin monomerlerin dentin tübüllerine penetrasyonu ve rezin tagların oluşumuyla difüzyon adezyonu, dişin organik ve inorganik kısımları ile kimyasal etkileşimi neticesinde ise adsorpsiyon adezyonu oluşmaktadır[113].

Klinik uygulamalarda enfekte olan çürük doku temizlendikten sonra, çürükten etkilenmiş dentin üzerine restorasyon yapılarak bağlanma sağlanır. Çürükten etkilenen dentinde çok sayıda aside dirençli mineral vardır. Bu mineraller dentin tübüllerini tıkayarak dentin geçirgenliğini azaltmakta, bakterilerin pulpa dokusuna geçmesini önlemektedir. Bu yapısal değişiklikler çürükten etkilenen dentine bağlanmayı güçleştirir. Enfekte olmayan dentin, remineralize olabileceği için kavitede bırakılabilir. Restorasyon kavitesi sağlam dentin ya da mine ile sınırlıysa çürükten etkilenen dentin klinik olarak sorun oluşturmaz ve adeziv sistemler ile kuvvetli bir bağlanma gerçekleştirilebilir[141].

Smear tabakası, kavite preparasyonu sonrası oluşan debris birikintisi olarak tanımlanmaktadır ve adeziv sistemlerin dentine bağlanma miktarını etkilemektedir. Yapılan taramalı mikroskop (SEM) çalışmalarına göre smear tabakasının kalınlığı, 0.5-2 µm olarak rapor edilmiştir[142]. Adeziv diş hekimliğinin gerektirdiği uygulamalara göre smear tabakası kaldırılmalı, modifiye edilmeli ya da smear tabakası üzerine rezin uygulanmasıyla diş dokusu ve restorasyon malzemesi arasında bağlantı sağlanmalıdır[143].

2.7.4. Bulk Fill Kompozit Resinler

Geleneksel kompozitleri uygularken kullanılan tabakalama(inkremental) tekniğinin, polimerizasyona bağlı büzülme stresi olması, derin kavitelerde çalışma süresini uzatması, kompozit tabakaları arasında hava boşluğu kalması, tabakalama esnasında kontaminasyon olması ve tabakalar arasında bağlantı sorunlarının oluşması gibi dezavantajları vardır [144], [145]. Bu sorunları en aza indirmek için bulk fill kompozitler üretilmiştir. Bulk fill kompozitler, derin kavitelerde 4-5mm'lik tabakalar halinde tek bir kütle olarak uygulanabilir[4]. Geleneksel kompozitlerden daha translusent oldukları için polimerizasyon derinlikleri daha fazladır ve polimerizasyon derinliğinin artmasıyla kaviteye daha kalın tabakalar halinde yerleştirilebilirler[146], [147].

Bulk fill kompozit resinlerin polimerizasyon derinliğini artırmak için doldurucu partiküllerin boyutları büyütülmüş ve doldurucu matriks ara yüzeyi azaltılmıştır. Böylece ışık saçılımı azalmış ve materyal daha iyi polimerize olmuştur[148], [149]. Bu kompozitlerin geleneksel kompozitlere göre viskoziteleri daha düşüktür ve akışkan kompozitlere oranla daha düşük polimerizasyon büzülmesine sahiptirler[150]. Bulk fill kompozitlerde, polimerizasyon büzülmesi %70'e yakın oranda azalmıştır, kullanım özellikleri bakımından ise mikro hava boşlukları oluşturmada kaviteye yerleştirilebilir ve posterior bölgedeki oklüzal kuvvetlere karşı kırılma ve aşınmaya karşı dirençlidir[7], [151]. İyi bir kenar uyumu ve azalmış polimerizasyon büzülmesi, postoperatif hassasiyeti, mikrosızıntıyı ve sekonder çürük oluşma ihtimalini düşürebilir[152], [153].

Bulk fill kompozitler polimerizasyon yöntemlerine göre, kimyasal olarak polimerize olan, ışıkla polimerize olan ve dual-cure polimerize olan(hem ışıkla hem de kimyasal olarak) şeklinde sınıflandırılır. Kimyasal olarak sertleşen bulk fill kompozitler

kendi kendine zaman içerisinde polimerize olurlar. Polimerizasyonu ışık ile olan bulk fill kompozitler geleneksel kompozitler gibi 420-470 nm dalga boyunda polimerize olmaktadır[154]. Dual-cure sertleşen bulk fill kompozitlerde polimerizasyon ışık ile başlatılır ve ışığın ulaşamayacağı derin bölgelerin polimerizasyonu zaman içerisinde kimyasal olarak gerçekleşir[155].

Bulk fill kompozitler yoğunluklarına göre, yüksek viskoziteli bulk fill kompozitler ve düşük viskoziteli bulk fill kompozitler olarak ikiye ayrılmaktadır.

Düşük Viskoziteli Bulk Fill Kompozitler: Düşük viskoziteli bulk fill kompozitler kaide olarak kullanılabilir ve bu kaidenin üzerine geleneksel bir kompozit rezin materyal kullanımı gerekmektedir[148], [156]. Bu kompozitler akışkan formda oldukları için ulaşılması zor olan bölgelere kolaylıkla uygulanırlar. Ancak yüzey sertlikleri ve aşınma dirençleri düşük ve mekanik özellikleri yetersizdir[157]. Bu yüzden akışkan bulk fill kompozitler sadece kavitenin dentin içeren bölümlerinde kullanılır[150].

Yüksek Viskoziteli Bulk Fill Kompozitler: Yüksek viskoziteli bulk-fill kompozitler, üzerlerine geleneksel kompozitlerle örtüleme işlemi uygulanmadan tek tabaka halinde kullanılabilir ve kavitede dentin ve minenin yerini alabilirler[150], [157]. Bu materyalin doldurucu oranı artırılarak mekanik özellikleri geliştirilmiştir ve daimi restorasyon materyali olarak kullanılabilir[148]. Bu sayede çiğneme kuvvetinin fazla olduğu yerlerde kullanılmaktadır[155].

2.7.5. Adeziv Sistemler

Adezyon, iki farklı yüzeyin bir araya gelmesiyle meydana gelen bağlantıya denir. Adeziv ise iki yüzeyin birbirine tutunmasını sağlayan materyaldir. Adezivin uygulandığı yüzey de adherent olarak tanımlanmaktadır[158]. Diş hekimliğinde adezyon, iki farklı yüzey olan mineralize diş dokuları ve restoratif materyaller arasında gerçekleşir[159] ve adeziv sistemler olarak bilinen bağlayıcı (bonding) ajanlar, restoratif materyallerin diş dokularına bağlanmasını sağlarlar[160].

Adeziv sistemler, mekanik tutuculuk için gerekli kavite preparasyonuna yönelik bazı değişiklikleri beraberinde getirmiştir ve sağlam diş dokusunun korunması sağlanmıştır[161]. Diş dokusu ve restorasyon arasındaki mikromekanik bağlanma

sayesinde kenar sızıntısı azaltılarak işlem sonrası hassasiyet, kenar renklenmesi, ikincil çürük gibi sorunlar en aza indirilmiştir[162].

Diş dokularında ideal bir adezyon için, sağlam diş dokusunun korunması, yeterli tutuculuk ve mikrosızıntının düşük olması gerekir. Bunu sağlamak için mine ve dentin yüzeyindeki smear tabakası yeterli miktarda çözülmeli, mikromekanik bağlanma için yeteri kadar ıslanma olmalı, dentin kollajen matriksi korunarak rezin infiltrasyonu ile güçlü bir bağlanma oluşturulmalıdır[163].

Dental adezivlerin mine ile mikromekanik olarak kenetlenmesindeki temel mekanizma, minenin asitle pürüzlendirilmesiyle oluşan mikro boşluklara rezin monomerlerin dolması ve açığa çıkan hidroksiapatit kristallerinin polimerize monomerlerle kaplanmasıdır[164].

Diş minesini hemen hemen homojen bir yapıya sahiptir. Minenin inorganik içeriği oldukça fazladır ve bu inorganik içerik hidroksiapatit kristallerinden oluşmaktadır. Dentinin ise organik içeriği fazladır ve esas olarak kollajenden (çoğunlukla tip I kollajen) meydana gelmiştir. Dentinde bulunan odontoblast uzantıları, dentin sıvısı içeren dentin tübülleri bu yapıya heterojenlik katmaktadır. Bu yapısal farklılıklardan dolayı dentinle yapılan bağlanma mineyle yapılan bağlanmaya göre daha problemli olmaktadır[165], [166].

Adeziv sistemler; tarihsel gelişimlerine göre, uygulama yöntemlerine göre, adeziv ve mine dentin arasındaki ilişkiye göre, uygulama aşamasına göre olmak üzere 4 farklı şekilde sınıflandırılmaktadır.

2.7.5.1.Tarihsel Gelişimlerine Göre Adeziv Sistemlerin Sınıflandırması

Adezivlerin adezyon mekanizmaları, uygulama teknikleri ve uygulama aşamaları Tablo 2’de gösterilmiştir.

1.Jenerasyon Adeziv Sistemler: 1962 yılında üretilen bu adezivler dentin kollajenine kovalent, hidroksiapatit kristallerine ise iyonik olarak bağlanırlar. Bu sistemler hidrofobiktir ve çok düşük bağlantı gücüne (1-3 MPa) sahiptir[10], [160]

2.Jenerasyon Adeziv Sistemler: İlk jenerasyonun geliştirilmesiyle 1970’lerde oluşturulmuştur. Hidroksiapatit kristallerindeki pozitif yüklü kalsiyum iyonları ile

rezinin içeriğindeki negatif yüklü fosfat grupları arasındaki iyonik etkileşimle bağlantı sağlanmaktadır. 4-6 MPa'lık zayıf bir bağlantı gücüne sahip olan 2.jenerasyon adeziv sistemler günümüzde kullanılmamaktadır[160], [167], [168].

3.Jenerasyon Adeziv Sistemler: 1980'lerde ortaya çıkan bir adeziv sistemdir. Bu sistemde fosfat ester bazlı bir adeziv ajan uygulanmadan önce, dentin fosforik asit ile pürüzlendirilmektedir. Böylece smear tabakası modifiye edilerek ve rezinin dentine penetrasyonu sağlanmıştır[169]. Bu sistem hem hidrofilik hem de hidrofobik monomer olan 4-META'dan (4-metakriloksietil trimellitat anhidrit) oluşur ve bağlantı gücü 10-14 MPa'dır[170].

4.Jenerasyon Adeziv Sistemler: 1990'larda geliştirilen bu sistem, smear tabakasının tamamen uzaklaştırılmasını amaçlamaktadır. Mine ve dentin fosforik asitle pürüzlendirilir ve yıkanıp hafifçe kurutulur. Daha sonra hidrofilik bir primer ve doldurucusuz bonding ajan uygulanır. Bu tekniğe 3 aşamalı etch&rinse adeziv sistem denilmektedir. 4.jenerasyon adeziv sistemlerin bağlanma kuvveti 18-30 Mpa'dır[171].

5.Jenerasyon Adeziv Sistemler: Bu sistemde primer ve adeziv uygulama basamakları birleştirilmiştir ve bir önceki jenerasyona benzer şekilde smear tabakasının tamamen uzaklaştırılması amaçlanmıştır. Bu tekniğe 2 aşamalı etch&rinse sistem denilmektedir[172]. 5.jenerasyon adeziv sistemlerin mineye bağlanma kuvveti 19-35 Mpa, dentine bağlanma kuvveti 30-35 Mpa olduğu belirtilmiştir[173].

6.Jenerasyon Adeziv Sistemler: 2000'li yıllarda ortaya çıkan bu sistemde asit ve primer tek bir şişede birleştirilmiş, bonding ajan ise ayrı uygulanmaktadır. Smear tabakasının bir miktar çözülmesi esasına dayanan bu sistem 2 aşamalı self etch adeziv sistemler olarak bilinmektedir[174].

7.Jenerasyon Adeziv Sistemler: 2000'li yıllarda geliştirilen "All in One" sistem de denilen bu sistemlerde asit, primer ve bonding ajan tek şişede sunulmuştur. 7.jenerasyon adeziv sistemler smear tabakasını çözmeyi ve teknik hassasiyeti azaltmayı amaçlamaktadır[175].

Jenerasyon	Teknik
1.	Günümüzde kullanılmamaktadır
2.	Günümüzde kullanılmamaktadır
3.	Selektif asitleme -3 aşama
4.	Total etch-3 aşama
5.	Total etch-2 aşama
6.	Self etch-2 aşama
7.	Self etch-1 aşama

Tablo 2. Adezivlerin adezyon mekanizmaları ve uygulama aşamaları

2.7.5.2.Uygulama Yöntemlerine Göre Adeziv Sistemlerin Sınıflandırması

Adeziv sistemleri uygulama yöntemlerine göre sınıflandırırken smear tabakasına karşı yaptıkları etki göz önünde bulundurulmuştur.

- Smear tabakasının üzerine uygulanan adeziv sistemler(1.ve 2. Jenerasyon)
- Smear tabakasını modifiye eden adeziv sistemler (3.jenerasyon)
- Smear tabakasını ortadan kaldıran adeziv sistemler (4.ve 5.jenerasyon)
- Smear tabakasını çözen adeziv sistemler(6.ve 7.jenerasyon)[176]

2.7.5.3. Adeziv ve Mine Dentin Arasındaki İlişkiye Göre Adeziv Sistemlerin Sınıflandırması

A. Etch & Rinse Adeziv Sistemler

- Üç Aşamalı (4. Jenerasyon)
- İki Aşamalı (5. Jenerasyon)

B. Self Etch Adeziv Sistemler

- İki Aşamalı (6. Jenerasyon)
- Tek Aşamalı (7. Jenerasyon)

C. Cam İyonomer Adeziv Sistemler[177]

ETCH & RINSE ADEZİV SİSTEMLER: Etch & rinse adeziv sistemlerde mine ve dentin aynı anda ve farklı sürelerde %30-40 konsantrasyondaki fosforik asitle pürüzlendirilmektedir[178]. Etch & rinse sistem iki aşamalı ve üç aşamalı olarak uygulanabilmektedir[179].

Üç Aşamalı Etch & Rinse Sistemler(4.jenerasyon):Asitle pürüzlendirme ,primer uygulama ve bonding rezin aşamaları ayrı ayrı üç aşamada yapılmaktadır. İlk önce mine ve dentin % 30-40 konsantrasyonda fosforik asitle pürüzlendirilir, devamında hidrofilik rezin ve solvent içeren primer uygulanmaktadır. Diş yüzeyine hava uygulanması sonucu primerin solventi buharlaşır ve bonding ajan diş yüzeyine uygulanarak polimerize edilir[180], [181].

Bu teknik uygulanırken mine asitlendikten sonra 15 sn beklenir ardından dentin asitlenir ve 15 sn daha beklenir. Mine ve dentin yıkandıktan sonra dentin nemli kalacak şekilde hafif hava ile kurutulur. Asitlenmiş mine ve dentin yüzeyine primer uygulanır. Hafif hava ile solventin buharlaşması sağlanır. Primer uygulanmış mine ve dentin yüzeyine bonding ajan uygulanır ve hava ile seyreltilir. Son olarak ışıkla polimerize edilir ve kompozit restorasyon yapılır[182].

İki Aşamalı Etch & Rinse Sistemler(5.Jenerasyon): Mine ve dentin asitle pürüzlendirildikten sonra tek bir şişede birleştirilen primer ve bonding ajan uygulanmaktadır[180]. Üç aşamalı etch & rinse tekniğine benzer şekilde mine ve dentin yüzeyi asitle pürüzlendirilir ve yıkanıp kurutulur. Ardından tek şişede birleşmiş olan primer ve bonding ajan diş yüzeyine 15 saniye süreyle uygulanır. Hava sıkılarak seyreltildikten sonra ışık ile polimerizasyonu sağlanır[182].

SELF-ETCH ADEZİV SİSTEMLER: Nemli bağlanma tekniğinin teknik hassasiyetinin azalması ve klinik çalışma süresinin azaltılması amacıyla asitle pürüzlendirme ve yıkama basamakları ortadan kaldırılmıştır[167], [183].

İki Aşamalı Self Etch Sistemler(6.jenerasyon): Asit ve primer uygulama aşamaları tek basamakta birleştirilmiştir[184]. İlk olarak mine ve dentin yüzeyine asidik

monomer ilave edilmiş hidrofilik primer uygulanır ve hava ile seyreltilir. Ardından diş yüzeyine hidrofobik bir bonding ajan uygulanır[143] ve hava ile seyreltilir. Son olarak 10 sn boyunca ışıkla polimerize edilir[182].

Tek Aşamalı Self Etch Sistemler(All- in-one adezivler)(7.Jenerasyon): Asitle pürüzlendirme, primer ve bonding ajan uygulamalarının hepsi tek bir şişede birleştirilmiştir. Böylece asidik monomerler, hidrofilik ve hidrofobik monomerler, su ve organik çözücüler tek bir solüsyon haline gelmiştir[185]. Bu solüsyon mine ve dentin yüzeyine 15 sn uygulanır, hava ile seyreltikten sonra ışıkla polimerize edilmektedir[182]

UNIVERSAL ADEZİV SİSTEMLER: Son dönemde çıkan bu yeni materyaller, self etch olarak, etch & rinse olarak ya da dentin üzerine self etch uygulanıp mine üzerine etch & rinse olarak (Selective-Etch) uygulanabildikleri için multimod adezivler olarak tanımlanmaktadır[186], [187], [188]. Universal adezivlerin içerikleri tek aşamalı self-etching adezivlere benzer ve hidroksiapatit içerisindeki kalsiyuma bağlanan karboksilat veya fosfat monomeri bulundurlar. Bu monomerlere ek olarak silan, poliakrilik asit, metakriololoksidesil dihidrojen fosfat (10- MDP) gibi monomerler de içerirler[47], [189].

CAM İYONOMER ADEZİV SİSTEMLER: Cam iyonomer sistemler, yüzey hazırlama işlemlerine gerek kalmadan diş yapısına kendi kendine bağlanabilen materyallerdir[190]. Adeziv sistem uygulanmadan önce, yüzey kısa bir süre zayıf polialkenoik asit ile pürüzlendirilmelidir[191], [192]. Asitleme sonrası 0,5 µm derinlikte kollajenler açığa çıkmaktadır. Ortaya çıkan boşluklara cam iyonomer bileşenlerinin penetrasyonu mikromekanik bağlantı oluşmaktadır. Hidroksiapatit kristallerindeki kalsiyum iyonu ile polialkenoik asitin karboksil grupları arasındaki etkileşim kimyasal bağlantıyı oluşturmaktadır. Bu sayede diş dokularına hem kimyasal hem mikromekanik bağlanma sağlanmaktadır[193].

2.7.5.4.Uygulama Aşama Sayısına Göre Adeziv Sistemlerin Sınıflandırması

- a. Tek aşamalı adezivler
- b. İki aşamalı adezivler
- c. Üç aşamalı adezivler[177]

2.8.Bağlanma Dayanımı Testleri

Klinisyenler, materyale klinik uygulamalarında yer vermeden önce, önceden yapılmış laboratuvar çalışmalarını ve klinik araştırmaları dikkate alırlar. Bu nedenle malzemelerin mekanik özelliklerinin bilinmesi, bu malzemelerin doğru değerlendirilmesini desteklemek için gereklidir. Mekanik özellikleri değerlendirmek için farklı in-vitro testler kullanılabilir. Bağlanma dayanımı test yöntemleri diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmaktadır.

Diş ve restorasyon ara yüzeyindeki birim yüzey alanına düşen kuvvet, materyalin diş dokularına bağlanma dayanımını göstermektedir. Bağlanma dayanımı testlerine “debonding testleri” de denilmektedir[194]. Adezivin, mine ve dentine bağlanma dayanımlarının ölçülmesi için çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Bu yöntemler makro ve mikro test yöntemleri olarak ikiye ayrılmaktadır. Bağlanma bölgesinin çapı 3 mm²’ den büyük ise makro bağlanma dayanımı testleri kullanılmaktadır. 1 mm² ve daha küçük alanlardaki bağlanma bölgelerinde ise mikro bağlanma dayanımı testleri kullanılmaktadır[195], [196], [197].

Bağlanma dayanımı ölçme yöntemleri arasında makaslama ve çekme(gerilme) bağlanma dayanımı testleri sık kullanılmaktadır. Makro bağlanma dayanımı testinde diş yüzeylerinin geniş olması gerekir ve kuvvet diş ile malzemenin bağlantı yüzeyine bıçağın temas ettiği tek bir noktadan uygulanır. Bu yüzden bu testlerde homojen olmayan stresler oluşmaktadır. Mikro bağlanma dayanımı testleri daha küçük alanlarda etkilidir ve homojen kuvvetler uygulanarak ölçüm yapılabilir[198], [199], [200], [201].

Makro Makaslama Bağlanma Dayanımı: Makaslama testlerinde diş yüzeyi ile kopma kuvvetinin yönü paralel olmalıdır[194]. Makaslama testleri hızlı uygulanabilmesi ve kullanım kolaylığı sağlaması nedeniyle en sık kullanılan bağlanma

dayanımı testleridir[202]. Tel uçlar, çentikli keskiler ve bıçak sırtı uçlar gibi farklı yöntemler kullanılarak uygulanabilirler. Makaslama kuvveti uygulandığında homojen stresler oluşmaz. Homojen olmayan stresler mine, dentin ya da restoratif materyal üzerinde stres tepe noktaları oluşturur ve bu da monolitik kırılmayı başlatır[203]. Bu test ile dentine bağlanma dayanımı 10-50 MPa arasındadır. Koheziv ve karma başarısızlık görülme oranı yaklaşık %55'tir[124].

Mikro Makaslama Bağlanma Dayanımı: Tek diştten pek çok örnek elde edebilme imkanı sunan bu test 2002 yılında geliştirilmiştir[195]. Bu testlerin geliştirilmesiyle 1 mm² ve daha küçük alanların bölgesel ve derinlik profilinin çıkarılması amaçlanmıştır. Düzensiz yüzeylerde çalışmayı mümkün kılması, tek diştten pek çok örnek elde edilmesi, tek bir diş için ortalama değerlerin hesaplanabilmesi, çatlak oluşumu riskini ortadan kaldırması gibi avantajları vardır[204]. Bu test ile dentine bağlanma dayanımı değerleri 20 MPa civarındadır. Koheziv ve karma başarısızlık görülme oranı yaklaşık %50'dir[124].

Makro Çekme(gerilme) Bağlanma Dayanımı: Makro çekme bağlanma dayanımı testlerinde, geniş diş yüzeyleri kullanılması nedeniyle anormal stres dağılımı ve restoratif materyal içinde koheziv kopmalar olabilir[195]. Makro makaslama testinin aksine makro çekme testinde diş yüzeyi ile çekme kuvveti yönü birbirine dik olacak şekilde hizalanır[194]. Makro çekme bağlanma dayanımı testi ile seramik, metal alaşımları gibi sert materyallerin bağlanma dayanımı ölçülebilmektedir[205].

Mikro Çekme(gerilme) Bağlanma Dayanımı: Bu testlerde tek bir dişin farklı bölgeleri veya farklı derinliklerinden örnekler alınabilir[206]. Örnekler 1 mm² veya 1 mm² 'den daha küçük hazırlanmaktadır. Tek diştten pek çok örnek elde edilmesi, dişin test edilecek olan bölgesinin daha hassasiyetle seçilebilmesi, daha homojen bir stres dağılımı gibi avantajları bulunmaktadır[195]. Koheziv başarısızlık görülme oranı diğer testlere kıyasla %20 daha düşüktür. Dentine bağlanma dayanımı ise 30- 50 MPa aralığındadır. Bu değer makro testlerle ölçülen değerlere göre daha yüksektir, bunun sebebi küçük alanlarda ölçüm yapılırken daha az stres oluşmasıdır[124]. Örneklerin hazırlanması makro testlerden daha çok emek gerektirir çünkü büyük bir bağlanmış ara yüzün elmas disklerle ince dilimler halinde kesilmesini gerekir[124].

İtme Bağlanma Dayanımı: İtme bağlanma dayanımı testi, materyalin yüzeye ne kadar bağlandığı hakkında bilgi verir. Daha homojen bir stres dağılımı yarattığı[207],

pratik ve güvenilir bir yöntem olduğu[208]. Bu testin avantajı hem bağlanma dayanımına hem de SEM analizine aynı örnek üzerinde bakılabilmektedir. Dezavantajı ise su alınmasıyla kompozitte gerçekleşen şişmenin, bir miktar sürtünmeye neden olabilmektedir[209]. Bu test adezivlerin dentine bağlanma dayanımını ölçmek amacıyla kullanıldığı zaman, 1-2 mm kalınlığında dentin dilimlerine konik silindirler elde etmek için delik açılır. Deliğin iç kısmına adeziv uygulanır ve delik kompozit ile doldurulur. Kompozit konik silindirin daha küçük çaplı olan tarafından itilir. İtme bağlanma dayanımı, ekstrüzyon kuvvetinin konik silindirin yan yüzey alanına bölünmesiyle hesaplanır[124].

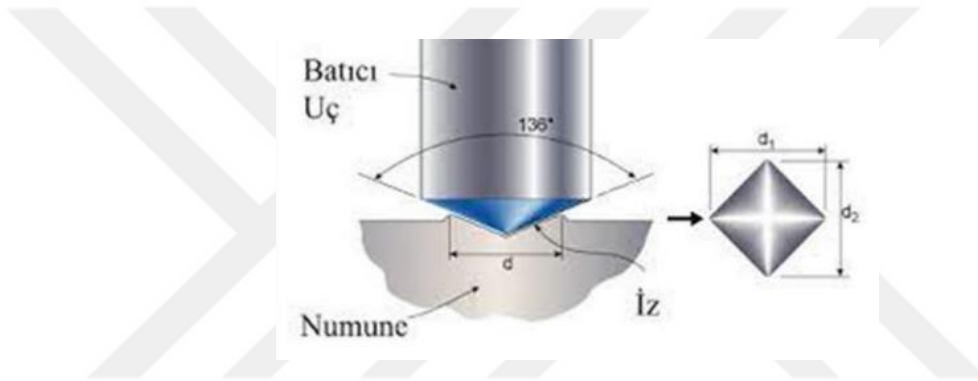
2.9. Mikrosertlik Değerlendirmesi

Sertlik, materyalin aşınma ve çizilme şeklindeki kuvvetlere karşı gösterdiği dirençtir[210]. Materyalin sertliği, yani plastik deformasyona karşı gösterdiği direnç ölçülürken, çentikleme birim ünit alanına düşen kuvveti hesaplanır. Materyalin aşınma ve çizilmeye yatkın olması, klinik başarısızlığını göstermektedir[211]. Mikrosertlik değeri ile oluşan çentik izinin yüzey alanının genişliği birbirleriyle ters orantılıdır[210]. Çekilebilirlik, dayanıklılık, aşınmaya ve kesilmeye karşı direnç materyallerin sertliğini etkileyen faktörlerdir. Mikrosertlik testi sonuçları ile dental materyallerin ağız içi kuvvetlere karşı dayanımı ve restorasyonun ömrü hakkında bilgi edinilir[212], [213].

Dental materyallerin mikrosertliklerinin ölçülmesi için kullanılan farklı yöntemler vardır. Bunlar; Vickers, Knopp, Brinell, Rockwell, Barcol ve Shore mikrosertlik testleridir[214]. Tüm yöntemlerde çentik izi oluşturabilecek sivri uç bulunmaktadır. Hangi sertlik testinin uygulanacağı, beklenen sertlik değerine ve materyalin cinsine bağlı olarak değişir[215]. Rockwell ve Brinell testleri elastik materyaller için kullanılır ve kırılğan materyaller için uygun değildir. Vickers ve Knoop sertlik testleri mikro yapıdaki materyallerin değerlendirilmesinde kullanılır[163]. Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin mikrosertliklerinin belirlenmesinde, “Vickers sertlik testi” daha fazla kullanılmaktadır[216].

Vickers Sertlik Testi: Bu testte yükleme ucunun izi küçük ve derin olduğundan dolayı çok sert materyallerin ve küçük alanların sertliğinin tespit edilmesinde etkili bir yöntemdir[217]. Yükleme sonrası oluşan iz alanının küçük olması Vickers sertlik

değerinin ve materyalin yüzey sertliğinin daha fazla olduğunu göstermektedir[163], [218]. Vickers testi uygulanırken piramit şeklinde elmas bir uç kullanılır ve bu ucun yüzey üzerinde bıraktığı kare şeklindeki iz ölçülür. Bu kare şeklindeki izin yüzeyleri arasındaki açı 136 derecedir[163], [214], [218]. Vickers testinde kullanılan elmas uç ve ucun yüzeyde bıraktığı iz Şekil 2’de gösterilmiştir. Belirlenen sürelerde numuneler üzerine kuvvet uygulanır ve yüzeyde oluşan karenin iki köşegeni mikroskop ile incelenir. Uygulanan yük biriminin, kuvvet sonrası yüzeyde oluşan alana bölünmesi ile sertlik değeri hesaplanır[215], [217].



Şekil 2. Vickers testinde kullanılan elmas uç

3.GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Laboratuvarı imkanlarından faydalanılarak gerçekleştirildi. Çalışmamızda kullanılan çekilmiş insan süt azı dişleri, Çukurova Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 04.01.2024 tarihli 140 toplantı ve 14 numaralı karar ile etik kurul onayı alınarak kullanılmıştır.

Çalışmamızda in vitro şartlarda süt molar dişler 4 farklı gruba ayrılarak yüksek viskoziteli cam iyonomer siman, bulk fill kompozit, cam karbomer, cam karbomerle birlikte yüzey örtücü uygulanmasının ardından ölçülen mikrosertlik değerleri karşılaştırıldı.

Çalışmamız 2 soruya cevap aramak için in-vitro olarak gerçekleştirilmiştir:

-Süt molar dişlerde Sınıf I kavitelere uygulanan bulk fill kompozit, YVCİS, cam karbomer, cam karbomerle birlikte yüzey örtücü uygulanan dişlerde mikrosertlik değerleri nasıl sıralanır?

-Cam karbomer restoratif materyalin yüzey örtücü kullanılarak uygulanması mikrosertlik açısından herhangi bir üstünlük sağlıyor mu?

3.1.KULLANILAN MATERYALLER

Çalışmamızda yüksek viskoziteli cam iyonomer siman olarak GC Equia Fil , kompozit olarak PRESIDENT Stark Bulk Fill, cam karbomer olarak APA Glass Fill, cam karbomer yüzey örtücüsü olarak APA Gloss Seal kullanıldı. Kullanılan materyaller ve kimyasal içerikleri Tablo 3'te belirtilmiştir.

MATERYAL	KİMYASAL İÇERİK	ÜRETİCİ FİRMA
APA Glass Fill(cam karbomer)	Fluorosilikat cam, apatit, poliasit	GCP,Netherlands
GC Equia Fil (yüksek viskoziteli cam iyonmer)	Floralüminosilikat cam, distile su , poliakrilik asit	GC,Tokyo,Japan
Stark Bulk Fill Kompozit	Diüretan dimetakrilat,Tetrametilen dimetakrilat	President Dental,Germany
APA Gloss Seal Yüzey Örtücü	Modifiye polisiloksan	GCP,Netherlands
Condac Ortofosforik Asit	%37 ortofosforik asit	FGM, Brazil
Single Bond Universal Adeziv	MDP Fosfat Monomeri, Dimetakrilat rezin, HEMA, Vitrebond Kopolimeri, Doldurucu, Etanol, Su, Başlatıcılar, Silan	3M ESPE,St. Paul, MN, USA
GC Equia Coat	%25-50 metil metakrilat %10-15 kolloidal silika %0,09 kamforokinon %30-40 üretan metakrilat %1-5 fosforik ester monomeri	GC,Tokyo,Japan

Tablo 3. Çalışmada kullanılan materyaller, kimyasal içerikleri ve üretici firmalar

3.2.DİŞLERİN TOPLANMASI VE YÜZEYLERİN HAZIRLANMASI

Örneklem büyüklüğü belirlemek için G*Power Version 3.1.9.2 programı kullanılmıştır. Bu çalışmada elde edilen parametrelerin ortalamalarında orta düzeyde etki büyüklüğünün (effect size) 0,5 fark kabul edilmesi öngörülerek alfa anlamlılık seviyesi 0,05 ve %95 etki büyüklüğünde her grup için minimum örnek sayısı 12 olmak üzere toplamda 48 diş olarak belirlendi.

Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti kliniğinde çeşitli nedenlerden dolayı çekilmiş 48 adet alt ve üst süt 2.molar dişler kullanıldı. Dişler ışık mikroskobunda x40 büyütmede incelendi.

Çalışmamızda kullanılan süt dişleri;

-Mezial ve distal yüzeylerinde çürük bulunmayan,

-Restorasyonu olmayan,

-Çatlak ve defekti olmayan,

-Morfolojik açıdan farklılıklar göstermeyen,

-Süt diş kökünün en az üçte ikisi rezorbe olmuş, altındaki daimi diş germi sürmek üzere olan dişlerdir.

Dişler çekim sonrasında dezenfeksiyon amacıyla %0.5'lik kloramin T solüsyonunda bir hafta bekletildi ve çalışma zamanı gelene kadar distile su içerisinde muhafaza edildi. Distile su her hafta yenilendi. İşlem yapılmadan önce çalışmada kullanılacak dişlerde çatlak, defekt, aşınma ve restorasyon bulunmamasına dikkat edildi. Dişlerin mezial ve distal yüzeylerinde çürük bulunmamasına ve Sınıf I kavite açmaya uygun olmasına dikkat edildi. Çekilen dişlerin yüzeylerindeki yumuşak doku artıkları ve eklentiler kretuar yardımıyla temizlendi(Şekil 3).



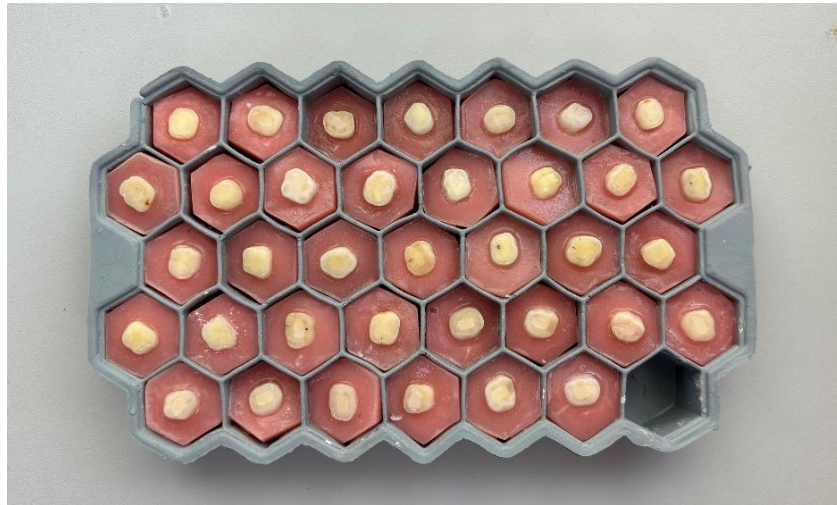
Şekil 3. Dişlerin üzerindeki eklentilerin kretuar ile kaldırılması

3.3. DİŞLERİN AKRİLİK KAİDEYE GÖMÜLMESİ

Soğuk akrilik(IMICRYL, self cure)(Şekil 4) kullanma talimatlarına göre hazırlanarak silikon kalıp içerisine döküldü. Çekilmiş dişler mine sement sınırından itibaren akrilik kaideye gömüldü ve akrilik sertleşene kadar dişlerin konumlarının değişmemesine dikkat edildi. Sertleşen akrilik kaideler silikon kalıptan çıkartıldı(Şekil 5) ve klinik piyasamden kullanılarak canavar frez ile tesviyelendi.



Şekil 4. Çalışmada kullanılan soğuk akrilik



Şekil 5. Akrilik kaideler oluşturmak için kullanılan silikon kalıp

3.4.ÇALIŞMA GRUPLARININ OLUŞTURULMASI

Çalışmamızda 48 adet çekilmiş süt 2.molar diş kullanıldı. Örnekler rastgele numaralandırıldı ve gruplar oluşturuldu. Örneklerin numaralandırılması ve rastgele gruplara ayrılmasında Excel Rastgele sıralama özelliği kullanıldı. Dişler randomize olarak her grupta 12 adet diş olacak şekilde dört gruba ayrıldı (Şekil 6).

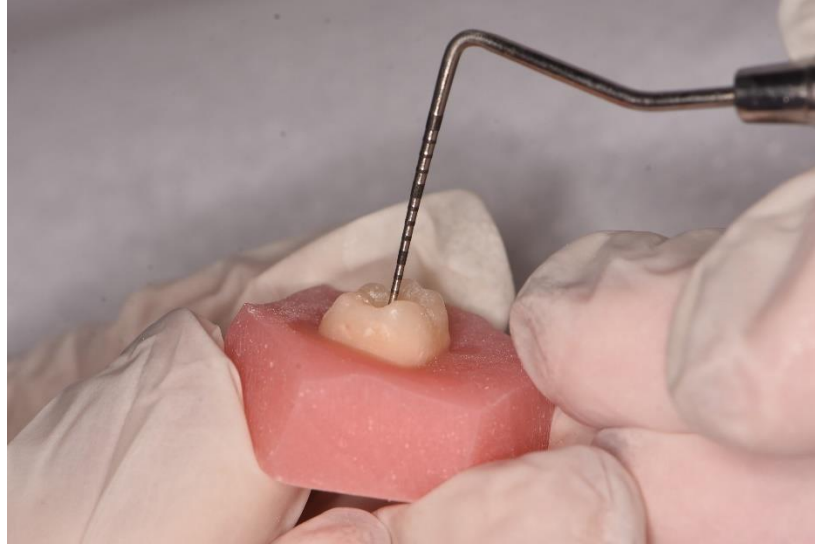


Şekil 6. Çalışma gruplarının oluşturulması

3.5.DİŞLERDE KAVİTELERİN HAZIRLANMASI

Çürük bulunmayan dişlere su soğutması altında elmas ve rond frezler yardımıyla 4 mm derinlik, 4 mm mezio-distal genişlik ve 2 mm bukkal-lingual genişlik olacak şekilde Sınıf I kaviteler açıldı. Kaviteler standardizasyonu sağlamak amacıyla periodontal sond ile ölçüm yapılarak hazırlandı (Şekil 7). Kavite açarken kullanılan elmas fissür ve rond frezler her 5 dişte bir yenisiyle değiştirildi.

Kavite preparasyonu yapılırken pulpa ekspozu meydana gelen dişler ve preparasyonun sonunda standart olarak belirlenen kavite boyutlarından daha geniş kavite açılmış olan dişler örnekler arasından çıkartıldı.



Şekil 7. Kavite sınırlarının periodontal sond ile kontrol edilmesi

3.6.RESTORATİF MATERYALLERİN UYGULANMASI

Her gruba Tablo 4’te ifade edilen restoratif materyaller uygulandı.

GRUP I (12 diş)	Yüksek viskoziteli cam iyonomerle restore edilen grup
GRUP II (12 diş)	Kompozit rezin ile restore edilen grup
GRUP III (12 diş)	Cam karbomer ile restore edilen grup
GRUP IV (12 diş)	Cam karbomer ve yüzey örtücü ile restore edilen grup

Tablo 4. Gruplara ayrılan örneklere uygulanan restoratif materyaller

3.6.1. YÜKSEK VİSKOZİTELİ CAM İYONOMER SİMANIN UYGULANMASI

Yüksek viskoziteli cam iyonomer siman olarak GC Equia Fil kapsül formu kullanıldı(Şekil 8). Dişlerin dentini hafif nemli kalacak şekilde kurutuldu. GC Equia Fil kapsülü sıkıştırılarak amalgamatöre(GC-Silver mix) yerleştirilip 10 saniye karıştırıldı. Karıştırma bittikten sonra kapsül, tabancaya yerleştirilerek kavitelere uygulandı. Equia, kaviteye uygulandıktan 2 dakika 30 saniye sonra yüzeyine aplikatör ile Equia Coat

uygulandı ve ışın gücü 1200 mW/cm² olan bir LED ışık kaynağı(3M ESPE Elipar S10) ile 20 saniye polimerize edildi. Restorasyonlara polisaj diskleriyle(Kerr, Optidisc) en kalın grenliden en inceye doğru polisaj yapıldıktan sonra örnekler tekrar distile su içerisine bırakılıp dehidrate olmaları önlendi.

3.6.2. BULK FİLL KOMPOZİTİN UYGULANMASI

Dişlerin tüm kavite yüzeyi mine 30 sn, dentin 15 sn olmak üzere %37'lik fosforik asit jel (Condac 37) ile pürüzlendirildi ve 20 sn boyunca hava-su spreyi ile yıkandı. Yıkamanın ardından kavite 5 sn süreyle hafif hava ile kurutuldu. Diş yüzeyine 20 sn universal adeziv (3M,Single bond) uygulandı. Yüzeye sürülen adeziv 5 sn hafif hava ile dağıtıldıktan sonra 10 sn LED ışık kaynağı ile polimerize edildi. Kaviteye tek tabaka halinde yerleştirilen bulk fill kompozit(President,Stark)(Şekil 9) yüzey düzenlemesi yapıldıktan sonra 20 sn süreyle LED ışık kaynağı ile polimerize edildi. Restorasyonlara polisaj diskleriyle polisaj yapıldıktan sonra tekrar distile su içerisine bırakıldı.

3.6.3. CAM KARBOMERİN UYGULANMASI

Cam karbomer uygulanacak olan dişlerin dentini hafif nemli kalacak şekilde kurutuldu. APA Glass Fill kapsülü(Şekil 10) sıkıştırılarak amalgamatöre yerleştirilip 10 saniye karıştırıldı. Karıştırma bittikten sonra kapsül, tabancaya yerleştirilerek kavitelere uygulandı. Cam karbomer uygulanırken hava kabarcığı kalmaması için modelleme aletleriyle kondanse edildi ve fazla materyal uzaklaştırıldı. Daha sonra 60 saniye LED ışık kaynağı(3M ESPE Elipar S10) ile polimerize edildi(Şekil 11). Polisaj diskleri(Şekil 12) kullanılarak dişlerin polisajları tamamlandıktan sonra hazırlanan örnekler distile su içerisinde bekletildi.

3.6.4. CAM KARBOMER VE YÜZEY ÖRTÜCÜNÜN UYGULANMASI

Dişlerin dentini hafif nemli kalacak şekilde kurutuldu. APA Glass Fill kapsülü sıkıştırılarak amalgamatöre yerleştirilip 10 saniye karıştırıldı(Şekil 13). Karıştırma bittikten sonra kapsül, tabancaya yerleştirilerek kavitelere uygulandı. Simanın kaviteye adaptasyonunu arttırmak için paslanmaz çelik el aletleriyle kondanse edilip fazla

materyal uzaklaştırıldı. Daha sonra APA Gloss, aplikatör kullanılarak cam karbomer yüzeyine uygulandı(Şekil 10). 60 saniye LED ışık kaynağı(3M ESPE Elipar S10) ile polimerize edildi. Kerr markasına ait polisaj diskleri kullanılarak polisaj yapıldı. Hazırlanan örnekler tekrar distile su içerisine bırakıldı.



Şekil 8. Çalışmada kullanılan cam iyonomer



Şekil 9. Çalışmada kullanılan asit,bond ve bulk fill kompozit



Şekil 10. Çalışmada kullanılan cam karbomer ve yüzey örtücü



Şekil 11. Çalışmada kullanılan ışın cihazı (3M ESPE Elipar S10)



Şekil 12. Çalışmada kullanılan polisaj diskleri (Kerr-OptiDisc)

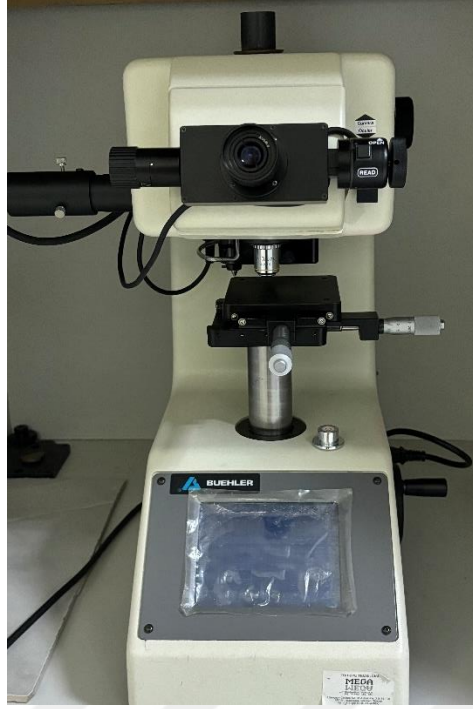


Şekil 13. Çalışmada kullanılan amalgamatör(GC-Silver Mix)

3.7.MİKROSERTLİK ÖLÇÜMÜ

Örneklerin mikrosertlik ölçümlerinin yapılması için Vickers cihazı (Buehler MMT-3 digital microhardness tester Lake Bluff, IL, USA) kullanıldı(Şekil 14). Vickers cihazı, ölçüm yapılacak yüzeylerin pürüzsüz olmasını ve tablaya paralel olmasını gerektirmektedir. Bu yüzden her örneğe Kerr marka disklerle kalın grenliden ince grenliye doğru polisaj yapıldı. Ardından 500 grenli ve 1000 grenli silisyum karbür zımpara kullanılarak yüzeydeki pürüzlülükler düzeltildi.

Örnekler, alt ve üst yüzeyi ölçüm tablasına paralel hale getirildikten sonra restorasyon yukarda kalacak şekilde cihazın ölçüm tablasına yerleştirildi. Cihazın x10'luk büyütmesi ile uygun yüzey belirlendikten sonra indenter ucu (piramit şeklindeki elmas delici uç) restorasyon üzerine konumlandırıldı. Örnekler 15 saniye boyunca 300 gr kuvvet uygulanarak sertlik ölçümleri yapıldı. Her örnekte 3 ayrı noktada ölçüm yapıldı ve elde edilen değerlerin ortalaması alındı. Uygulanan kuvvetin, piramit şeklindeki elmas delici ucu oluşturduğu izin yüzey alanına bölünmesiyle Vickers sertlik değeri hesaplandı[219]. Bu değerler cihaz tarafından oluşturuldu.



Şekil 14. Çalışmada kullanılan mikrosertlik cihazı

3.8 İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Süt molar dişlerde yüksek viskoziteli cam iyonomer siman, kompozit rezin, cam karbomer ve cam karbomerin yüzey örtücü ile birlikte kullanımı sonucu dört ayrı grubun mikrosertliklerini inceleyen ve karşılaştıran araştırmanın örneklem büyüklüğü G*Power Version 3.1.9.2 programı ile % 95 güven düzeyinde belirlenmiştir. Örneklem hesaplaması ve power analiz sonucuna göre her grupta 12’şer örnek olmak üzere örneklem büyüklüğü toplam 48 örnek olarak belirlenmiştir.

Her bir grup için, ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri içeren tanımlayıcı istatistik analizler yapıldı. Gruplar arasındaki mikrosertlik ölçümlerinin genel karşılaştırması için Tek Yönlü Varyans Analizi uygulandı. Grupların ikili karşılaştırılmaları için(Post Hoc Test olarak) Games-Howell testleri kullanıldı. Verilerin istatistiksel analizinde IBM SPSS Statistics Versiyon 20.0 paket programı kullanıldı. Tüm testlerde istatistiksel önem düzeyi 0.05 olarak alındı.

4.BULGULAR

Çalışmamızda , in-vitro şartlarda süt molar dişler 4 farklı gruba ayrıldı. Gruplar sırasıyla yüksek viskoziteli cam iyonomer siman, bulk fill kompozit, cam karbomer, yüzey örtücüsü ile birlikte uygulanan cam karbomer ile restore edildi. Grupların mikrosertlik değerleri ölçülerek gruplar arası karşılaştırmalar yapıldı. Grupların Vickers cihazındaki görüntüleri Şekil 15-16-17-18’ de gösterilmiştir.

Restorasyonunda yüksek viskoziteli cam iyonomer siman kullanılan grup (Grup I), bulk fill kompozit kullanılan grup (Grup II), cam karbomer kullanılan grup (Grup III) ve cam karbomer ve yüzey örtücü uygulanan grup (Grup IV) incelendiğinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulundu ($p<0.001$).

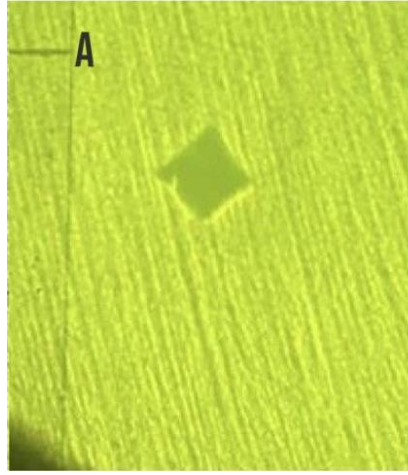
Kompozit ile restore edilen grup(Grup II), diğer gruplara oranla en yüksek mikrosertlik değeri gösteren grup oldu.

Kompozitle restore edilen gruptan (Grup II) sonra en yüksek değere sahip olan grup, yüksek viskoziteli cam iyonomerle restore edilen grup (Grup I) oldu.

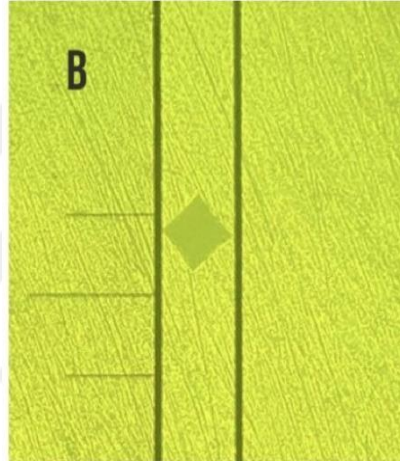
Cam karbomer ve yüzey örtücü uygulanan grup (Grup IV), kompozitle restore edilen grup (Grup II) ve yüksek viskoziteli cam iyonomerle restore edilen gruptan (Grup I) daha düşük mikrosertlik değeri gösterdi ve yalnızca cam karbomer uygulanan gruba göre(Grup III) anlamlı düzeyde yüksek mikrosertlik değeri gösterdi.

Mikrosertlik değeri en düşük bulunan grup ise cam karbomer ile restore edilen grup (Grup III) oldu.

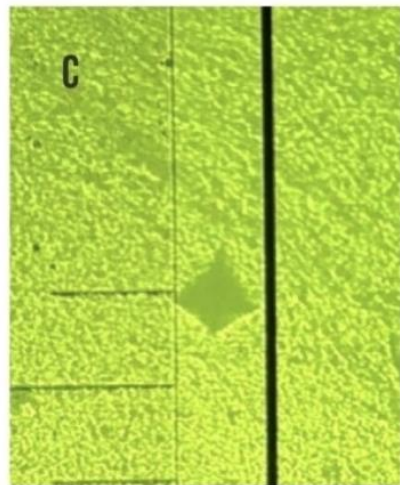
Tüm gruplar arasındaki ikili farklılıklar yapılan Post Hoc testi (Games & Howell testi) ile istatistiksel olarak anlamlı bulundu. (Hepsi için $p<0.001$).



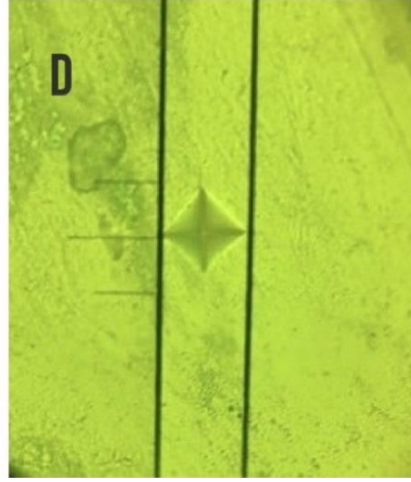
Şekil 15. Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanla restore edilen dişlerin vickers cihazındaki görüntüsü



Şekil 16. Bulk fill kompozitle restore edilen dişlerin vickers cihazındaki görüntüsü

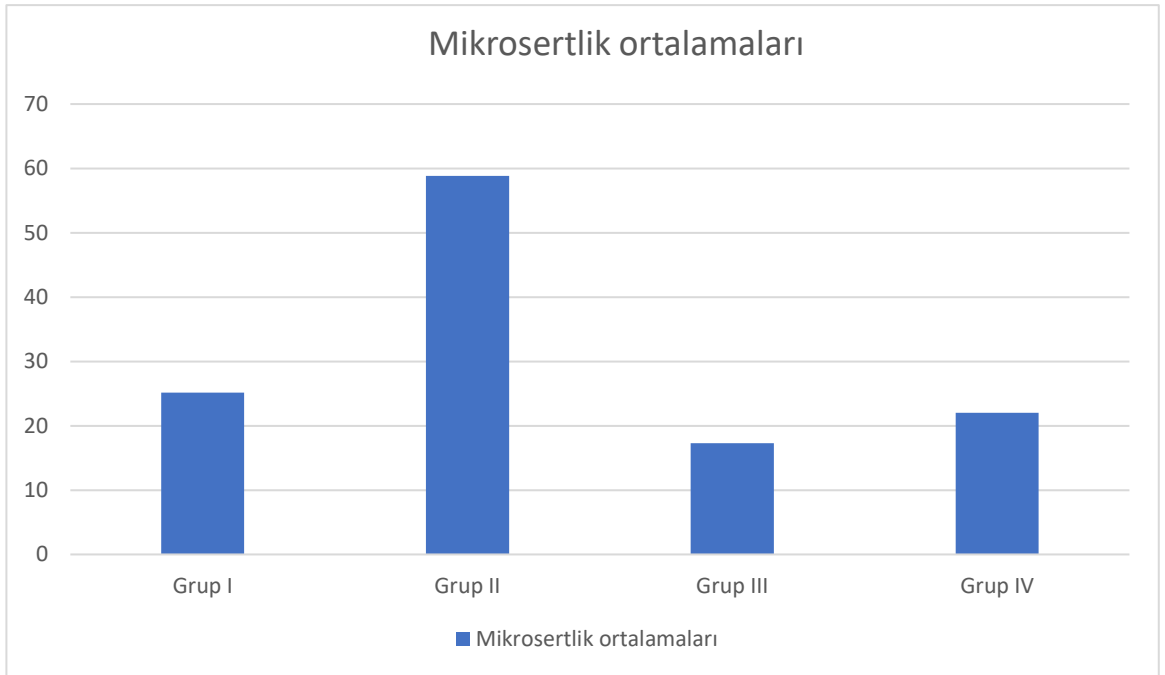


Şekil 17. Cam karbomer ile restore edilen dişlerin vickers cihazındaki görüntüsü



Şekil 18. Cam karbomer ve yüzey örtücü ile restore edilen dişlerin vickers cihazındaki görüntüsü

Yapılan ölçümlere göre Grup I örneklerinin ortalama mikrosertlik değerleri 25.14, Grup II örneklerinin ortalama değerleri 58.85, Grup III örneklerinin ortalama mikrosertlik değeri 17.27, Grup IV örneklerinin ortalama değeri 22.04 olarak hesaplandı. Hesaplanan ortalama değerler ve grupların karşılaştırması Grafik 1 'de gösterildi.



Grafik 1. Örneklerin mikrosertlik ölçüm değerleri ortalamaları

Her gruptaki mikrosertlik ölçümleri için saptanan ortalama, standart sapma, ortanca ve minimum-maksimum VHN değerleri Tablo 5'te ve Grafik 2'de gösterildi. Grupların ikili karşılaştırmaları Tablo 6'da gösterildi.

	Mikrosertlik (VHN değerleri)
Cam İyonomerle Restore Edilen Grup (Grup I)	25,14±1,8 25,37 (22,03-28,6)
Kompozit ile Restore Edilen Grup (Grup II)	58,85±6,97 58,47 (46,93-68,67)
Cam Karbomer ile Restore Edilen Grup (Grup III)	17,27±1,43 16,7 (16,07-20,03)
Cam Karbomer ve Yüzey Örtücü Uygulanan Grup (Grup IV)	22,04±1,06 22,17 (20,73-24,17)

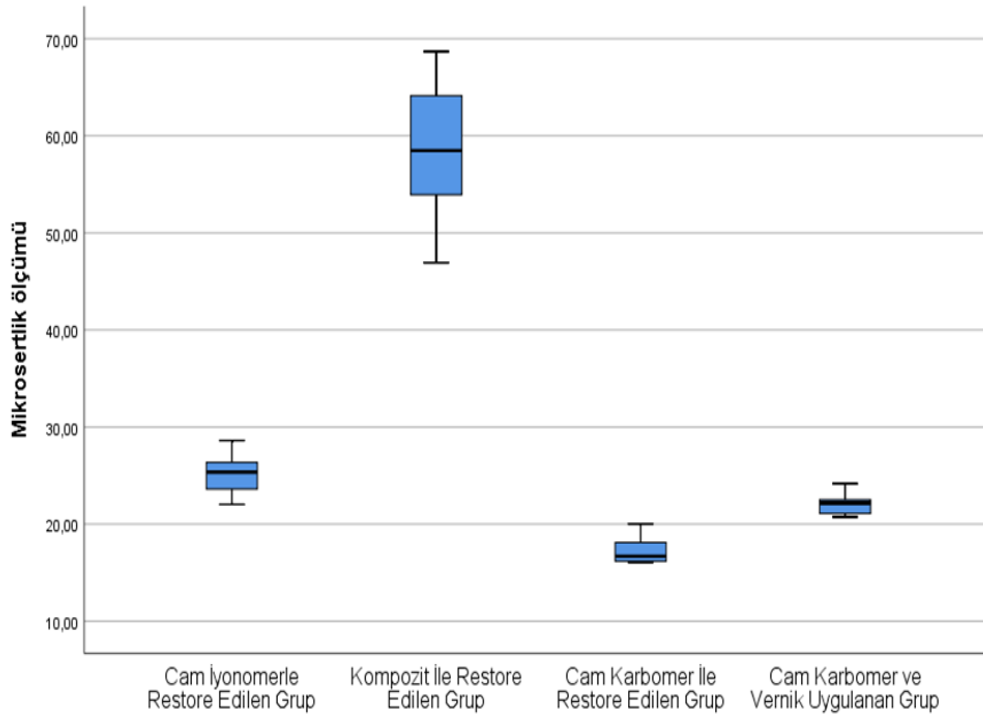
Tablo 5. Gruplardaki örneklerin ortalama±standart sapma mikrosertlik ölçüm değerleri

Karşılaştırma	Ortalama Değerler	p-değeri	Anlamlılık Durumu
Grup II – Grup I	58,85 - 25,14	< 0.001	Anlamlı fark var
Grup II – Grup III	58,85 - 17,27	< 0.001	Anlamlı fark var
Grup II – Grup IV	58,85 - 22,04	< 0.001	Anlamlı fark var
Grup I – Grup III	25,14 - 17,27	< 0.001	Anlamlı fark var
Grup I – Grup IV	25,14 - 22,04	< 0.001	Anlamlı fark var
Grup IV – Grup III	4.77 - 17,27	< 0.001	Anlamlı fark var

(Tüm ikili karşılaştırmalar için Tip 1 Hata düzeltmeli p değerleri $p < 0.001$ elde edilmiştir.)

(Grup I: YVCİS, Grup II: Kompozit, Grup III: Cam karbomer, Grup IV: Cam karbomer+yüzey örtücü)

Tablo 6. Grupların ikili karşılaştırmaları



Grafik 2. Örneklerin ortalama, standart sapma, ortanca, minimum-maksimum değerlerinin gösterildiği kutu grafiği

5. TARTIŞMA

Diş çürüğü, bakterilerin ağız içerisinde kolonizasyonu ve zaman içerisinde diyet ve konak faktörleri ile etkileşime girmesi sonucu oluşan multifaktöriyel ve enfeksiyöz bir hastalıktır. Diş çürüğünün oluşabilmesi için duyarlı bir konak ile karyojenik ağız florası ve karyojenik gıdaların yeterli sürede ortamda bulunması gerektiği belirtilmektedir[220]. Diş çürüğü, ağız ortamında yüksek oranda görülebilen bir hastalıktır. Yetersiz ağız bakımı, karbonhidrat ile beslenme alışkanlığı, aynı zamanda sosyoekonomik ve kültürel faktörler diş çürüğü görülme oranını etkilemektedir[221]. Ağız ortamı oldukça dinamikdir. Ağız ortamında bulunan restorasyonlar; çiğneme kuvvetleri, ısı ve pH değişimlerinden olumsuz anlamda etkilenebilirler. Tedavide kullanılacak restoratif materyallerin bu değişimlerin neden olabileceği olumsuzluklardan mümkün olduğunca en az etkileniyor olmaları gerekmektedir[222].

Süt dişlerinin restorasyonunda kullanılan materyallerin, dişin düşme yaşı gelene kadar fonksiyon görebilecek özelliklere sahip olması gerekmektedir. Restoratif materyallerin ağızda kalması; süt dişinin alttaki daimi diş gelene kadar yer tutucu görevi görmesi, çocuğun yaşam kalitesi, büyümesi, günlük aktivitesi, sosyal hayatı, eğitiminin devamlılığı, ebeveynlerinin yaptığı masraf ve zaman kaybı açısından önemlidir[223]. Süt dişlerinin anatomik özellikleri daimi dişlerden farklıdır. Bu yüzden çürük lezyonu süt dişlerinde daha hızlı ilerlemektedir[224]. Bu durum süt dişin altındaki daimi dişi de etkileyebileceği için tedavi doğru zamanda doğru restoratif materyallerle yapılmalıdır. Günümüzde süt dişlerinin restorasyonunda kompozitler, cam iyonomerler, rezin ile modifiye edilmiş cam iyonomerler ve poliasit ile modifiye edilmiş rezin kompozitler (kompomerler) sıklıkla kullanılmaktadır[225].

Cam iyonomer siman ve cam karbomerin süt dişlerindeki kullanım alanlarının daimi dişlere göre daha fazla olması sebebiyle çalışmamızda süt dişlerin kullanılması tercih edilmiştir. Çalışmamızda literatürde yer alan birçok in vitro çalışmada olduğu gibi çürük bulunmayan molar dişler kullanılmıştır[226], [227], [228], [229]. Çürük ve restorasyon bulunmayan dişlerin tercih edilmesinin nedeni, çürük gibi bir uyarının veya restorasyonun bulunması durumunda tamir dentini oluşumunun diştten dişe değişmesi sebebiyle standardizasyonun sağlanamamasıdır [230]. Sağlam dentin yüzeyine

bağlanma ile çürükten etkilenen dentine bağlanmanın farkının olup olmadığı ayrı bir çalışma konusudur. Çalışmalarda kullanılan dişlerin standardize edilmesi tek başına yeterli olmayıp, bu dişlerin saklama koşullarının da belirli standartlara uygun olması gerekmektedir. Bağlantı dayanıklılık testi uygulanacak dişlerin çekiminden işlem göreceği zamana kadar geçen sürede dehidrate olmasını engellemek için, solüsyon içinde saklanması gerekmektedir[231]. Çünkü dişlerin çalışma zamanına kadar bekletildiği solüsyon ve solüsyonda kalma süresi bağlanma kuvveti ölçüm sonuçlarını etkilemektedir. ISO standartlarına göre dişler çekildikten sonra akan suyun altında yıkanarak üzerindeki kan ve doku artıklarından arındırılmalıdır. Dişlerin distile su ya da %0.5'lik kloramin T solüsyonunda en fazla 1 hafta süre ile bekletilmesi önerilmektedir (ISO/TS 11405, 2003). Çalışmamızda kullandığımız dişlerin üzerlerindeki doku artıkları el aletleri ve fırça ile temizlenmiştir. Ardından % 0.5'lik kloramin T solüsyonunda 1 hafta süreyle dezenfekte edilmiştir. Dişler, dezenfeksiyon işleminden sonra deney yapılana kadar distile su içerisinde bekletilmiştir. Kullanılacak örneklerin deney zamanına kadar saklandığı süre, deneyin sonuçlarını etkileyebilecek önemli bir faktördür. ISO standartlarına göre, diş çekimi sonrası dentinde meydana gelen değişikliklerin bağlanma kuvvetlerini etkilediği ve en güvenilir sonuçların, diş çekildikten hemen sonra bağlanma kuvveti ölçümlerinin yapılmasıyla elde edildiği bildirilmiştir. Ancak bu durum pratikte pek mümkün olmadığı için dentinde protein denetürasyonu oluşmasını engellemek adına dişlerin çekildikten sonra en geç 6 ay içerisinde kullanılması gerektiği bildirilmiştir (ISO/TS 11405, 2003). Çalışmamızda kullandığımız dişler de yüzeylerindeki doku artıklarından arındırılıp, dezenfekte edildikten sonra en fazla 6 ay süreyle distile su içinde bekletilmiştir.

Kompozit rezinler 1962'de Bowen adında bir araştırmacının glisidil metakrilat ve bisfenol A'nın reaksiyona girmesiyle elde ettiği BIS-GMA monomeri ile, devamında görünür ışıkla aktive olabilen foto başlatıcıların formülasyona dahil edilmesiyle günümüzdeki şeklini almıştır. Kompozit rezinler estetik özellikleri ön planda olan restoratif materyallerdir[232]. Kompozit rezinler, dolgu sınırlarının iyi uyumlu olması, geriye kalan diş dokularının güçlendirilmesi ve desteklenmesi, dişe güçlü bir adezyon sağlaması ve estetik bir sonuç elde edilmesi sebebiyle süt dişlerinde yaygın olarak tercih edilir. Kompozit rezinler, süt dişlerinin Sınıf I ve Sınıf II restorasyonları için etkili bir restoratif materyal olarak tanınsa da çocuk hastalarda bazı uygulama zorluklarıyla karşılaşabilmektedir[233]. Çocuk hastalarda ağız açıklığının yetersiz olması kompozit

uygulamasını zorlaştırmaktadır. Bununla birlikte tabakalama tekniğinin kullanılması tedavi süresini uzatmaktadır ve çocuk hastalarda tedavi süresinin uzaması hastanın yorulmasına ve kooperasyonunun bozulmasına neden olabilmektedir. Bu durum izolasyon sorunlarını beraberinde getirerek başarısız restorasyonlara neden olabilir. Polimerizasyon büzülmesi nedeniyle materyal içinde meydana gelen stres, rezin ile kavite duvarları arasında marjinal boşlukların oluşmasına yol açabilir. Bu da mikrosızıntı, postoperatif hassasiyet, renk değişiklikleri ve sekonder çürüklerin oluşmasına neden olabilir[234]. Bu yüzden çocuk hastaların tedavisinde hızlı ve etkili çözümler uygulamak gereklidir. Bulk fill kompozit rezinler, kaviteye 4 mm kalınlığında uygulanabilen ve polimerizasyon büzülmesinin daha az olduğu belirtilen kompozitlerdir[235]. Çalışmamızda kullanılan yüksek viskoziteli cam iyonomer siman ve cam karbomer restoratif materyaller kaviteye bulk fill olarak uygulanmaktadır. Bu yüzden çalışmada kullanılan kompozit materyali için de aynı prosedür uygulanarak bulk fill kompozit kullanılmasına karar verilmiştir.

Cam iyonomer simanların dişteki kalsiyum iyonları veya ham metal iyonları ile çapraz bağlantı yapabilme kapasitesine bağlı olarak dişe ve ham metallere direkt adezyonu vardır. Aynı zamanda florür salınımına bağlı olarak antikaryojenik özellikleri, dişe benzer termal genleşme katsayısı, mine yüzeyindeki düşük büzülmeye bağlı olarak minimize edilmiş mikrosızıntı ve monomer içermemesi gibi çeşitli avantajları vardır[9], [55]. Cam iyonomer simanlar çeşitli avantajları olmasına rağmen altın standart restoratif materyal olarak kabul edilmezler. CİS'lerin, başlangıç sertleşme reaksiyonlarının ardından aşınma dirençlerinin azalması, sıkışma ve eğilme dayanımlarının düşük olması, sertleşme reaksiyonlarının yavaş olması, nem hassasiyetlerinin olması ve yeterli renk uyumlarının olmaması gibi dezavantajları vardır [236].

YVCİS, geleneksel cam iyonomer simanların erken dönemde neme olan hassasiyetini azaltmak, çiğneme kuvvetlerinin fazla olduğu bölgelerde direncini arttırmak için üretilmiştir. Bu modifikasyonları elde etmek için geleneksel cam iyonomer simanın partikül boyutları ve toz:likit oranında değişiklikler yapılmıştır[88]. 2007 yılında, yüksek viskoziteli kapsül cam iyonomer Fuji IX GP Extra (GC Co, Tokyo, Japonya) ve nano dolduruculu, rezin içerikli yüzey örtücü glaze materyali G-Coat Plus'dan (GC Co, Tokyo, Japonya) oluşturulan sisteme Equia denilmiştir. Daha sonraki yıllarda bu sistem geliştirilerek Equia Fil ve Equia Coat adı verilmiştir[237]. EQUIA

(EQUIA; GC Avrupa, Tokyo, Japonya) üreticisi, materyalin posterior bölgede yapılan kompozit restorasyonlara alternatif olabileceğini ve daimi dişlerde de kullanılabileceğini belirtmektedir. Aynı zamanda materyalin ısısal genleşme katsayısının dentine benzemesi sayesinde başarılı kenar uyumu ve düşük mikrosızıntı göstereceği öne sürülmektedir. Yüksek miktarda flor salabilmesi, ‘bulk fill tekniği’ ile uygulanabilir olması, hızlı sertleşmesi, biyouyumlu olması ve diş yapısına kimyasal adezyon ile bağlanması klinik kullanımında büyük avantaj sağlamaktadır. [238], [239],[90].

YVCİS’ların geleneksel cam iyonomer simanlara oranla erken dönemde suya maruz kalmaktan olumsuz etkilenmemesinin nedeni iki simanın yapılarındaki farklılıklara dayanmaktadır. YVCİS da geleneksel cam iyonomer simanlar gibi asit-baz reaksiyonu ile sertleşir fakat geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha iyi fiziksel ve mekanik özelliklere sahiptir. Partiküllerin reaksiyona girme aktivitesindeki değişimlerin yanı sıra cam partikül büyüklüğü ve dağılımındaki modifikasyonlar yeni materyale daha hızlı sertleşme reaksiyonu, suya erken maruz kalmaya karşı daha az hassasiyet, sertleşme sonrasında ağız sıvılarında daha az çözünme gibi özellikler kazandırmaktadır[240].

Su emilimi, tüm restorasyon malzemelerinin fiziksel, kimyasal ve mekanik özelliklerini etkilemektedir. Bu durum yüksek viskoziteli cam iyonomerlerde de tam anlamıyla kontrol altına alınamamış ve klinik başarısını olumsuz etkileyen unsurlardan olmuştur. Yüksek viskoziteli cam iyonomer siman kullanılarak restorasyonu yapılan dişlerde, erken su emilimi, erken çözünme, yorgunluğa bağlı kırılmalar ve kenar kırılmaları sebebiyle başarısızlıklar olabilir[27].

Mükemmel bir restoratif materyalin dentine ve mine yapısına iyi tutunabilmesi gerekir. Bu özelliğe sahip bir malzemenin olmayışı ve mevcut tüm malzemelerin olumlu ve olumsuz özelliklerinin bulunması, her zaman yenilikçi malzeme arayışlarına yol açmıştır. Cam karbomer de bu arayışlar sonucunda yüksek doldurucu içeriği ile cam iyonomer simanlardan daha dayanıklı bir materyal olabileceği düşünülerek, cam iyonomer simanlara alternatif olarak üretilmiştir. Rezin kompozitlere nanopartikül eklenmesi, kompozitlerin dayanıklılığını ve mekanik özelliklerini arttırmaktadır. Yakın zamanda cam iyonomer simanlara da nanopartikül eklenmesi gündeme gelmiştir. Nanopartikül teknolojisi kullanılarak mine dokusuna benzeyen bir yapı oluşturulmaya çalışılmış ve cam karbomer elde edilmiştir [241]. Cam karbomer siman, geleneksel cam

iyonomer simana benzeyen cam ve sulu poliakrilik asitin yanı sıra nano boyutlarda fluorapatit ve hidroksiapatit[HAp: $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$] içeren, monomer içermeyen yeni nesil restoratif bir malzemedir[242]. Çalışmamızda, yeni nesil bir restoratif malzeme incelemek istediğimiz için ve endikasyonlarının klinikte sık kullanılan cam iyonomer ve kompozite benzemesi sebebiyle cam karbomer kullanılması tercih edilmiştir.

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin incelenmesi amacıyla randomize kontrollü klinik çalışmaların en uygun metot olduğu düşünülse de rutinde kullanılmasına engel olan çok sayıda sınırlayıcı faktör vardır. Tedaviyi uygulayan hekimlerin farklılık göstermesi, hasta uyumu, uzun dönem hasta takibinin zorluğu bu testleri karmaşık hale getirmekte ve standardizasyonu zorlaştırmaktadır. Aynı zamanda klinik çalışmalar maliyetli ve uzun süren çalışmalardır. Laboratuvar çalışmalarını içeren in vitro yöntemler, klinik ortamını ve ağız içini tam olarak simüle edemeseler de çeşitli prosedürler ile ağız ortamını bir dereceye kadar taklit edebilirler. İn vitro çalışmalarla elde edilen değerlerin, ağız ortamındaki nem ve sıcaklık değişimi gibi durumlardan etkilendikten sonra elde edilen değerlere benzer sonuçlandığı belirtilmiştir [243], [244], [245]. Bu bilgiler ışığında çalışmamızda in vitro test yöntemleri kullanılmıştır.

Bu çalışmada yaşlandırma protokolü uygulanmamıştır. Bunun başlıca nedeni, süt dişlerinin fizyolojik olarak sınırlı bir süre ağızda kalmasıdır. Süt dişlerinin kalıcı dişlere göre daha kısa süre ağızda fonksiyon görmeleri, restoratif materyallerin uzun dönem dayanıklılığından çok, kısa-orta vadeli fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesini ön plana çıkarmaktadır. Bu bağlamda, yaşlandırma gibi uzun süreli klinik kullanımı simüle eden uygulamalar, süt dişleri üzerinde her zaman gerekli olmayabilir[246], [247]. Aynı zamanda termal döngü, nemli ortamda bekletme ya da UV maruziyeti gibi yaşlandırma protokolleri, özellikle cam iyonomer siman gibi suyla reaksiyona giren materyallerin matris yapısında değişimlere yol açarak mikrosertlik değerlerini azaltabilmektedir[248], [249].

Çalışmamızda kullanılan restoratif materyallerin dayanıklılıklarının karşılaştırılması amaçlandığı için mikrosertlik testi uygulandı. Yüzeyin mikrosertliği, restoratif materyallerin klinik olarak başarısını etkileyen en önemli fiziksel özelliklerdendir. Yüzey mikrosertliği, çizilme ve aşınmaya karşı direnci artırırken, aynı zamanda malzemenin çeşitli kuvvetlere karşı hızla deformasyona uğramasını engelleyerek klinik başarıyı da olumlu yönde etkiler [250]. Brinell, Rockwell,

Berkovich, Knoop ve Vickers test yöntemleri malzemenin sertliğini ölçmek için kullanılan yöntemlerdir [251].

Yapılan araştırmalar sonucu anizotropik yani değişkenlik gösteren bir doku olan minenin mekanik özelliklerindeki değişkenlikleri karşılaştırmak için Knoop sertlik ucu yerine Vickers sertlik ucunun kullanılmasının daha uygun olduğu bildirilmiştir[252]. Knoop yönteminde, doku yüzeyinde oluşturulan iz eşkenar dörtgen biçimindedir ve uzun olan köşegenin boyu ölçülerek formüle uygulanır, ardından mikrosertlik değeri hesaplanır. Vickers yönteminde, doku yüzeyinde oluşturulan iz karedir ve bu izin iki köşegeninin uzunluğu ölçülerek ortalaması alınır, ardından formüle uygulanır. İki köşegenin ortalamasının alınması ve Vickers izinin Knoop izinden daha küçük olması nedeniyle, Vickers sertlik yöntemi, Knoop sertlik yöntemine kıyasla daha hassas bir yöntem olarak kabul edilmektedir[253]. Bu nedenle çalışmamızda mikrosertlik ölçümleri için Vickers sertlik ucu kullanılmıştır.

Mikrosertlik değerlerinin her dişte farklı olabileceği, hatta aynı dişin farklı bölümlerinde dahi değişiklikler gösterebileceği belirtilmektedir[254]. Belirlediğimiz ölçüm alanlarında bölgesel farklılıklar olabileceğinden, her örnekte üç tane ölçüm yapılmıştır. İlk ölçüm yapılan bölgeden en az 100 µm uzaklaşarak ikinci ve üçüncü ölçümler yapılmış ve bu bölgelerin ölçümlerinin ortalamaları hesaplanmıştır. Mikrosertlik testlerinde standart yüzeylerin elde edilebilmesi için örneklerin polisajlanmış olması gerektiği bildirilmektedir[255], [256]. Bu nedenle mikrosertlik testi için yüzeyleri 500 ve 1000 grenli zımparalar ile aşındırılarak standart yüzeyler oluşturulmuştur. Vickers sertlik testinde kuvvetin uygulanma süresi ve uygulanan kuvvet miktarı, örneklere 15 sn süre ile 300 gr kuvvet uygulandığında en net görüntünün elde edilmesi sebebiyle tercih edilmiştir.

Çalışmamızda cam karbomere Vickers mikrosertlik testi uygulanmasının yüksek viskoziteli cam iyonomer siman ve kompozite göre daha zor olduğu görülmüştür. Cam karbomerin yapısında bulunan farklı boyutlara ve sertliklere sahip partiküller nedeniyle, sertlik testi sırasında kullanılan indenter ucunun temas ettiği örnek üzerinde hem çok yüksek hem de çok düşük sertlik değerleri ölçülmekteydi. Çalışmamızda, örneklerin mikrosertlik ölçümleri deneyimli bir araştırmacı tarafından gerçekleştirilmiş, anlamsız çıkan değerler ölçümlere dahil edilmemiştir.

Şener ve Koyutürk[257], yaptıkları çalışmada farklı yapıdaki cam iyonomer simanların mikrosertlik değerlerini incelemişlerdir. 7.günün sonunda daha düşük toz/likit oranına sahip simanın sertlik değerinin azaldığını, yüksek viskoziteli simanların ise sertlik değerinin arttığını bildirmiştir. Equia'nın klinik başarısının araştırıldığı retrospektif bir çalışmada[88], 43 hastada toplam 151 posterior diş değerlendirilmiş ve Sınıf I ve II kaviterlerde başarılı bir şekilde kullanılabileceği sonucuna varılmıştır. Klink ve arkadaşları [258] yaptıkları çalışmada 643 hastada toplam 1001 posterior dişi Equia ve geleneksel cam iyonomer siman ile restore etmiş ve Equia'nın klinik performansını daha iyi bulmuştur. Yapılan bu araştırmalar çalışmamızda geleneksel cam iyonomer siman yerine yüksek viskoziteli cam iyonomer siman tercih edilmesini desteklemektedir.

Gürkan ve arkadaşları(2017) yaptıkları klinik bir çalışmada Equia ve kompoziti karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada işlem gören dişler 6 yıl boyunca takip edilmiştir. Çalışmada 80 tane sınıf I ve 60 tane sınıf II kaviteye uygulanan Equia ile mikrohibrid kompozit örneği olan Gradia Direct'in (GC Co., Tokyo, Japonya) klinik başarılarının benzerlik gösterdiği bildirilmiştir[237]. Fırat ve arkadaşları da [259] yaptıkları in vivo çalışmada 24 ay sonunda yüksek viskoziteli cam iyonomer simanın (EQUIA) başarısını mikro dolduruculu posterior kompozitle benzer olarak bildirmişlerdir.

Gorseta ve arkadaşları [260] yaptıkları bir klinik çalışmada, cam karbomer simanı fissür örtücü olarak uygulayarak, konvansiyonel rezin bazlı örtücüler ile diş tutunma süreleri açısından karşılaştırmışlardır. Altı ve 12 hafta takip süreleri sonunda cam karbomerle yapılan tedavilerin, rezin bazlı örtücülerden belirgin ölçüde farklı olmadıklarını raporlamışlardır. Cam karbomerin, remineralizasyon için bir çekirdek görevi görebilen ve fluorapatit oluşumunu başlatabilen kalsiyum fluorapatit nanokristalleri içerdiği iddia edilmektedir. Bu yaklaşıma göre cam karbomer, cam iyonomer simana göre daha az matriks ve daha fazla dolgu maddesi içermektedir[13], [260].

Cam karbomer içeriğinde nano boyutlu partiküllerin kullanılması, daha verimli bir tepkime süreci için yüzey alanını arttırmaktadır. Cam karbomer içeriğine florapatitin eklenmesi, cam iyonomeri florapatit benzeri bir malzemeye dönüştürmektedir[261]. Malzemenin direncini ve saydamlığını geliştirmek için, simana biyouyumlu karbon bazlı bir katkı maddesi eklenmiştir[262]. Cam karbomerlerin klinik kullanımları CİS'lere benzerdir. Bu malzemeler; daimi ve süt dişlerde sınıf I ve sınıf II kaviterlerde,

fissür örtücü, kron ve köprü restorasyon tamirinde, sınıf V kavitetlerde ve kron/köprü yapıştırma simanı olarak kullanılmaktadır[100]. Yamamoto 1984 yılında yaptığı bir çalışmayla, hidroksiapatit ilavesiyle geleneksel cam iyonomer simanların biyouyumluluğunun arttığını bildirmiştir. Reçine içermeyen bir malzeme olan cam karbomer ile karşılaştırıldığında, CİS'lerin mekanik özellikleri malzemedeki hidroksiapatit kristalleri ile güçlendirilmiştir[263]. Lucas ve ark.[264] yaptıkları çalışma sonucunda cam iyonomer simana hidroksiapatit eklenmesinin simanın kırılma dayanımını arttırdığını ve hızlandığını, dentine uzun vadeli bağlanma gücünü koruduğunu belirtmişlerdir.

Isı uygulaması genellikle kimyasal reaksiyonları hızlandırır. Araştırmacılardan bazıları [265], [266], cam iyonomer simanların mekanik özelliklerini geliştirmek için bu malzemeyi ısıtmayı denemişlerdir. Yüksek sıcaklıklarda sıvı buharlaşır ve malzemenin toz-likit oranını arttırabilir. Bu sayede malzemenin mekanik özellikleri geliştirilmiş olur [267]. Yapılan bir çalışmada cam karbomerin yüksek enerjili bir LED cihazı ile polimerize edilmesinin, materyalin mekanik özelliklerini güçlendireceği belirtilmiştir[98]. Gorseta ve arkadaşları[268] yaptıkları bir çalışmada üç farklı LED kaynağı kullanmışlardır ve malzemenin dayanımını arttırmak için en az 1000 mW/cm² güce sahip bir ışın cihazının kullanılması gerektiğini bildirmişlerdir.

Kuter ve arkadaşları[269] yaptıkları çalışma sonucunda CİS örneklerinin üst yüzeylerinin ısıdan daha fazla etkilendiğini ve ısıtılmanın cam iyonomer simanın mikrosertliğini arttırdığını bildirmiştir. Farklı yoğunluklarda güçleri olan ışın cihazlarının karşılaştırıldığı başka bir çalışmada; cam iyonomer simanlara sertleşme reaksiyonu esnasında 60 saniye boyunca ısıtılma uygulanmasının, malzemenin incelenen tüm derinliklerinde mikrosertliği arttırdığı belirtilmiştir [270]. Bu araştırmalar göz önüne alınarak çalışmamızda cam karbomer ve cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonu esnasında ısıtılma uygulanmıştır.

Yapılan literatür taramasında yüksek viskoziteli cam iyonomer siman, cam karbomer ve kompozit materyallerin mikrosertlik açısından değerlendirildiği, cam karbomerin yüzey örtücü kullanılmadan ve yüzey örtücüyle birlikte uygulandığı iki ayrı formunun da dahil edildiği bir in vitro çalışmaya rastlanmamıştır. Bizim çalışmamızda in vitro şartlarda süt molar dişlere üç farklı restoratif materyal uygulanarak mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılması hedeflenmiştir. Çalışmanın bulgularına dayanarak, cam karbomerin mikrosertliğinin en düşük olduğunu belirten birinci hipotez kabul edilmiştir.

Kompozitin mikrosertlik değerinin en yüksek olduğunu belirten ikinci hipotez de kabul edilmiştir. Yine alışma bulgularına dayanarak cam karbomere yüzey örtücü uygulanmasının mikrosertlik değerini arttıracadıını belirten üçüncü hipotez kabul edilmiştir. Çalışmanın sonucunda elde ettiğimiz verilerin yorumlanmasında rehberlik edebilecek ve çalışmanın doğruluğunu değerlendirilmeye yardımcı olabilecek çalışmalara aşağıda yer verilmiştir.

Tatlı ve arkadaşları 2018 yılında[225] yaptığı in-vitro bir çalışmada cam karbomer siman, geleneksel cam iyonomer siman ve kompomerin mikrosertlik değerlerini karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda mikrosertliği en yüksek dolgu materyali kompomer; mikrosertliği en düşük materyal ise cam karbomer olmuştur ($p<0.001$). Bu in vitro çalışmanın sonuçları bizim çalışmamızdaki cam karbomerden elde edilen sonuçlarla benzerdir.

Karaarslan ve arkadaşları[251] yaptığı çalışmada örnekler; cis, cis+vernık, cam karbomer, cam karbomer+vernık olarak 4 gruba ayrılmıştır. Örneklerin mikrosertlik değerleri incelenmiştir. Çalışmanın sonucunda cis örneklerinin cam karbomer örneklerinden daha yüksek mikrosertlik değeri gösterdiği bildirilmiştir($p<0.05$). Bu çalışmadan elde edilen sonuçlara dayanarak çalışmamızda, cam karbomerin mikrosertliği hem yüzey örtücü uygulamadan hem de yüzey örtücü uygulanarak iki ayrı grupta değerlendirilmiştir. Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlar, bu çalışmanın sonuçlarına benzer şekilde cis örneklerinin cam karbomer örneklerinden anlamlı düzeyde daha yüksek mikrosertlik değeri gösterdiği yönündedir.

Koenraads ve arkadaşları [96] yaptıkları çalışmada; çekilmiş 100 adet molar dişe ART yapmak için sınıf II kavite açarak cam karbomer, kompozit ve cam iyonomer siman uygulayarak basınç dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Araştırmacılar; Sınıf II kaviteye yapılan atravmatik restoratif tedavinin hem süt hem de daimi dişlerde kompozit ve cis kullanılmasının restorasyon başarısını olumlu yönde etkilediğini raporlamışlardır. Koenraads ve arkadaşlarının çalışmalarının sonucunda; cam karbomer materyalinin basınç dayanımının Ketac Easy mix, Clearfil Photo Posterior kompozit ve Fuji IX a göre avantaj oluşturmadığını bildirmışlerdir.

Olegario ve arkadaşları[271] yaptıkları in vitro çalışmada; sağlam ve enfekte dentin üzerinde cam karbomer ve yüksek viskozitede cam iyonomer simanın mikrosertlik testi ve makaslama kuvvetlerini karşılaştırmışlardır. Yapılan çalışmanın sonucuna göre

yüksek viskoziteli cam iyonomer simanın bağlanma dayanımı, cam karbomere kıyasla daha yüksek bulunmuştur ($p= 0.027$). Ayrıca mikrosertlik testleri karşılaştırıldığında cam iyonomer, cam karbomere göre daha yüksek mikrosertlik değeri göstermiştir($p<0.001$). Cam karbomer ile ilgili bir in vivo çalışmada[272] 12 aylık takip sonrasında cam karbomer, iki farklı yüksek viskoziteli cam iyonomer siman ile karşılaştırıldığında daha düşük hayatta kalma oranları göstermiştir. Olegario ve ark.[273] cam karbomer, yüksek viskoziteli bir cam iyonomer siman ve kompomer kullandıkları 3 yıl takipli bir in vivo çalışmada, cam karbomerin sağ kalım oranının diğer materyallere göre anlamlı derecede daha düşük olduğunu ortaya koymuşlardır ($p <0.05$). Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlar bu çalışmaların sonuçları ile uyumludur.

De Caluwe ve arkadaşları yaptıkları çalışmada[274], cam karbomere ısı ve yüzey örtücü uygulaması sonrası cam iyonomer simanlardan daha üstün mekanik özellik sergilemediğini belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da bu çalışmada olduğu gibi, cam karbomere yüzey örtücü uygulanması, cam iyonomer simandan daha iyi mikrosertlik değeri göstermesini sağlayamamıştır. Cam karbomere yüzey örtücü uygulanması materyalin mikrosertlik değerini yükseltmiştir. Bunun sebebi yüzey örtücünün, cam karbomeri dış etkilere koruyup çözünmesini engelleyerek, kavitede daha stabil kalmasını sağlaması olabilir. Aynı zamanda vernik uygulanmamış cam karbomer örneklerinin yüzeyinde bulunan farklı boyutlarda ve sertliklerdeki partiküller düzgün yüzey oluşmasına engel olduğu için yapılan polisaj işlemleri sonrası mikrosertlik değeri azalmış olabilir.

Menne Haap ve arkadaşlarının [14] 2013 yılında toplamda 120 örnek ile yaptığı çalışma sonucunda cam karbomerin, konvansiyonel cam iyonomer siman ve YVCİS ile karşılaştırıldığında çalışma süresinin daha uzun, sertleşme reaksiyonunun daha hızlı, estetik özellikleri ve translusentliğinin daha iyi, aşınmaya direnci ve kırılma dayanımının daha yüksek olduğu bildirilmiştir. Yap ve arkadaşları [275] çalışmalarında cam iyonomer simanlara hidroksiapatit ilave edilmesinin yüzey sertliğini arttırdığını belirtmişlerdir. Chung ve Greener [276] yaptıkları çalışmanın sonucunda yüksek dolgu içeriğine sahip malzemelerin yüksek mikrosertlik değerlerinin olduğunu gözlemlemişlerdir. Çalışmamızda kullanılan kompozit en yüksek mikrosertlik değerini göstermiştir. Bu sonuç kompozitin dolgu içeriğinin YVCİS ve cam karbomerden fazla olmasıyla ilişkili olabilir. Cam karbomerin dolgu içeriği YVCİS'dan daha yüksek

olmasına rağmen çalışmamızda elde edilen sonuçlar bu görüşlerle çelişmektedir. Bu durum Zainuddin ve arkadaşları[13] tarafından yürütülen ve cam karbomerin sertleşme reaksiyonu esnasında hidroksiapatitin kısmen tüketildiğini gösteren çalışma ile açıklanabilir. Bu çalışmanın sonucunda cam karbomer sertleşirken tüketilen hidroksiapatitin karboksilik grupların etkileşimleriyle ilişkili olabileceği, dişlerin mineral içeriğine bağlanmak için mevcut iyonları azaltarak daha düşük bağlanma kuvvetine yol açabileceği düşünülmüştür. Ayrıca cam karbomerin içeriğindeki cam parçacıklarının YVCİS'a göre daha küçük boyutlu olması da sertlik değerini etkilemiş olabilir.

Kaynar ve arkadaşları[277] 2023 yılında yaptıkları çalışmada 60 adet çekilmiş süt dişine sınıf I kaviteler açılarak YVCİS, cam karbomer ve biyoaktif restoratif materyal uygulamışlardır. Örneklerin mikrosertlik değerleri karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonucunda en yüksek mikrosertlik değeri cam karbomerden elde edilmiştir ($p=0.045$). Bu sonuç bizim çalışmamızın verileriyle çelişmektedir. Çalışmalar arasındaki farklılığın ışınlama sürelerinden kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz. Çünkü biz çalışmamızda cam karbomer örneklerini üretici firma talimatları doğrultusunda 60 sn ışınladık. Oysa Kaynar ve ark. ışınlamayı 90 sn yapmışlardır.

Bu *in vitro* çalışmanın bazı sınırlamaları bulunmaktadır. Ağız ortamını simüle etmek amacıyla yalnızca su içinde bekletmenin yeterli olmadığı belirtilmiştir. Materyallere bağlı olarak değişiklik gösterse de ağız ortamının kimyası göz önünde bulundurulmalıdır. Bu nedenle içerisinde enzim bulunmayan ve inorganik bileşenler içeren yapay tükürük kullanmanın, distile su kullanmaktan daha güvenilir bir yaklaşım olduğu bilinmektedir[278].

Yapılan *in vitro* çalışma her ne kadar klinik şartlara benzetilmeye çalışılsa da ağız içi koşulları tam olarak sağlayamamaktadır. Çalışmanın *in vivo* olarak planlanması daha güvenilir sonuçlar elde edilmesini sağlayabilir. Çalışmamızda kullanılan cam karbomer yeni nesil bir restoratif materyal olduğu için daha fazla klinik ve laboratuvar çalışmasına ihtiyaç vardır.

6.SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, bulk fill kompozit, yüksek viskoziteli cam iyonmer siman, cam karbomer, yüzey örtücüyle birlikte uygulanan cam karbomerin mikrosertlikleri in vitro olarak değerlendirilmiş ve aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

1. Manipülasyonu ve uygulaması zor olan cam karbomerin mikrosertlik değeri üretici firma iddialarının aksine yüksek viskoziteli cam iyonmer simandan daha düşük bulunmuştur. Bu bulgu, çocuk diş hekimlerinin pratik uygulamalardaki malzeme seçimine ışık tutabilir.
2. Bu çalışmanın sonucunda en yüksek mikrosertlik değeri bulk fill kompozit materyalinde elde edilmiştir. Kompozitin ardından sırasıyla yüksek viskoziteli cam iyonmer siman, yüzey örtücü ile birlikte uygulanan cam karbomer, yüzey örtücü uygulanmayan cam karbomer gelmektedir.
3. Süt molar dişlerde Sınıf I lezyonlarda materyal seçerken bulk fill kompozit kullanılması tabakalama tekniğiyle uygulanan kompozitlere göre kolaylık sağlamaktadır. Ancak kompozit kaviteye uygulanmadan önce asit ve adeziv uygulanması gerekliliği, zaman açısından dezavantaj oluşturabilir. Bu durumlarda kaviteye direk uygulanabilen yüksek viskoziteli cam iyonmer siman ve cam karbomerin kullanılması önerilmektedir.
4. Cam karbomer kullanılan vakalarda, cam karbomerin yüzey örtücüyle beraber uygulanması önerilmektedir.

KAYNAKÇA

- [1] R. M. M. Jackson, "The new posterior resins and: a simplified placement technique," *Elsevier*, 2000, Accessed: Mar. 11, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0002817714634541>
- [2] H. H. S. EJ. Roberson TM, "Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry," 2011.
- [3] A. J. Feilzer, A. J. De Gee, and C. L. Davidson, "Increased Wall-to-Wall Curing Contraction in Thin Bonded Resin Layers," *J Dent Res*, vol. 68, no. 1, pp. 48–50, Jan. 1989, doi: 10.1177/00220345890680010701.
- [4] M. Roggendorf, N. Krämer, A. Appelt, M. N.-J. of dentistry, and undefined 2011, "Marginal quality of flowable 4-mm base vs. conventionally layered resin composite," *ElsevierMJ Roggendorf, N Krämer, A Appelt, M Naumann, R FrankenbergerJournal of dentistry*, 2011•Elsevier, 2011, Accessed: Mar. 21, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300571211001606>
- [5] S. El-Safty, N. Silikas, and D. C. Watts, "Creep deformation of restorative resin-composites intended for bulk-fill placement," *Dental Materials*, vol. 28, no. 8, pp. 928–935, Aug. 2012, doi: 10.1016/j.dental.2012.04.038.
- [6] A. S. NASCIMENTO *et al.*, "Physicomechanical characterization and biological evaluation of bulk-fill composite resin," *Braz Oral Res*, vol. 32, no. 0, Oct. 2018, doi: 10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0107.
- [7] Van Ende, "Dental composite materials for direct restorations," 2018, Accessed: Mar. 22, 2024. [Online]. Available: <https://link.springer.com/content/pdf/10.1007/978-3-319-60961-4.pdf>
- [8] S. Cho, A. C. Association, and undefined 1999, "A review of glass ionomer restorations in the primary dentition," *CiteseerSY Cho, AC ChengJournal-Canadian Dental Association*, 1999•Citeseer, 1999, Accessed: Mar. 10, 2024. [Online]. Available: <https://citeseerx.ist.psu.edu/document?repid=rep1&type=pdf&doi=1b750c05db7d789034d0c5ab20f37085ce6e672f>
- [9] J. W. Nicholson, "Glass-ionomers in medicine and dentistry," *Proc Inst Mech Eng H*, vol. 212, no. 2, pp. 121–126, Feb. 1998, doi: 10.1243/0954411981533890.
- [10] Dayangaç B., "Kompozit Rezin Restorasyonlar." Accessed: Mar. 16, 2024. [Online]. Available: https://scholar.google.com/scholar?hl=tr&as_sdt=0%2C5&q=DAYANGA%C3%87%2C+B.+%282000%29.+Kompozit+Rezin+Restorasyonlar%2C+1.+bask%C4%B1%2C+G%C3%BCne%C5%9F+Kitapevi%2C+Ankara&btnG=
- [11] C. Crowley, J. Doyle, M. Towler, R. H.-J. of dentistry, and undefined 2006, "The influence of capsule geometry and cement formulation on the apparent viscosity of dental cements," *ElsevierCM Crowley, J Doyle, MR Towler, RG Hill, S HampshireJournal of dentistry*, 2006•Elsevier, 2006, Accessed: Mar. 14, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300571206000352>

- [12] Z. Cehreli, S. Burcak Cehreli, R. Ebru Tirali, and Z. Yalcinkaya, "Microleakage of newly developed glass carbomer cement in primary teeth," 2013.
- [13] N. Zainuddin, N. Karpukhina, R. Law, R. H.-D. Materials, and undefined 2012, "Characterisation of a remineralising Glass Carbomer® ionomer cement by MAS-NMR spectroscopy," *ElsevierN Zainuddin, N Karpukhina, RV Law, RG HillDental Materials, 2012•Elsevier, 2012*, Accessed: Mar. 15, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564112001923>
- [14] Menne-Happ, "Effect of gloss and heat on the mechanical behaviour of a glass carbomer cement," *ElsevierU Menne-Happ, N IlieJournal of dentistry, 2013•Elsevier, 2013*, Accessed: Mar. 15, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300571212003077>
- [15] D. Taifour, J. E. Frencken, N. Beiruti, M. A. van 't Hof, and G. J. Truin, "Effectiveness of Glass-Ionomer (ART) and Amalgam Restorations in the Deciduous Dentition: Results after 3 Years," *Caries Res*, vol. 36, no. 6, pp. 437–444, 2002, doi: 10.1159/000066531.
- [16] M. Hotta, H. Hirukawa, and K. Yamamoto, "Effect of coating materials on restorative glass-ionomer cement surface.," *Oper Dent*, vol. 17, no. 2, pp. 57–61, 1992.
- [17] Wilson and Kent and 1972, "A new translucent for dentistry. The glass ionomer cement," *cir.nii.ac.jp*, Accessed: Feb. 18, 2024. [Online]. Available: <https://cir.nii.ac.jp/crid/1573387450196987776>
- [18] GJ Mount and 1991, "Adhesion of glass-ionomer cement in the clinical environment.," *europemc.orgGJ MountOperative dentistry, 1991•europemc.org*, Accessed: Feb. 18, 2024. [Online]. Available: <https://europemc.org/article/med/1805183>
- [19] gündüz s;Şirin,şükrü Bayırlı, "Konservatif diş tedavisi." Accessed: Feb. 18, 2024. [Online]. Available: https://scholar.google.com/scholar?hl=tr&as_sdt=0%2C5&q=BAYIRLI%2C+G%C3%BCnd%C3%BCz+S.%3B+%C5%9EIRIN%2C+%C5%9E%C3%BCKr%C3%BC.+Konservatif+di%C5%9F+tedavisi.+Yayl+y%2C+1982.&btnG=
- [20] 2013 Kaya and Tirali, "cam iyonomer simanların gelişimi."
- [21] American Academy of Pediatric Dentistry, "American academy of pediatric dentistry,." Accessed: Feb. 18, 2024. [Online]. Available: https://scholar.google.com/scholar?hl=tr&as_sdt=0%2C5&q=Amer%C4%B1can+academy+of+ped%C4%B1atr%C4%B1c+dent%C4%B1stry%2C+Guideline+on+pediatric+restorative++dentistry%2C+reference+manual+34%286%29%3A+214-221%2C+2012.&btnG=
- [22] Mount G.(2002), "Color atlas of glass ionomer cements." Accessed: Feb. 18, 2024. [Online]. Available: https://scholar.google.com/scholar?hl=tr&as_sdt=0%2C5&q=Mount+G.+%282002%29.+Color+atlas+of+glass+ionomer+cements.+London%3A+Dunitz&btnG=
- [23] S. J. N. Sidhu and undefined 2016, "A review of glass-ionomer cements for clinical dentistry," *mdpi.com*, doi: 10.3390/jfb7030016.
- [24] F. M. Burke, N. J. Ray, and R. J. McConnell, "Fluoride-containing restorative materials," *Int Dent J*, vol. 56, no. 1, pp. 33–43, 2006, doi: 10.1111/J.1875-595X.2006.TB00072.X.

- [25] S. Karaoğlu, N. Akgül, H. N. Özdebak, and H. M. Akgül, "Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials," *Quintessence Int*, vol. 25, no. 1, pp. 587–589, 1994, doi: 10.4012/DMJ.28.96.
- [26] N. J. W. ,Wilson A. D. 1994 McLean J.W., "Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quintessence Int*, 25 (9), 587-589." Accessed: Feb. 25, 2024. [Online]. Available: [https://www.google.com/search?q=McLean+J.+W.%2C+Nicholson+J.+W.%2C+Wilson+A.+D.+\(1994\).+Proposed+nomenclature+for+glass-ionomer+dental+cements+and+related+materials.+Quintessence+Int%2C+25+\(9\)%2C+587-589.&rlz=1C1CHBD_trTR1059TR1059&oq=McLean+J.+W.%2C+Nicholson+J.+W.%2C+Wilson+A.+D.+\(1994\).+Proposed+nomenclature+for+glass-ionomer+dental+cements+and+related+materials.+Quintessence+Int%2C+25+\(9\)%2C+587-589.&gs_lcrp=EgZjaHJvbWUyBggAEEUYOdIBCDUzOTNqMGo5qAIAAsAIA&sourceid=chrome&ie=UTF-8](https://www.google.com/search?q=McLean+J.+W.%2C+Nicholson+J.+W.%2C+Wilson+A.+D.+(1994).+Proposed+nomenclature+for+glass-ionomer+dental+cements+and+related+materials.+Quintessence+Int%2C+25+(9)%2C+587-589.&rlz=1C1CHBD_trTR1059TR1059&oq=McLean+J.+W.%2C+Nicholson+J.+W.%2C+Wilson+A.+D.+(1994).+Proposed+nomenclature+for+glass-ionomer+dental+cements+and+related+materials.+Quintessence+Int%2C+25+(9)%2C+587-589.&gs_lcrp=EgZjaHJvbWUyBggAEEUYOdIBCDUzOTNqMGo5qAIAAsAIA&sourceid=chrome&ie=UTF-8)
- [27] U. Lohbauer, "Dental Glass Ionomer Cements as Permanent Filling Materials? – Properties, Limitations and Future Trends," *Materials*, vol. 3, no. 1, pp. 76–96, Dec. 2009, doi: 10.3390/ma3010076.
- [28] E. A. Wasson and J. W. Nicholson, "New Aspects of the Setting of Glass-ionomer Cements," *J Dent Res*, vol. 72, no. 2, pp. 481–483, 1993, doi: 10.1177/00220345930720020201.
- [29] C. J. Kleverlaan, R. N. B. Van Duinen, and A. J. Feilzer, "Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods," *Dental Materials*, vol. 20, no. 1, pp. 45–50, Jan. 2004, doi: 10.1016/S0109-5641(03)00067-8.
- [30] K. K. ,Frankenberger R. ,Kramer N. 1999 Klinge S., "Clinical behavior of viscous glass ionomer cement in classes I and II cavities. *J. Dent. Res*, 78, 2285. -." Accessed: Feb. 25, 2024. [Online]. Available: [https://www.google.com/search?sca_esv=a19c4e940f5aec6f&rlz=1C1CHBD_trTR1059TR1059&sxsrf=ACQVn097z5JSzMU3wILYdlGbLoy2wWb9wg:1708864894961&q=Klinge+S.,+Kunstmann+K.,+Frankenberger+R.,+Kr%C3%A4mer+N.+\(1999\).+Clinical+behavior+of+viscous+glass+ionomer+cement+in+classes+I+and+II+cavities.+J.+Dent.+Res,+78,+2285.&spell=1&sa=X&ved=2ahUKEwIL1KHowcaEAxUeX_EDHY3hAb8QBSgAegQIBRAC&biw=1366&bih=641&dpr=1](https://www.google.com/search?sca_esv=a19c4e940f5aec6f&rlz=1C1CHBD_trTR1059TR1059&sxsrf=ACQVn097z5JSzMU3wILYdlGbLoy2wWb9wg:1708864894961&q=Klinge+S.,+Kunstmann+K.,+Frankenberger+R.,+Kr%C3%A4mer+N.+(1999).+Clinical+behavior+of+viscous+glass+ionomer+cement+in+classes+I+and+II+cavities.+J.+Dent.+Res,+78,+2285.&spell=1&sa=X&ved=2ahUKEwIL1KHowcaEAxUeX_EDHY3hAb8QBSgAegQIBRAC&biw=1366&bih=641&dpr=1)
- [31] K. Gorseta, D. Glavina, and I. Skrinjaric, "Influence of ultrasonic excitation and heat application on the microleakage of glass ionomer cements," *Aust Dent J*, vol. 57, no. 4, pp. 453–457, Dec. 2012, doi: 10.1111/J.1834-7819.2012.01724.X.
- [32] E. J. Swift, "Fluoride-containing restorative materials," *Clin Prev Dent*, vol. 10, no. 6, pp. 19–24, Nov. 1988.
- [33] M.-K. T. ,Hadi S. (2012) Khoroushi M., "The effect of pre-warming and delayed irradiation on marginal integrity of a resin-modified glass-ionomer." Accessed: Feb. 25, 2024. [Online]. Available: [https://www.google.com/search?q=Khoroushi+M.%2C+Mansoori-Karvandi+T.%2C+Hadi+S.+\(2012\).+The+effect+of+pre-warming+and+delayed+irradiation+on+marginal+integrity+of+a+resin-modified+glass-ionomer.+Gen+Dent%2C+60+\(6\)%2C+e383-388&rlz=1C1CHBD_trTR1059TR1059&oq=Khoroushi+M.%2C+Mansoori-Karvandi+T.%2C+Hadi+S.+\(2012\).+The+effect+of+pre-](https://www.google.com/search?q=Khoroushi+M.%2C+Mansoori-Karvandi+T.%2C+Hadi+S.+(2012).+The+effect+of+pre-warming+and+delayed+irradiation+on+marginal+integrity+of+a+resin-modified+glass-ionomer.+Gen+Dent%2C+60+(6)%2C+e383-388&rlz=1C1CHBD_trTR1059TR1059&oq=Khoroushi+M.%2C+Mansoori-Karvandi+T.%2C+Hadi+S.+(2012).+The+effect+of+pre-)

warming+and+delayed+irradiation+on+marginal+integrity+of+a+resin-modified+glass-ionomer.+Gen+Dent%2C+60+(6)%2C+e383-388&gs_lcrp=EgZjaHJvbWUyBggAEEUYOdIBBzlyMmowajmoAgCwAgA&sourceid=chrome&ie=UTF-8

- [34] K. F. Khoroushi M, "A review of glass-ionomers: From conventional glass ionomer to bioactive glass-ionomer." Accessed: Feb. 25, 2024. [Online]. Available: [https://www.google.com/search?q=Khoroushi+M%2C+Keshani+F.+A+review+of+glass-ionomers%3A+From+conventional+glass%02ionomer+to+bioactive+glass-ionomer.+Dent+Res+J+\(Isfahan\).+20&rlz=1C1CHBD_trTR1059TR1059&oq=Khoroushi+M%2C+Keshani+F.+A+review+of+glass-ionomers%3A+From+conventional+glass%02ionomer+to+bioactive+glass-ionomer.+Dent+Res+J+\(Isfahan\).+20&gs_lcrp=EgZjaHJvbWUyBggAEEUYOdIBCDI2NTBqMGo0qAIAAsAIA&sourceid=chrome&ie=UTF-8](https://www.google.com/search?q=Khoroushi+M%2C+Keshani+F.+A+review+of+glass-ionomers%3A+From+conventional+glass%02ionomer+to+bioactive+glass-ionomer.+Dent+Res+J+(Isfahan).+20&rlz=1C1CHBD_trTR1059TR1059&oq=Khoroushi+M%2C+Keshani+F.+A+review+of+glass-ionomers%3A+From+conventional+glass%02ionomer+to+bioactive+glass-ionomer.+Dent+Res+J+(Isfahan).+20&gs_lcrp=EgZjaHJvbWUyBggAEEUYOdIBCDI2NTBqMGo0qAIAAsAIA&sourceid=chrome&ie=UTF-8)
- [35] S. Karakaş, "Daimi restoratif materyal olarak kullanılan güçlendirilmiş cam iyonomer simanların mekanik özelliklerinin incelenmesi," 2019, Accessed: Apr. 02, 2024. [Online]. Available: <http://abakus.inonu.edu.tr/xmlui/handle/11616/85917>
- [36] J. W. Nicholson, "Maturation processes in glass-ionomer dental cements," *Acta Biomater Odontol Scand*, vol. 4, no. 1, pp. 63–71, Jan. 2018, doi: 10.1080/23337931.2018.1497492.
- [37] Z. B. KUTUK, U. K. VURAL, F. Y. ÇAKIR, I. MİLETİC, and S. GURGAN, "Mechanical properties and water sorption of two experimental glass ionomer cements with hydroxyapatite or calcium fluorapatite formulation," *Dent Mater J*, vol. 38, no. 3, pp. 471–479, May 2019, doi: 10.4012/dmj.2018-085.
- [38] M. BANİ, "Cam iyonomer içerikli farklı restoratif materyallerin florid salınım ve geri alım özelliklerinin, yüzey pürüzlülüklerinin ve dentine bağlanma değerlerinin karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi, Gazi Üniversitesi." Accessed: Feb. 25, 2024. [Online]. Available: [https://www.google.com/search?sca_esv=00240fd3b6d8ce8c&rlz=1C1CHBD_trTR1059TR1059&sxsrf=ACQVn0_luJOigW2PqyqUFTsF72Qei7V07Q:1708862434727&q=BAN%4%B0,+M.,+\(2011\),+Cam+iyonomer+i%3%A7erikli+farkl%4%B1+restoratif+materyallerin+florid+sal%4%B1n%4%B1m+ve+geri+al%4%B1m+%3%B6zelliklerinin,+y%3%BCzey+p%3%BCr%3%BCzl%3%BCl%3%BCklerinin+ve+dentine+ba%4%9Flanma+de%4%9Ferlerinin+kar%5%9F%4%B1la%5%9Ft%4%B1rmal%4%B1+olarak+de%4%9Ferlendirilmesi,+Gazi+%3%9Cniversitesi.&spell=1&sa=X&ved=2ahUKEwjT6pDTuMaEAXX_efEDHYexCIQQBSgAegQICBAC](https://www.google.com/search?sca_esv=00240fd3b6d8ce8c&rlz=1C1CHBD_trTR1059TR1059&sxsrf=ACQVn0_luJOigW2PqyqUFTsF72Qei7V07Q:1708862434727&q=BAN%4%B0,+M.,+(2011),+Cam+iyonomer+i%3%A7erikli+farkl%4%B1+restoratif+materyallerin+florid+sal%4%B1n%4%B1m+ve+geri+al%4%B1m+%3%B6zelliklerinin,+y%3%BCzey+p%3%BCr%3%BCzl%3%BCl%3%BCklerinin+ve+dentine+ba%4%9Flanma+de%4%9Ferlerinin+kar%5%9F%4%B1la%5%9Ft%4%B1rmal%4%B1+olarak+de%4%9Ferlendirilmesi,+Gazi+%3%9Cniversitesi.&spell=1&sa=X&ved=2ahUKEwjT6pDTuMaEAXX_efEDHYexCIQQBSgAegQICBAC)
- [39] K. ,2017 YAMANEL, "Cam İyonomer Simanlar, Türkiye Klinikleri." Accessed: Feb. 25, 2024. [Online]. Available: [https://www.google.com/search?q=YAMANEL%2C+K.%2C+\(2017\)%2C+Cam+%4%B0yonomer+Simanlar%2C+Türkiye+Klinikleri+J+Restor+Dent-Special+Topics+2017%3B3\(3\)%3A138-50&rlz=1C1CHBD_trTR1059TR1059&oq=YAMANEL%2C+K.%2C+\(2017\)%2C+Cam+%4%B0yonomer+Simanlar%2C+Türkiye+Klinikleri+J+Restor+Dent-Special+Topics+2017%3B3\(3\)%3A138-50&gs_lcrp=EgZjaHJvbWUyBggAEEUYOdIBCDQwMTBqMGo5qAIAAsAIA&sourceid=chrome&ie=UTF-8](https://www.google.com/search?q=YAMANEL%2C+K.%2C+(2017)%2C+Cam+%4%B0yonomer+Simanlar%2C+Türkiye+Klinikleri+J+Restor+Dent-Special+Topics+2017%3B3(3)%3A138-50&rlz=1C1CHBD_trTR1059TR1059&oq=YAMANEL%2C+K.%2C+(2017)%2C+Cam+%4%B0yonomer+Simanlar%2C+Türkiye+Klinikleri+J+Restor+Dent-Special+Topics+2017%3B3(3)%3A138-50&gs_lcrp=EgZjaHJvbWUyBggAEEUYOdIBCDQwMTBqMGo5qAIAAsAIA&sourceid=chrome&ie=UTF-8)
- [40] aoyama m Kitamura m, "Direct tensile strength of a light cured glass ionomer".

- [41] S. Mickenautsch, G. Mount, and V. Yengopal, "Therapeutic effect of glass-ionomers: an overview of evidence," *Aust Dent J*, vol. 56, no. 1, pp. 10–15, Mar. 2011, doi: 10.1111/J.1834-7819.2010.01304.X.
- [42] A. Lin, N. S. McIntyre, and R. D. Davidson, "Studies on the Adhesion of Glass-ionomer Cements to Dentin," <http://dx.doi.org/10.1177/00220345920710111401>, vol. 71, no. 11, pp. 1836–1841, Nov. 1992, doi: 10.1177/00220345920710111401.
- [43] M. I.A. Davidson JL, "Advances in Glass Ionomer Cements (1999) |." Accessed: Mar. 06, 2024. [Online]. Available: <https://www.scribd.com/document/492288174/Advances-in-Glass-Ionomer-Cements-1999>
- [44] Cortes O, "A comparison of the bond strength to enamel and dentin of two compomer".
- [45] W. K. Kielbassa AM, "Initial tensile bond".
- [46] D. R. Powis, T. Follerås, S. A. Merson, and A. D. Wilson, "Improved adhesion of a glass ionomer cement to dentin and enamel.," *J Dent Res*, vol. 61, no. 12, pp. 1416–1422, Dec. 1982, doi: 10.1177/00220345820610120801.
- [47] B. Van Meerbeek, ... J. D. M.-O., and undefined 2003, "Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges," *meridian.allenpress.com* B Van Meerbeek, J De Munck, Y Yoshida, S Inoue, M Vargas, P Vijay, K Van Landuyt OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-, 2003 • *meridian.allenpress.com*, 2003, Accessed: Mar. 06, 2024. [Online]. Available: <https://meridian.allenpress.com/operative-dentistry/article-pdf/28/3/1/1819320/1559-2863-28-3-1.pdf#page=5>
- [48] Akinmade AO, "Adhesion of glas polyalkenoate cement to collagen".
- [49] Voorde and undefined 1988, "Clinical use of glass ionomer cement: a literature review," *pubmed.ncbi.nlm.nih.gov*, Accessed: Mar. 06, 2024. [Online]. Available: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3077471/>
- [50] 2015 Berg JH, "Glass ionomer restorative cement system," 2015.
- [51] T. P. Croll, "Glass Ionomers for Infants, Children, and Adolescents," *The Journal of the American Dental Association*, vol. 120, no. 1, pp. 65–68, Jan. 1990, doi: 10.14219/jada.archive.1990.0016.
- [52] S. Inoue *et al.*, "Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on micro-tensile bond strength of a glass-ionomer adhesive," *Dental Materials*, vol. 17, no. 5, pp. 445–455, Sep. 2001, doi: 10.1016/S0109-5641(01)00003-3.
- [53] M. Campos Serra and J. Aparecido Cury, "The in vitro effect of glass-ionomer cement restoration on enamel subjected to a demineralization and remineralization model," 1992. [Online]. Available: <https://www.researchgate.net/publication/21513188>
- [54] T. O'Brien, F. Shoja-Assadi, S. Lea, F. B.-J. of dentistry, and undefined 2010, "Extrinsic energy sources affect hardness through depth during set of a glass-ionomer cement," *Elsevier*, Accessed: Mar. 06, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S030057121000059X>

- [55] W. R. Hume and G. J. Mount, "In vitro Studies on the Potential for Pulpal Cytotoxicity of Glass-Ionomer Cements," <http://dx.doi.org/10.1177/00220345880670060501>, vol. 67, no. 6, pp. 915–918, Jun. 1988, doi: 10.1177/00220345880670060501.
- [56] J. Y. Choi, H. H. Lee, and H. W. Kim, "Bioactive sol-gel glass added ionomer cement for the regeneration of tooth structure," *J Mater Sci Mater Med*, vol. 19, no. 10, pp. 3287–3294, Oct. 2008, doi: 10.1007/S10856-008-3464-8/FIGURES/9.
- [57] M. Toledano, E. Osorio, ... R. O.-T. J. of prosthetic, and undefined 1999, "Microleakage of Class V resin-modified glass ionomer and compomer restorations," *ElsevierM Toledano, E Osorio, R Osorio, F García-GodoyThe Journal of prosthetic dentistry, 1999•Elsevier*, Accessed: Mar. 10, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391399702179>
- [58] J. W. McLean and A. D. Wilson, "The clinical development of the glass-ionomer cements. I. Formulations and properties*," *Aust Dent J*, vol. 22, no. 1, pp. 31–36, Feb. 1977, doi: 10.1111/J.1834-7819.1977.TB04441.X.
- [59] Naasan and undefined 1998, "Conventional glass ionomers as posterior restorations.," *europemc.orgMA Naasan, TF WatsonAmerican Journal of Dentistry, 1998•europemc.org*, Accessed: Mar. 10, 2024. [Online]. Available: <https://europemc.org/article/med/9823085>
- [60] T. P. Croll, "Glass Ionomers for Infants, Children, and Adolescents," *The Journal of the American Dental Association*, vol. 120, no. 1, pp. 65–68, Jan. 1990, doi: 10.14219/JADA.ARCHIVE.1990.0016.
- [61] J. Bauer, J. H.-O. dentistry, and undefined 1984, "Microleakage: a measure of the performance of direct filling materials," *pubmed.ncbi.nlm.nih.gov*, Accessed: Mar. 10, 2024. [Online]. Available: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/6587324/>
- [62] T. P. Croll and J. W. Nicholson, "Nicholson 423 Glass ionomer cement and adjunct professor, Pediatric Dentistry," *Pediatr Dent*, vol. 24, no. 5, 2002.
- [63] W. J. O'brien, "Dental materials and their selection," 2002, Accessed: Mar. 11, 2024. [Online]. Available: https://dentalbooks.bg/PDF/dental_material.pdf
- [64] H. A. S. B. A. A. Torabzadeh and S. Razmavar, "Effect of powder/liquid ratio of glass ionomer cements on flexural and shear bond strengths to dentin," *periodicos.sbu.unicamp.brH Torabzadeh, A Ghasemi, S Shakeri, AA Baghban, S RazmavarBrazilian Journal of Oral Sciences, 2011•periodicos.sbu.unicamp.br*, vol. 10, no. 3, pp. 204–207, Accessed: Mar. 11, 2024. [Online]. Available: <https://periodicos.sbu.unicamp.br/ojs/index.php/bjos/article/view/8641632>
- [65] K. C. E. O. Koroğlu A and undefined 2012, "Geleneksel ve adeziv dental simanlar hakkında bir derleme çalışması," *dergipark.org.trC KURTOĞLUAtatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2012•dergipark.org.tr*, Accessed: Mar. 11, 2024. [Online]. Available: <https://dergipark.org.tr/en/pub/ataunidf/issue/2472/31620>
- [66] N. P. Upadhy, "Glass Ionomer Cement-The Different Generations," 2005. [Online]. Available: <http://www.sbaoi.org>
- [67] S. T. W. Sidhu and undefined 1998, "Interfacial characteristics of resin-modified glass-ionomer materials," *journals.sagepub.comSK Sidhu, TE WatsonJournal of dental research*,

- 1998•*journals.sagepub.com*, vol. 77, no. 9, pp. 1749–1759, 1998, doi: 10.1177/00220345980770091101.
- [68] A. M. W. A. W. M. J. F. Bourke, “Light-activated glass polyalkenoate (ionomer) cements: the setting reaction,” *J Dent*, vol. 20, no. 2, pp. 115–120, Apr. 1992, doi: 10.1016/0300-5712(92)90118-V.
- [69] JH Berg and undefined 1998, “The continuum of restorative materials in pediatric dentistry,” *aapd.orgJH BergPediatric Dentistry*, 1998•*aapd.org*, 1998, Accessed: Mar. 11, 2024. [Online]. Available: <https://www.aapd.org/globalassets/media/publications/archives/berg-20-02.pdf>
- [70] G. J. Christensen, “COMPOMERS VS. RESIN-REINFORCED GLASS IONOMERS,” *The Journal of the American Dental Association*, vol. 128, no. 4, pp. 479–480, Apr. 1997, doi: 10.14219/jada.archive.1997.0234.
- [71] K. Hes, S. Leung, S. W.-A. dental journal, and undefined 1999, “Resin-ionomer restorative materials for children: A review,” *Wiley Online LibraryKMY Hes, SK Leung, SHY WeiAustralian dental journal*, 1999•*Wiley Online Library*, vol. 44, no. 1, pp. 1–11, 1999, doi: 10.1111/j.1834-7819.1999.tb00529.x.
- [72] SK Sidhu and undefined 1994, “Marginal contraction gap formation of light-cured glass ionomers,” *europemc.orgSK SidhuAmerican journal of dentistry*, 1994•*europemc.org*, 1994, Accessed: Mar. 11, 2024. [Online]. Available: <https://europemc.org/article/med/8054184>
- [73] M. T. M. T. Marquezan, “Differential bonds degradation of two resin-modified glass-ionomer cements in primary and permanent teeth,” *ElsevierM Marquezan, TC Fagundes, M Toledano, MF de Lima Navarro, R OsorioJournal of dentistry*, 2009•*Elsevier*, 2009, Accessed: Mar. 11, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S030057120900164X>
- [74] S. T. W. Sidhu and undefined 1995, “Resin-modified glass ionomer materials,” *europemc.orgSK Sidhu, TF WatsonAmerican journal of dentistry*, 1995•*europemc.org*, Accessed: Mar. 11, 2024. [Online]. Available: <https://europemc.org/article/med/7546477>
- [75] G. H. G. P. Palmer, “The effect of curing regime on the release of hydroxyethyl methacrylate (HEMA) from resin-modified glass-ionomer cements,” *ElsevierG Palmer, HM Anstice, GJ PearsonJournal of dentistry*, 1999•*Elsevier*, 1999, Accessed: Mar. 11, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S030057129800058X>
- [76] A. Hamid and W. R. Hume, “Diffusion of resin monomers through human carious dentin in vitro,” *Endod Dent Traumatol*, vol. 13, no. 1, pp. 1–5, 1997, doi: 10.1111/J.1600-9657.1997.TB00001.X.
- [77] K. C. Kan, L. B. Messer, and H. H. Messer, “Variability in Cytotoxicity and Fluoride Release of Resin-modified Glass-ionomer Cements,” *J Dent Res*, vol. 76, no. 8, pp. 1502–1507, Aug. 1997, doi: 10.1177/00220345970760081301.
- [78] Demirci M., “Hibrid iyonomerler ve kompomerlerin klinik...” Accessed: Mar. 13, 2024. [Online]. Available: https://scholar.google.com.tr/scholar?hl=tr&as_sdt=0%2C5&q=Demirci+M.+Hibrid+iyonomerler+ve+kompomerlerin+klinik+%C3%B6zellikleri.+T%C3%BCrk++Di%C5%9Fhekimleri+Birli%C4%9Fi+Dergisi%2C+2003&btnG=

- [79] Bala O., "Poliasit-modifiye kompozit rezinler literatür..." Accessed: Mar. 13, 2024. [Online]. Available: https://scholar.google.com.tr/scholar?hl=tr&as_sdt=0%2C5&q=+Bala+O.+Poliasit-modifiye+kompozit+rezinler+literat%C3%BCr+taramas%C4%B1%2C+Cumhuriyet+%C3%9Cni++Di%C5%9F+Hek+Fak+Derg%2C+1998.&btnG=
- [80] Tyas, "Clinical evaluation of a polyacid-modified resin composite (compomer)," *meridian.allenpress.comP ResinOPE TIVE DENTISTRY*, 1998•*meridian.allenpress.com*, 1998, Accessed: Mar. 13, 2024. [Online]. Available: <https://meridian.allenpress.com/operative-dentistry/article-pdf/23/2/1/1819185/1559-2863-23-2-1.pdf#page=31>
- [81] JW Nicholson, "Polyacid-modified composite resins ('compomers') and their use in clinical dentistry," *ElsevierJW NicholsonDental materials*, 2007•*Elsevier*, 2007, Accessed: Mar. 13, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564106001278>
- [82] U. Esra, L. T.-E. A. of D. Sciences, and undefined 2005, "POLİASİT MODİFİYE KOMPOZİT REZİN İLE NANO DOLDURUCULU BİR KOMPOZİT REZİNİN KENAR SIZINTILARININ KARŞILAŞTIRILMASI," *dergipark.org.tr*, vol. 32, no. 3, pp. 181–190, 2005, Accessed: Mar. 13, 2024. [Online]. Available: <https://dergipark.org.tr/en/pub/eads/issue/63738/964711>
- [83] N. R. F. Kraemer, "Compomers in restorative therapy of children: a literature review," *Wiley Online LibraryN Kraemer, R FrankenbergerInternational journal of paediatric dentistry*, 2007•*Wiley Online Library*, vol. 17, no. 1, pp. 2–9, Jan. 2007, doi: 10.1111/j.1365-263X.2006.00803.x.
- [84] E. Hewlett, G. M.-J. of the C. D. Association, and undefined 2003, "Glass ionomers in contemporary restorative dentistry--a clinical update," *Taylor & FrancisER Hewlett, GJ MountJournal of the California Dental Association*, 2003•*Taylor & Francis*, vol. 31, no. 6, pp. 483–491, 2003, doi: 10.1080/19424396.2003.12224193.
- [85] L. Tran, L. M.-A. dental journal, and undefined 2003, "Clinicians choices of restorative materials for children," *Wiley Online LibraryLA Tran, LB MesserAustralian dental journal*, 2003•*Wiley Online Library*, vol. 48, no. 4, pp. 4–221, 2003, doi: 10.1111/j.1834-7819.2003.tb00035.x.
- [86] M. Cattani-Lorente, V. Dupuis, F. Moya, J. P.-D. Materials, and undefined 1999, "Comparative study of the physical properties of a polyacid-modified composite resin and a resin-modified glass ionomer cement," *ElsevierMA Cattani-Lorente, V Dupuis, F Moya, J Payan, JM MeyerDental Materials*, 1999•*Elsevier*, 1999, Accessed: Mar. 14, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S010956419900010X>
- [87] T. Attin, M. Vataschki, E. H.-Q. International, and undefined 1996, "Properties of resin-modified glass-ionomer restorative materials and two polyacid-modified resin composite materials.," *search.ebscohost.comT Attin, M Vataschki, E HellwigQuintessence International*, 1996•*search.ebscohost.com*, 1996, Accessed: Mar. 14, 2024. [Online]. Available: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&profile=ehost&scope=site&authtype=cr awler&jrnl=00336572&asa=Y&AN=38699178&h=I3HTXwr5d%2FfnrLL%2Bo0K40XWw2IEPTIUZ WxkxLfHqRdf2I%2FVU7M5c1N9d1cFyLiZhwsGMK%2BmOFSp0e5hB7WgAAg%3D%3D&crl=c>
- [88] K. Friedl, K. Hiller, and K. F.-D. Materials, "Clinical performance of a new glass ionomer based restoration system: a retrospective cohort study," *ElsevierK Friedl, KA Hiller, KH FriedlDental Materials*, 2011•*Elsevier*, 2011, Accessed: Mar. 14, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564111001783>

- [89] G. Molina, R. Cabral, J. F.-J. of A. O. Science, and undefined 2009, "The ART approach: clinical aspects reviewed," *SciELO BrasilGF Molina, RJ Cabral, JE FrenckenJournal of Applied Oral Science, 2009•SciELO Brasil, 2009*, Accessed: Mar. 14, 2024. [Online]. Available: <https://www.scielo.br/j/jaos/a/4GkNjBqF7VJTZdGP5ngc4dh/?lang=en&format=html>
- [90] J. E. Frencken, T. Pilot, Y. Songpaisan, and P. Phantumvanit, "Atraumatic Restorative Treatment (ART): Rationale, technique, and development," *J Public Health Dent*, vol. 56, no. 3, pp. 135–140, 1996, doi: 10.1111/J.1752-7325.1996.TB02423.X.
- [91] E. CELİK, B. E.-C. D. Journal, and undefined 2011, "Koruyucu rezin uygulamasının yüksek viskoziteli geleneksel cam iyonomer simanın mikrosertliği üzerine etkisinin in vitro olarak değerlendirilmesi," *cdj.cumhuriyet.edu.tr*, 2011, Accessed: Mar. 14, 2024. [Online]. Available: <http://cdj.cumhuriyet.edu.tr/tr/pub/cumudj/issue/4244/56777>
- [92] Z. Kütük, S. Gürkan, F. ÇAKIR, ... E. E.-C. D., and undefined 2014, "Güncel bir cam iyonomer restoratif sistemin 36-aylık klinik performansının değerlendirilmesi," *cdj.cumhuriyet.edu.trZ Kütük, S Gürkan, FY ÇAKIR, E Ergin, S ÖztaşCumhuriyet Dental Journal, 2014•cdj.cumhuriyet.edu.tr*, 2014, Accessed: Mar. 14, 2024. [Online]. Available: <http://cdj.cumhuriyet.edu.tr/tr/pub/issue/4257/57081>
- [93] KJ Anusavice, "Phillip's science of denta..." Accessed: Mar. 14, 2024. [Online]. Available: https://scholar.google.com/scholar?hl=tr&as_sdt=0%2C5&q=Annusavice+K.+J.+%282003%29.+Phillip%27s+science+of+dental+materials.+Edisi+ke-11%2C+Saunders.&btnG=
- [94] KJ Anusavice, "Does ART have a place in preservative dentistry?," *Wiley Online LibraryKJ AnusaviceCommunity dentistry and oral epidemiology, 1999•Wiley Online Library*, vol. 27, no. 6, pp. 442–450, 1999, doi: 10.1111/j.1600-0528.1999.tb02046.x.
- [95] D. Cefaly, F. Valarelli, B. Seabra, and R. M.-B. D. J, "Effect of time on the diametral tensile strength of resin-modified restorative glass ionomer cements and compomer," *academia.eduDF Cefaly, FP Valarelli, BG Seabra, RF Mondelli, MF NavarroBraz Dent J, 2001•academia.edu*, 2001, Accessed: Mar. 15, 2024. [Online]. Available: <https://www.academia.edu/download/36014148/trab12123.pdf>
- [96] H. K. G. V. J. F. Koenraads, "Compressive strength of two newly developed glass-ionomer materials for use with the Atraumatic Restorative Treatment (ART) approach in class II cavities," *ElsevierH Koenraads, G Van der Kroon, JE Frenckendental materials, 2009•Elsevier, 2009*, Accessed: Mar. 15, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564109000098>
- [97] W. Van Den Bosch, 900 RN Van Duinen - US Patent App. 10/559, and undefined 2006, "Self hardening glass carbomer composition," *Google Patents*, 2006, Accessed: Mar. 15, 2024. [Online]. Available: <https://patents.google.com/patent/US20060217455A1/en>
- [98] E. A. Dülgergil ÇT, "glass carbomer cements a new material in restorative dentistry practice," 2016.
- [99] G. Mandari, G. Mandari, J. Frencken, ... J. F.-C., and undefined 2003, "Six-year success rates of occlusal amalgam and glass-ionomer restorations placed using three minimal intervention approaches," *karger.comGJ Mandari, GJ Mandari, JE Frencken, JE Frencken, MA van't Hof, MA van't HofCaries Research, 2003•karger.com*, vol. 37, pp. 246–253, 2003, doi: 10.1159/000070866.

- [100] JW Nicholson, "Fluoride-releasing dental restorative materials: an update," *scindeks.ceon.rsJW NicholsonBalkan Journal of Dental Medicine*, 2014•*scindeks.ceon.rs*, vol. 18, pp. 60–69, 2014, Accessed: Mar. 15, 2024. [Online]. Available: <https://scindeks.ceon.rs/Article.aspx?artid=2335-02451402060N>
- [101] V. Miletic, "Dental composite materials for direct restorations," 2018, Accessed: Mar. 15, 2024. [Online]. Available: <https://link.springer.com/content/pdf/10.1007/978-3-319-60961-4.pdf>
- [102] A. Hervás García *et al.*, "Composite resins. A review of the materials and clinical indications," *medicinaoral.com* AH García, MAM Lozano, JC Vila, AB Escribano, PF GalveMed Oral Patol Oral Cir Bucal, 2006•*medicinaoral.com*, 2006, Accessed: Mar. 15, 2024. [Online]. Available: <http://www.medicinaoral.com/medoralfree01/v11i2/medoralv11i2p215.pdf>
- [103] M. H. Chen, "Critical reviews in oral biology & medicine: Update on dental nanocomposites," *J Dent Res*, vol. 89, no. 6, pp. 549–560, Jun. 2010, doi: 10.1177/0022034510363765.
- [104] T. Donovan, T. Sulaiman, and G. O. Dentistry, "Dental biomaterials," *books.google.com* TE Donovan, TA Sulaiman, GMS Oliveira, SC Bayne, JY ThompsonSturdevant's Art and Science of Operative Dentistry, 2017•*books.google.com*, 2017, Accessed: Mar. 15, 2024. [Online]. Available: <https://books.google.com/books?hl=tr&lr=&id=4bZEDwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PA453&dq=Donovan+TE,+Sulaiman+TA,+Oliveira+GMS,+Bayne+SC,+Thompson+JY.+Dental++biomaterials&ots=7UXa9KLF9A&sig=BLWw9hj-RtrqP420cHgPuL412Ww>
- [105] G. P.- Gianordoli-Neto, "Two-year clinical evaluation of resin composite in posterior teeth: A randomized controlled study," *journals.lww.com*, 2016, Accessed: Mar. 15, 2024. [Online]. Available: https://journals.lww.com/jcde/fulltext/2016/19040/two_year_clinical_evaluation_of_resin_composite_in.2.aspx
- [106] M. M. B. Gladwin, "Clinical aspects of dental materials: theory, practice, and cases," *cir.nii.ac.jp*, 2008, Accessed: Mar. 16, 2024. [Online]. Available: <https://cir.nii.ac.jp/crid/1130000794449587968>
- [107] D. Kaisarly and M. El Gezawi, "Polymerization shrinkage assessment of dental resin composites: a literature review," *Odontology*, vol. 104, no. 3, pp. 257–270, Sep. 2016, doi: 10.1007/S10266-016-0264-3.
- [108] JL Ferracane, "Resin-based composite performance: are there some things we can't predict?," *ElsevierJL FerracaneDental materials*, 2013•*Elsevier*, 2013, Accessed: Mar. 16, 2024. [Online]. Available: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564112001959?casa_token=lzUheL62HPcAAAAA:jKnLHT7yIRBHhCjstjfoHXq6tofhSs46Sa5opaJ4wlTaXMDMutryT8v9sA2UdP9yTlciUPtPFCBP
- [109] P. Diş, T. A. Dalı, G. Ü. Diş, H. Fakültesi, and T. Ankara, "Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinlerin güçlendirilmesi," *dergipark.org.trN Pehlivan, Ö KaracaerActa Odontologica Turcica*, 2014•*dergipark.org.tr*, vol. 31, no. 3, pp. 160–166, 2014, Accessed: Mar. 16, 2024. [Online]. Available: <https://dergipark.org.tr/tr/doi/10.17214/aot.66166>
- [110] P. J. Craig RG, "Restorative dental materials,11th..." Accessed: Mar. 16, 2024. [Online]. Available:

- https://scholar.google.com/scholar?hl=tr&as_sdt=0%2C5&q=Craig+R+G%2CPowers+J+M.+Restorative+dental+materials%2C11th+ed.St+Louis%3A+CV+Mosby%3B2002&btnG=
- [111] Önal B., “Restoratif diş hekimliğinde maddeler ve uygulamaları.” Accessed: Mar. 16, 2024. [Online]. Available: https://scholar.google.com/scholar?hl=tr&as_sdt=0%2C5&q=%C3%96nal+B.+Restoratif+di%C5%9F+hekimli%C4%9Finde+maddeler+ve+uygulamalar%C4%B1%2C+1.+Bask%C4%B1.+%C4%B0zmir%3A+Ege+%C3%9Cniversitesi+Di%C5%9F+Hekimli%C4%9Fi+Fak%C3%BCltesi+Yay%C4%B1nlar%C4%B1%3B+2004&btnG=
- [112] FA Rueggeberg, “State-of-the-art: dental photocuring—a review,” *ElsevierFA RueggebergDental materials*, 2011•Elsevier, 2011, Accessed: Mar. 16, 2024. [Online]. Available: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564110004641?casa_token=Hs5ND8PYHMMAAAAA:kE5YFIbvudykfUrSRaH146VqHXAWzM6emQC1BvhOg910Q8fDwXci4LBCUdVpfuB7n7LG4vfSlbkv
- [113] K. E. Dayangaç B and G. Özgünaltay, “Çürüksüz servikal lezyonlara self-etch adeziv sistem ile uygulanan farklı yapıdaki kompozit rezin restorasyonların 12 aylık klinik değerlendirmesi,” *dergipark.org.trE Karaman, G Özgünaltay, B DayangaçGazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2011•*dergipark.org.tr*, vol. 28, no. 3, pp. 183–90, 2011, Accessed: Mar. 16, 2024. [Online]. Available: <https://dergipark.org.tr/en/pub/gazidis/issue/27769/293518>
- [114] E. Habib, R. Wang, Y. Wang, ... M. Z.-A. biomaterials science, and undefined 2016, “Inorganic fillers for dental resin composites: present and future,” *ACS PublicationsE Habib, R Wang, Y Wang, M Zhu, XX ZhuACS biomaterials science & engineering*, 2016•ACS Publications, vol. 2, no. 1, pp. 1–11, Jan. 2015, doi: 10.1021/acsbiomaterials.5b00401.
- [115] B. Zimmerli, M. Strub, F. Jeger, ... O. S.-... fur Z. R., and undefined 2010, “Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review,” *europemc.org*, 2010, Accessed: Mar. 16, 2024. [Online]. Available: <https://europemc.org/article/med/21243545>
- [116] Müller H, S. Olssonv, K.-J. Soderholm’-^, and K.-J. Soderholm, “The effect of comonomer composition, silane heating, and filler type on aqueous TEGDMA leachability in model resin composites,” *Wiley Online LibraryH Müller, S Olsson, KJ SöderholmEuropean journal of oral sciences*, 1997•Wiley Online Library, vol. 105, no. 4, pp. 362–368, 1997, doi: 10.1111/j.1600-0722.1997.tb00253.x.
- [117] F. R. P. Lutz, “A classification and evaluation of composite resin systems,” *ElsevierF Lutz, RW PhillipsThe Journal of prosthetic dentistry*, 1983•Elsevier, 1983, Accessed: Mar. 16, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0022391383905668>
- [118] T.Özkan, “İki farklı teknikle uygulanan üç farklı kompozit rezin materyalin mikrosızıntı özelliklerinin incelenmesi,” 2021.
- [119] Önal B., “Restoratif Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi.” Accessed: Mar. 16, 2024. [Online]. Available: https://scholar.google.com/scholar?hl=tr&as_sdt=0%2C5&q=%C3%96nal+B.+Restoratif+Di%C5%9F+Hekimli%C4%9Finde+Maddeler+Bilgisi.+%C4%B0zmir%3A+E%C3%BCdhf+Yay%C4%B1nlar%C4%B1%2C+2001%2C+47-68&btnG=
- [120] H. H. S. H. Robberson TM, “Art and science of operative dentistry,” 2011.

- [121] JL Ferracane, "Resin composite—state of the art," *ElsevierJL FerracaneDental materials*, 2011•Elsevier, 2011, Accessed: Mar. 16, 2024. [Online]. Available: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S010956411000463X?casa_token=G9ar8638UjYAAAAA:GUAHDDsJ83131oQqgi5q0lpyz4fKXMaFBzs0BTuJNvFbxKrIkVuCPK5aydL1M6YP0CfmGd4dqpaL
- [122] T. T. Genç G., "A Review Of The Color stability of resin composites." Accessed: Mar. 16, 2024. [Online]. Available: https://scholar.google.com/scholar?hl=tr&as_sdt=0%2C5&q=GEN%C3%87%2C+G.%2C+%26+T0Z%2C+T.+%282017%29.+A+Review+Of+The+Color+Stability+Of+Resin+Composites%3A+The++Etiology%2C+Classification+And+The+Treatment+Of+Composite+Staining.+Journal+of+Ege++University+School+of+Dentistry%2C+38%282%29%2C+68%E2%80%93379.+&btnG=
- [123] N. Ilie, R. H.-A. dental journal, and undefined 2011, "Resin composite restorative materials," *Wiley Online LibraryN Ilie, R HickelAustralian dental journal*, 2011•Wiley Online Library, vol. 56, no. 1, pp. 59–66, Jun. 2011, doi: 10.1111/j.1834-7819.2010.01296.x.
- [124] R. Sakaguchi, J. P.-D. Materials, and undefined 2012, "Craig's Restorative," *ndl.ethernet.edu.et*, 2012, Accessed: Mar. 16, 2024. [Online]. Available: <http://ndl.ethernet.edu.et/bitstream/123456789/50512/1/279.pdf>
- [125] M. ULUAKAY, İ. Hüseyin, and ... K. Y., "Kompozit rezinler ve polimerizasyon büzülmesi," *dergipark.org.tr*, 2011, Accessed: Mar. 16, 2024. [Online]. Available: <https://dergipark.org.tr/en/pub/adoklinikbilimler/issue/54012/728355>
- [126] K GÖKÇE, "Kompozit restorasyonlarda son gelişmeler," *dergipark.org.trK GÖKÇEAtatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2005•dergipark.org.tr, 2005, Accessed: Mar. 16, 2024. [Online]. Available: <https://dergipark.org.tr/en/pub/ataunidfd/issue/2497/31920>
- [127] L. Feng and B. S.- Part, "The effect of curing modes on polymerization contraction stress of a dual cured composite," *Wiley Online LibraryL Feng, BI SuhJournal of Biomedical Materials Research Part B: Applied*, 2006•Wiley Online Library, vol. 76, no. 1, pp. 196–202, Jan. 2006, doi: 10.1002/jbm.b.30355.
- [128] T. Kwon, R. Bagheri, Y. Kim, ... K. K.-... of investigative and, and undefined 2012, "Cure mechanisms in materials for use in esthetic dentistry," *Wiley Online LibraryTY Kwon, R Bagheri, YK Kim, KH Kim, MF BurrowJournal of investigative and clinical dentistry*, 2012•Wiley Online Library, vol. 3, no. 1, pp. 3–16, 2012, doi: 10.1111/j.2041-1626.2012.00114.x.
- [129] E Mahn, "Clinical criteria for the successful curing of composite materials," *ElsevierE MahnRevista clínica de periodoncia, implantología y rehabilitación oral*, 2013•Elsevier, 2013, Accessed: Mar. 16, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S071853911370140X>
- [130] M. H. Chen, "Critical reviews in oral biology & medicine: Update on dental nanocomposites," *J Dent Res*, vol. 89, no. 6, pp. 549–560, Jun. 2010, doi: 10.1177/0022034510363765.
- [131] J. Manhart, K. Kunzelmann, and ... H. C.-J. of B., "Mechanical properties of new composite restorative materials," *Wiley Online LibraryJ Manhart, KH Kunzelmann, HY Chen, R HickelJournal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of*, 2000•Wiley Online Library, 2000, doi: 10.1002/1097-4636(2000)53:4<353::AID-JBM9>3.0.CO;2-B.

- [132] D. Cobb, K. MacGregor, ... M. V.-T. J. of the, and undefined 2000, "The physical properties of packable and conventional posterior resin-based composites: a comparison," *Elsevier*, 2000, Accessed: Mar. 17, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0002817714651874>
- [133] I. Lee, H. Son, C. U.-D. Materials, and undefined 2003, "Rheologic properties of flowable, conventional hybrid, and condensable composite resins," *Elsevier/B Lee, HH Son, CM UmDental Materials*, 2003•*Elsevier*, 2003, Accessed: Mar. 17, 2024. [Online]. Available: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564102000581?casa_token=_ujUUvKpjv8AAAAA:plpK9DpEvqxoTIGo9K98eNR0bXNxMsDy-KOmFP16BnoqI5OL322LHHAhspmnhQEvlpFXU1QbY7tm
- [134] M. Bouschlicher, F. Rueggeberg, B. W.-O. Dent, and undefined 2004, "Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions," *meridian.allenpress.comMR Bouschlicher, FA Rueggeberg, BM WilsonOper Dent*, 2004•*meridian.allenpress.com*, 2004, Accessed: Mar. 17, 2024. [Online]. Available: <https://meridian.allenpress.com/operative-dentistry/article-pdf/29/6/1/1819346/1559-2863-29-6-1.pdf#page=100>
- [135] K. J. R. Baroudi, "Flowable resin composites: a systematic review and clinical considerations," *ncbi.nlm.nih.govK Baroudi, JC RodriguesJournal of clinical and diagnostic research: JCDR*, 2015•*ncbi.nlm.nih.gov*, 2015, Accessed: Mar. 17, 2024. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4525629/>
- [136] T. J. E. Bayne SC, "A characterization of first-generation flowable composite," *cir.nii.ac.jp*, 1998, Accessed: Mar. 17, 2024. [Online]. Available: <https://cir.nii.ac.jp/crid/1572543025081644672>
- [137] I. Ikeda, M. Otsuki, A. Sadr, T. Nomura, R. Kishikawa, and J. Tagami, "Effect of filler content of flowable composites on resin-cavity interface," *jstage.jst.go.jpI Ikeda, M Otsuki, A Sadr, T Nomura, R Kishikawa, J TagamiDental materials journal*, 2009•*jstage.jst.go.jp*, vol. 28, no. 6, pp. 679–685, 2009, Accessed: Mar. 17, 2024. [Online]. Available: https://www.jstage.jst.go.jp/article/dmj/28/6/28_6_679/_article/-char/ja/
- [138] C Altun, "Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler," *bahtiyardemiralp.comC AltunGülhane tıp dergisi*, 2005•*bahtiyardemiralp.com*, 2005, Accessed: Mar. 17, 2024. [Online]. Available: https://bahtiyardemiralp.com/wp-content/uploads/2020/07/FONKS_YONEL-BREYS-LE-TEDAV_-ETT___M_Z-HUMERUS-cisim.pdf#page=88
- [139] S. W. F. Uno, "Function of the hybrid zone as a stress-absorbing layer in resin-dentin bonding.," *search.ebscohost.comS Uno, WJ FingerQuintessence International*, 1995•*search.ebscohost.com*, 1995, Accessed: Mar. 17, 2024. [Online]. Available: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&profile=ehost&scope=site&authtype=crawler&jrnl=00336572&AN=38506376&h=oiko3jxZUW5AppjSkdjaD9aDszoF1MH1RdbWLcEfg2GLkY77IwvTrveztl1YuiBFKkCnsTB61%2FPT%2FtOy4mMybQ%3D%3D&crl=c>
- [140] Vaidyanathan, "Recent advances in the theory and mechanism of adhesive resin bonding to dentin: a critical review," *Wiley Online LibraryTK Vaidyanathan, J VaidyanathanJournal of Biomedical Materials Research Part B: Applied*, 2009•*Wiley Online Library*, vol. 88, no. 2, pp. 558–578, Feb. 2009, doi: 10.1002/jbm.b.31253.

- [141] M. Erhardt, M. Toledano, R. Osorio, L. P.-D. Materials, and undefined 2008, "Histomorphologic characterization and bond strength evaluation of caries-affected dentin/resin interfaces: effects of long-term water exposure," *Elsevier*, 2008, Accessed: Mar. 17, 2024. [Online]. Available: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564107002308?casa_token=JiJquhJKz9gAAAAA:hFtdZYA0Gwj9cX4bTujj6NVLFcTJRB0zg8hD_4oBKfdnGV_20dVafF3fO2kRUAT75SNXeL6mNM-b
- [142] D. T. DF AYZ, "Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları," *dergipark.org.trDF AYZ, D TAĞTEKİN, F YANIKOĞLUAtürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2011•*dergipark.org.tr*, pp. 49–56, 2011, Accessed: Mar. 17, 2024. [Online]. Available: <https://dergipark.org.tr/en/pub/ataunidfd/issue/2477/31693>
- [143] F. Tay and D. P.-J.-C. D. Association, "Have dentin adhesives become too hydrophilic?," *cda-adc.caFR Tay, DH PashleyJournal-Canadian Dental Association*, 2003•*cda-adc.ca*, vol. 69, no. 11, 2003, Accessed: Mar. 17, 2024. [Online]. Available: <https://cda-adc.ca/jcda/vol-69/issue-11/726.pdf>
- [144] A. Alrahlah, N. Silikas, D. W.-D. materials, and undefined 2014, "Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites," *ElsevierA Alrahlah, N Silikas, DC WattsDental materials*, 2014•*Elsevier*, 2014, Accessed: Mar. 21, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S010956411300482X>
- [145] G. W. Jr, R. Joynt, R Klockowski - ... of prosthetic, and undefined 1988, "Effects of incremental versus bulk fill technique on resistance to cuspal fracture of teeth restored with posterior composites," *ElsevierG Wieczkowski Jr, RB Joynt, R Klockowski, EL DavisThe Journal of prosthetic dentistry*, 1988•*Elsevier*, 1988, Accessed: Mar. 21, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0022391388902697>
- [146] F Rueggeberg, "Contemporary issues in photocuring.," *europemc.orgF RueggebergCompendium of continuing education in dentistry.(Jamesburg, NJ: 1995, 1999•europemc.org*, 1999, Accessed: Mar. 21, 2024. [Online]. Available: <https://europemc.org/article/med/11908395>
- [147] D. Garcia, P. Yaman, ... J. D.-O., and undefined 2014, "Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins," *meridian.allenpress.comD Garcia, P Yaman, J Dennison, GF NeivaOperative dentistry*, 2014•*meridian.allenpress.com*, 2014, Accessed: Mar. 21, 2024. [Online]. Available: <https://meridian.allenpress.com/operative-dentistry/article-abstract/39/4/441/206042>
- [148] N. Ilie, S. Bucuta, and M. Draenert, "Bulk-fill Resin-based Composites: An In Vitro Assessment of Their Mechanical Performance," *Oper Dent*, vol. 38, no. 6, pp. 618–625, Nov. 2013, doi: 10.2341/12-395-L.
- [149] M. Karadaş and S. Demirbuğa, "Evaluation of color stability and surface roughness of bulk-fill resin composites and nanocomposites," *Meandros Med Dent J*, vol. 18, pp. 199–205, 2017, doi: 10.4274/meandros.36855.
- [150] P. Czasch and N. Ilie, "In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites," *Clin Oral Investig*, vol. 17, no. 1, pp. 227–235, Jan. 2013, doi: 10.1007/S00784-012-0702-8.

- [151] L. Giachetti, F. Bertini, C. B.-M. stomatologica, and undefined 2007, "A rational use of dental materials in posterior direct resin restorations in order to control polymerization shrinkage stress.," *europemc.org* L Giachetti, F Bertini, C Bambi Minerva stomatologica, 2007•*europemc.org*, 2007, Accessed: Mar. 22, 2024. [Online]. Available: <https://europemc.org/article/med/17327817>
- [152] R. Kim, Y. Kim, N. Choi, I. L.-J. of dentistry, and undefined 2015, "Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites," *Elsevier* RY Kim, YJ Kim, NS Choi, IB Lee *Journal of dentistry*, 2015•*Elsevier*, 2015, Accessed: Mar. 22, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300571215000317>
- [153] J. van Dijken, U. P.-D. Materials, and undefined 2014, "A randomized controlled three year evaluation of 'bulk-filled' posterior resin restorations based on stress decreasing resin technology," *Elsevier* JWV van Dijken, U Pallesen *Dental Materials*, 2014•*Elsevier*, 2014, Accessed: Mar. 22, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564114001602>
- [154] M. Zaruba and ... F. W.-J. of A., "Comparison between different flow application techniques: SDR vs flowable composite.," *search.ebscohost.com* M Zaruba, FJ Wegehaupt, T Attin *Journal of Adhesive Dentistry*, 2013•*search.ebscohost.com*, 2013, Accessed: Mar. 22, 2024. [Online]. Available: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&profile=ehost&scope=site&authtype=crawler&jrnl=14615185&asa=Y&AN=90088312&h=y2a%2F2JmQ9TP%2BydgKmbVORKtCxS354BuhDy%2FQa28A9BFi9MovO%2FP3THd5nlojCbgw0UB3vUU89HnbGwfWHV57wQ%3D%3D&cr1=c>
- [155] J. Chesterman, A. Jowett, A. Gallacher, P. N.-B. dental journal, and undefined 2017, "Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review," *nature.com* J Chesterman, A Jowett, A Gallacher, P Nixon *British dental journal*, 2017•*nature.com*, 2017, Accessed: Mar. 22, 2024. [Online]. Available: <https://www.nature.com/articles/sj.bdj.2017.214>
- [156] J. Leprince, W. Palin, J. Vanacker, J. S.-J. of dentistry, and undefined 2014, "Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites," *Elsevier*, 2014, Accessed: Mar. 22, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300571214001432>
- [157] J. D. M. A Van Ende, "Bulk fill composites." Accessed: Mar. 22, 2024. [Online]. Available: https://scholar.google.com/scholar?hl=tr&as_sdt=0%2C5&q=VAN+ENDE%2C+A.%2C+DE+MUNCK%2C+J.%2C+L%2C+B0SE%2C+D.+P.%2C+%26+VAN+MEERBEEK%2C+B.+%282017%29.+Bulk-fill++composites%3A+A+review+of+the+current+literature.+Journal+of+Adhesive+Dentistry%2C+19%282%29%2C+95%E2%80%93109&btnG=
- [158] J Perdigao, "New developments in dental adhesion," *Elsevier*, 2007, Accessed: Mar. 23, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S001185320700002X>
- [159] E. TÜRKER and B. AYNA, "DİŞ HEKİMLİĞİNDE ADEZİV SİSTEMLER," *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, vol. 26, no. 1, Oct. 2018, doi: 10.17567/ATAUNIDFD.285136.

- [160] G. Kugel and M. F.-T. J. of the A. D. Association, "The science of bonding: from first to sixth generation," *Elsevier*, 2000, Accessed: Mar. 23, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0002817714652752>
- [161] TK Vaidyanathan, "Recent advances in the theory and mechanism of adhesive resin bonding to dentin: a critical review," *Wiley Online LibraryTK Vaidyanathan, J VaidyanathanJournal of Biomedical Materials Research Part B: Applied*, 2009•*Wiley Online Library*, vol. 88, no. 2, pp. 558–578, Feb. 2009, doi: 10.1002/jbm.b.31253.
- [162] ES Duke, "Adhesion and its application with restorative materials," *Elsevier*, 1993, Accessed: Mar. 23, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0011853222002567>
- [163] K. Anusavice, C. Shen, and H. Rawls, "Phillips' science of dental materials," 2012, Accessed: Mar. 23, 2024. [Online]. Available: [https://books.google.com/books?hl=tr&lr=&id=gzUeKDhPKQC&oi=fnd&pg=PP1&dq=Anusavice,+K.+J.,+Phillips,+R.+W.,+Shen,+C.,+%26+Rawls,+H.+R.+\(2013\).+Phillips%E2%80%99+Science+of++Dental+Materials.&ots=BiLWp8LOs0&sig=7w_s_jU6e-oJCAr8IzuHxBXpYnt0](https://books.google.com/books?hl=tr&lr=&id=gzUeKDhPKQC&oi=fnd&pg=PP1&dq=Anusavice,+K.+J.,+Phillips,+R.+W.,+Shen,+C.,+%26+Rawls,+H.+R.+(2013).+Phillips%E2%80%99+Science+of++Dental+Materials.&ots=BiLWp8LOs0&sig=7w_s_jU6e-oJCAr8IzuHxBXpYnt0)
- [164] E. Swift, J. Perdigão, H. H.- QUINTESSENCE, and undefined 1995, "Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995," *researchgate.net*, 1995, Accessed: Mar. 23, 2024. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/profile/Jorge-Perdigao/publication/15629846_Bonding_to_enamel_and_dentin_a_brief_history_and_state_of_the_art_1995/links/00b7d51cef90ee0073000000/Bonding-to-enamel-and-dentin-a-brief-history-and-state-of-the-art-1995.pdf
- [165] Van Meerbeek, J. B Perdigão, P. Lambrechts, and G. Vanherle, "The clinical performance of adhesives," *J Dent*, vol. 26, no. 1, pp. 1–20, Jan. 1998, doi: 10.1016/S0300-5712(96)00070-X.
- [166] Van Meerbeek, "Enamel and dentin adhesion," *cir.nii.ac.jp*, 1996, Accessed: Mar. 23, 2024. [Online]. Available: <https://cir.nii.ac.jp/crid/1573387449651373952>
- [167] A. S. Migliau. . E Sofan, "Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type," *ncbi.nlm.nih.govE Sofan, A Sofan, G Palaia, G Tenore, U Romeo, G MigliauAnnali di stomatologia*, 2017•*ncbi.nlm.nih.gov*, 2017, Accessed: Mar. 25, 2024. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5507161/>
- [168] EJ Swift, "Dentin/enamel adhesives: review of the literature," *researchgate.netEJ SwiftPediatric dentistry*, 2002•*researchgate.net*, 2002, Accessed: Mar. 25, 2024. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/profile/Edward-Swift/publication/11052187_Dentin enamel_adhesives_Review_of_the_literature/links/55966ef608ae5d8f393140bf/Dentin-enamel-adhesives-Review-of-the-literature.pdf
- [169] E. TÜFEK and B. AYNA, "DİŞ HEKİMLİĞİNDE ADEZİV SİSTEMLER," *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, vol. 26, no. 1, Oct. 2018, doi: 10.17567/ATAUNIDFD.285136.
- [170] J Perdigão -, "Dentin bonding—Variables related to the clinical situation and the substrate treatment," *ElsevierJ PerdigãoDental Materials*, 2010•*Elsevier*, 2010, Accessed: Mar. 25, 2024. [Online]. Available: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564109004953?casa_token=PrTyteW-SRFcAAAAA:A3kqnZVJ2bHVQomFUwFSU9Ds-KC8ZrHOTFeeyr3mtKcnzFHC_8pN6N1d32H0wD7cXgF5BVdTqIVM

- [171] R. B. Anchietta *et al.*, "Effect of long-term storage on nanomechanical and morphological properties of dentin-adhesive interfaces," *Dental Materials*, vol. 31, no. 2, pp. 141–153, Feb. 2015, doi: 10.1016/J.DENTAL.2014.11.010.
- [172] N. Gupta, A. M. Tripathi, S. Saha, K. Dhinsa, and A. Garg, "Effect of saliva on the tensile bond strength of different generation adhesive systems: An in-vitro study," *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, vol. 9, no. 7, pp. ZC91–ZC94, Jul. 2015, doi: 10.7860/JCDR/2015/13801.6251.
- [173] B Berkmen, K Yamanel, and N Arhun, "ADEZİV SİSTEMLERİN SINIFLANDIRILMASI," *dergipark.org.tr* B BERKMEN, K Yamanel, N Arhun *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2019•*dergipark.org.tr*, vol. 46, no. 2, pp. 115–126, 2019, Accessed: Mar. 25, 2024. [Online]. Available: <https://dergipark.org.tr/en/pub/auddhfd/issue/60408/884341>
- [174] M. B. MJ Tyas, "Adhesive restorative materials: a review," *Wiley Online Library* MJ Tyas, MF Burrow *Australian dental journal*, 2004•*Wiley Online Library*, vol. 49, no. 3, p. 3, 2004, doi: 10.1111/j.1834-7819.2004.tb00059.x.
- [175] S. Abraham, W. Ghonmode, ... K. S.-... of international oral, and undefined 2013, "Effect of grape seed extracts on bond strength of bleached enamel using fifth and seventh generation bonding agents," *ncbi.nlm.nih.gov* S Abraham, WN Ghonmode, KP Saujanya, N Jaju, VH Tambe, PP Yawalikar *Journal of international oral health: JIOH*, 2013•*ncbi.nlm.nih.gov*, 2013, Accessed: Mar. 25, 2024. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3895726/>
- [176] H. Heymann, E. S. Jr, and A. Ritter, "Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry-E-Book: Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry-E-Book," 2012, Accessed: Mar. 29, 2024. [Online]. Available: https://books.google.com/books?hl=tr&lr=&id=IMbsAwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP1&dq=Heymann+H,+Swift+E,+Ritter+Jr+A.+Dental+Library-Sturdevant%E2%80%99s+Art+and+Science+of+Operative+Dentistry,+6th+Edition.+Mosby%3B+2012&ots=m27AbobYem&sig=vAGbOgH1klhqktcyQ_PeXjNmky
- [177] M. V. S. I. B Van Meerbeek, "Adhesives and cements to promote preservation dentistry," 2001.
- [178] D. Pashley, F. Tay, L. Breschi, L. T.-D. materials, and undefined 2011, "State of the art etch-and-rinse adhesives," *Elsevier* DH Pashley, FR Tay, L Breschi, L Tjäderhane, RM Carvalho, M Carrilho *Dental materials*, 2011•*Elsevier*, 2011, Accessed: Mar. 29, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564110004598>
- [179] F. Tay, D. P.-J.-C. D. Association, and undefined 2003, "Have dentin adhesives become too hydrophilic?," *cda-adc.ca* FR Tay, DH Pashley *Journal-Canadian Dental Association*, 2003•*cda-adc.ca*, vol. 69, no. 11, 2003, Accessed: Mar. 29, 2024. [Online]. Available: <https://cda-adc.ca/jcda/vol-69/issue-11/726.pdf>
- [180] M. Muñoz, I. Luque, V. Hass, A. Reis, A. L.-J. of dentistry, and undefined 2013, "Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine," *Elsevier* MA Muñoz, I Luque, V Hass, A Reis, AD Loguercio, NHC Bombarda *Journal of dentistry*, 2013•*Elsevier*, 2013, Accessed: Mar. 29, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300571213000730>
- [181] J. De Munck, M. Vargas, J. Iracki, ... K. V. L.-O., and undefined 2005, "One-day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin,"

- meridian.allenpress.comJ De Munck, M Vargas, J Iracki, K Van Landuyt, A Poitevin, P Lambrechts, B Van MeerbeekOper dent, 2005•meridian.allenpress.com, 2005, Accessed: Mar. 29, 2024. [Online]. Available: <https://meridian.allenpress.com/operative-dentistry/article-pdf/30/1/1/1819375/1559-2863-30-1-1.pdf#page=41>
- [182] İ. H. Avcilar and Ş. Bakir, "DiŞ HEKİMLİĞİNDE ADEZİV SİSTEMLER ADHESIVE SYSTEMS IN DENTISTRY," *Dicle Dental Journal*, p. 24, 2023.
- [183] R. Sundfeld, T. Valentino, R. de A.-J. of dentistry, and undefined 2005, "Hybrid layer thickness and resin tag length of a self-etching adhesive bonded to sound dentin," *ElsevierRH Sundfeld, TA Valentino, RS de Alexandre, ALF Briso, MLMM SundefeldJournal of dentistry*, 2005•Elsevier, 2005, Accessed: Mar. 29, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300571205000345>
- [184] F. Tay, R. Carvalho, D. P.-J. of A. O. Science, and undefined 2004, "Water movement across bonded dentin-too much of a good thing," *SciELO BrasilFR Tay, RM Carvalho, DH PashleyJournal of Applied Oral Science*, 2004•SciELO Brasil, 2004, Accessed: Mar. 29, 2024. [Online]. Available: <https://www.scielo.br/j/jaos/a/9wK8vcqcrNJZy5qPP7Bc59g/>
- [185] Y. Wang, P. S.-J. of Dentistry, and undefined 2004, "Physicochemical interactions at the interfaces between self-etch adhesive systems and dentine," *ElsevierY Wang, P SpencerJournal of Dentistry*, 2004•Elsevier, 2004, Accessed: Mar. 29, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300571204000934>
- [186] M. Muñoz, I. Luque, V. Hass, A. Reis, A. L.-J. of dentistry, and undefined 2013, "Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine," *ElsevierMA Muñoz, I Luque, V Hass, A Reis, AD Loguercio, NHC BombardaJournal of dentistry*, 2013•Elsevier, 2013, Accessed: Mar. 29, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300571213000730>
- [187] A. Mena-Serrano et al., "A new universal simplified adhesive: 6-month clinical evaluation," *Wiley Online LibraryA Mena-Serrano, C Kose, EA De Paula, LY Tay, A Reis, AD Loguercio, J PerdigãoJournal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2013•Wiley Online Library, vol. 25, no. 1, pp. 55–69, Feb. 2012, doi: 10.1111/jerd.12005.
- [188] J. Perdigao, A. Sezinando, J. Perdigão, and P. C. Monteiro, "Laboratory bonding ability of a multi-purpose dentin adhesive.," *researchgate.netJ Perdigão, A Sezinando, PC MonteiroAmerican journal of dentistry*, 2012•researchgate.net, 2012, Accessed: Mar. 29, 2024. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/profile/Jorge-Perdigao/publication/230877877_Laboratory_bonding_ability_of_a_multi-purpose_dentin_adhesive/links/6422e16192cfd54f84354b90/Laboratory-bonding-ability-of-a-multi-purpose-dentin-adhesive.pdf
- [189] J. Perdigão, E. S. J.-J. of E. and Restorative, and undefined 2015, "Universal adhesives," *researchgate.netJ Perdigão, EJ Swift JrJournal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2015•researchgate.net, 2015, doi: 10.1111/jerd.12185.
- [190] Y. Yoshida, B. Van, M. Ku Leuven, J. Snauwaert, K. U. Leuven, and P. Lambrechts, "Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces," *journals.sagepub.comY Yoshida, B Van Meerbeek, Y Nakayama, J Snauwaert, L Helleman, P LambrechtsJournal of dental research*, 2000•journals.sagepub.com, vol. 79, no. 2, pp. 709–714, 2000, doi: 10.1177/00220345000790020301.

- [191] M. S. e S. Junior and ... K. C., "Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use," *SciELO Brasil*, 2010, Accessed: Mar. 29, 2024. [Online]. Available: <https://www.scielo.br/j/jaos/a/BcKFYGDPr6KZQCTySxMgJS/?lang=en>
- [192] M. Peumans, P. Kanumilli, J. De Munck, K. V. L.-D. materials, and undefined 2005, "Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials," *Elsevier*, 2005, Accessed: Mar. 29, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564105001156>
- [193] S. Inoue, B. Van Meerbeek, Y. Abe, Y. Y.-D. Materials, and undefined 2001, "Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on micro-tensile bond strength of a glass-ionomer adhesive," *ElsevierS Inoue, B Van Meerbeek, Y Abe, Y Yoshida, P Lambrechts, G Vanherle, H SanoDental Materials*, 2001•Elsevier, 2001, Accessed: Mar. 29, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564101000033>
- [194] G Oilo, "Bond strength testing--what does it mean?," *europepmc.orgG OiloInternational dental journal*, 1993•europepmc.org, 1993, Accessed: Apr. 01, 2024. [Online]. Available: <https://europepmc.org/article/med/8138312>
- [195] Van Meerbeek, M. Peumans, A. Poitevin, A. M.-D. materials, and undefined 2010, "Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes," *ElsevierB Van Meerbeek, M Peumans, A Poitevin, A Mine, A Van Ende, A Neves, J De MunckDental materials*, 2010•Elsevier, 2010, Accessed: Apr. 01, 2024. [Online]. Available: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564109004941?casa_token=5pzuERvN4WIAAAAA:2zW1TQnjaQnTg4dMzwBJA6HEcjZ5yQUPI3w6bymn5Tx64GhSezV-NZPgRoRNvJxhybqovO3c_sZO
- [196] R. Braga, J. Meira, L. Boaro, T. X.-D. Materials, and undefined 2010, "Adhesion to tooth structure: a critical review of 'macro' test methods," *ElsevierRR Braga, JBC Meira, LCC Boaro, TA XavierDental Materials*, 2010•Elsevier, 2010, Accessed: Apr. 01, 2024. [Online]. Available: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564109004965?casa_token=zOM-IY9V6YAAAAA:bxuuUu8IED6y5P03neF9DDGLnHf41YkXzPnOZRCCRYqwREuYjr3i0ZvdnnblpGBEFzK7CHENA2on
- [197] W. Barkmeier, R. Erickson, ... N. K.-O., and undefined 2009, "Effect of enamel etching time on roughness and bond strength," *meridian.allenpress.comWW Barkmeier, RL Erickson, NS Kimmes, MA Latta, TM WilwerdingOperative dentistry*, 2009•meridian.allenpress.com, 2009, Accessed: Apr. 01, 2024. [Online]. Available: <https://meridian.allenpress.com/operative-dentistry/article-abstract/34/2/217/107292>
- [198] S. Sudsangiam, R. van N.-J. A. Dent, and undefined 1999, "Do dentin bond strength tests serve a useful purpose," *researchgate.net*, 1999, Accessed: Apr. 01, 2024. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/profile/Richard-Noort/publication/11629533_Do_dentin_bond_strength_tests_serve_a_useful_purpose/links/55cc731e08aea2d9bdce4162/Do-dentin-bond-strength-tests-serve-a-useful-purpose.pdf
- [199] D. Pashley, H. Sano, B. Ciucchi, M. Y.-D. Materials, and undefined 1995, "Adhesion testing of dentin bonding agents: a review," *ElsevierDH Pashley, H Sano, B Ciucchi, M Yoshiyama, RM CarvalhoDental Materials*, 1995•Elsevier, 1995, Accessed: Apr. 01, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564195800468>

- [200] H. Sano, T. Shono, H. Sonoda, T. Takatsu, B. C.-D. materials, and undefined 1994, "Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength—evaluation of a micro-tensile bond test," *ElsevierH Sano, T Shono, H Sonoda, T Takatsu, B Ciucchi, R Carvalho, DH PashleyDental materials, 1994•Elsevier*, 1994, Accessed: Apr. 01, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564194900671>
- [201] R. Van Noort, S. Noroozi, I. Howard, G. C.-J. of dentistry, and undefined 1989, "A critique of bond strength measurements," *ElsevierR Van Noort, S Noroozi, IC Howard, G CardewJournal of dentistry, 1989•Elsevier*, 1989, Accessed: Apr. 01, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300571289901310>
- [202] F. Burke, A. Hussain, ... L. N.-T. E. journal of, and undefined 2008, "Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength.," *europemc.orgFJ Burke, A Hussain, L Nolan, GJ FlemingThe European journal of prosthodontics and restorative dentistry, 2008•europemc.org*, 2008, Accessed: Apr. 01, 2024. [Online]. Available: <https://europemc.org/article/med/19177726>
- [203] P. H. DeHoff, K. J. Anusavice, and Z. Wang, "Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test," *Dental Materials*, vol. 11, no. 2, pp. 126–131, 1995, doi: 10.1016/0109-5641(95)80047-6.
- [204] S. Armstrong, S. Geraldeli, R. Maia, L. R.-D. materials, and undefined 2010, "Adhesion to tooth structure: a critical review of 'micro' bond strength test methods," *ElsevierS Armstrong, S Geraldeli, R Maia, LHA Raposo, CJ Soares, J YamagawaDental materials, 2010•Elsevier*, 2010, Accessed: Apr. 01, 2024. [Online]. Available: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564109005016?casa_token=b79uGif_CW8AAAAA:BQUEqZz3kfd4FRACGw9b2Pm1vZf2e89JoaU7Bfs8cQf28p2hrsP94mkpuAaepvge-1Vo3wgMbbJD
- [205] A. Abreu, M. Loza, A. Elias, ... S. M.-T. J. of prosthetic, and undefined 2009, "Tensile bond strength of an adhesive resin cement to different alloys having various surface treatments," *ElsevierA Abreu, MA Loza, A Elias, S Mukhopadhyay, S Looney, FA RueggebergThe Journal of prosthetic dentistry, 2009•Elsevier*, 2009, Accessed: Apr. 01, 2024. [Online]. Available: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391309600044?casa_token=N9hR756EyfoAAAAA:atKTvw4fKj131CDApBA4FhUBD8-ErtV1i3wpNrApPy9wyW4Q0XTWxsG5gMBr_eiDCRdjLj7DaorV
- [206] C. Goracci, F. Sadek, F. Monticelli, P. C.-D. Materials, and undefined 2004, "Influence of substrate, shape, and thickness on microtensile specimens' structural integrity and their measured bond strengths," *ElsevierC Goracci, FT Sadek, F Monticelli, PEC Cardoso, M FerrariDental Materials, 2004•Elsevier*, 2004, Accessed: Apr. 01, 2024. [Online]. Available: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564103002033?casa_token=wM4kv5X9OOGAAAAA:ZogVJLb_SvNUDOC_at4_mAYKZ6nB6rh-hbURZ7p4HYJ9QxQ-h6XkEAXXEYcmBUoR5_eXorkBq0F9
- [207] C. Soares, F. Santana, C. Castro, P. S.-F.-D. Materials, and undefined 2008, "Finite element analysis and bond strength of a glass post to intraradicular dentin: comparison between microtensile and push-out tests," *ElsevierCJ Soares, FR Santana, CG Castro, PCF Santos-Filho, PV Soares, F Qian, SR ArmstrongDental Materials, 2008•Elsevier*, 2008, Accessed: Apr. 01, 2024. [Online]. Available: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564108000675?casa_token=m3cSVI

Unb0IAAAAA:Y4ZfIR7eTf-T-

CVgtAjiM78YpnUZj5CJNunHHL2Zqq00Jx8Mu9lcf4wmW2qNKOqHfjrjVWk6ar-x

- [208] E. Nagas, S. Kucukkaya, A. Eymirli, M. O. Uyanik, and Z. C. Cehreli, "Effect of Laser-Activated Irrigation on the Push-Out Bond Strength of ProRoot Mineral Trioxide Aggregate and Biodentine in Furcal Perforations," *Photomed Laser Surg*, vol. 35, no. 4, pp. 231–235, Apr. 2017, doi: 10.1089/PHO.2016.4171.
- [209] T Bock, "Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue-a review.," *academia.eduU Salz, T BockJournal of Adhesive Dentistry, 2010•academia.edu, 2010*, Accessed: Apr. 01, 2024. [Online]. Available: https://www.academia.edu/download/77927998/Testing_adhesion_of_direct_restoratives_20220103-12990-1xcux3.pdf
- [210] Mackert J.R., "Dental materials and their selection, 2002," *ndl.ethernet.edu.etWJ O'BrienQuintessence, 2002•ndl.ethernet.edu.et, 2002*, Accessed: Apr. 02, 2024. [Online]. Available: <http://ndl.ethernet.edu.et/bitstream/123456789/57710/1/4137.pdf>
- [211] G. O. ,Kasar B. ,Müjdeci A. Ulusoy N., "Çeşitli restoratif materyallerin değişik sertleşme ve polimerizasyon..." Accessed: Apr. 02, 2024. [Online]. Available: https://scholar.google.com/scholar?hl=tr&as_sdt=0%2C5&q=Ulusoy+N%2C+G%C3%B6kay+O%2C+Kasar+B%2C+M%C3%BCjdeci+A+%281999%29+%C3%87e%C5%9Fitli+Restoratif+materyallerin+de%C4%9Fi%C5%9Fik++sertle%C5%9Fme+ve+polimerizasyon+%C5%9Fartlar%C4%B1ndaki+y%C3%BCzey+sertlik+de%C4%9Ferlerinin+zamana+ba%C4%9Fl%C4%B1+olarak++kar%C5%9F%C4%B1la%C5%9Ft%C4%B1r%C4%B1lmas%C4%B1%2C+A+%C3%9C+Di%C5%9Fhek+Fak+Der%2C+26%2C+9-19&btnG=
- [212] A. Sulimany, S. BinSaleh, ... E. A.-T. J. of, and undefined 2022, "Effect of aging on the microhardness of different resin-based fluoride-releasing fissure sealants: an in vitro study," *academia.eduAM Sulimany, SS BinSaleh, E AlYahya, R Bataweel, I Alhussain, A AlmahdyThe Journal of Contemporary Dental Practice, 2022•academia.edu, 2021*, Accessed: Apr. 02, 2024. [Online]. Available: <https://www.academia.edu/download/83676878/jp-journals-10024-3153.pdf>
- [213] S. Jager, R. Balthazard, ... A. D.-O., and undefined 2016, "Filler content, surface microhardness, and rheological properties of various flowable resin composites," *meridian.allenpress.comS Jager, R Balthazard, A Dahoun, E MortierOperative dentistry, 2016•meridian.allenpress.com, 2016*, Accessed: Apr. 02, 2024. [Online]. Available: <https://meridian.allenpress.com/operative-dentistry/article-abstract/41/6/655/194387>
- [214] Zaimoğlu L., "Görünür ışınla polimerize..." Accessed: Apr. 02, 2024. [Online]. Available: https://scholar.google.com/scholar?hl=tr&as_sdt=0%2C5&q=Zaimo%C4%9Flu+L+%281985%29+G%C3%B6kay+O%2C+Kasar+B%2C+M%C3%BCjdeci+A+%281999%29+%C3%87e%C5%9Fitli+Restoratif+materyallerin+de%C4%9Fi%C5%9Fik++sertle%C5%9Fme+ve+polimerizasyon+%C5%9Fartlar%C4%B1ndaki+y%C3%BCzey+sertlik+de%C4%9Ferlerinin+zamana+ba%C4%9Fl%C4%B1+olarak++kar%C5%9F%C4%B1la%C5%9Ft%C4%B1r%C4%B1lmas%C4%B1%2C+A+%C3%9C+Di%C5%9Fhek+Fak+Der+12%2C+427-437&btnG=
- [215] A. E. ,Can G. ,Ersoy E. , Zaimoğlu A., "Diş hekimliğinde maddeler bilgisi." Accessed: Apr. 02, 2024. [Online]. Available: https://scholar.google.com/scholar?hl=tr&as_sdt=0%2C5&q=Zaimo%C4%9Flu+A%2C+Aksu+E%2C+Can+G%2C+Ersoy+E+%281993%29+Di%C5%9Fhekimlik%C4%9Finde+maddeler+bilgisi%2

C+Ankara%2C+Ankara+%C3%9Cniversitesi+Di%C5%9Fhekimli%C4%9Fi+Fak%C3%BCltesi%2C+S
ay%C4%B1%2C+17.+&btnG=

- [216] A. Kakaboura, C. Rahiotis, S. Zinelis, Y. A.-D.-D. Materials, and undefined 2003, "In vitro characterization of two laboratory-processed resin composites," *ElsevierA Kakaboura, C Rahiotis, S Zinelis, YA Al-Dhamadi, N Silikas, DC WattsDental Materials, 2003•Elsevier, 2003*, Accessed: Apr. 02, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564102000829>
- [217] K. Saati, S. Khansari, F. Mahdisiar, S. V.-J. of Dentistry, and undefined 2022, "Evaluation of microhardness of two bulk-fill composite resins compared to a conventional composite resin on surface and in different depths," *ncbi.nlm.nih.govK Saati, S Khansari, F Mahdisiar, S ValizadehJournal of Dentistry, 2022•ncbi.nlm.nih.gov, 2022*, Accessed: Apr. 02, 2024. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8918645/>
- [218] M. Bahari, M. Kahnamoui, ... M. C.-D. research, and undefined 2021, "Effect of curing method and thermocycling on flexural strength and microhardness of a new composite resin with alkaline filler," *journals.lww.com, 2021*, Accessed: Apr. 02, 2024. [Online]. Available: https://journals.lww.com/derj/_layouts/15/oaks.journals/downloadpdf.aspx?an=01439444-202118000-00093
- [219] A. Moradkhani, H. Baharvandi, M. Tajdari, H. Latifi, and J. Martikainen, "Determination of fracture toughness using the area of micro-crack tracks left in brittle materials by Vickers indentation test," *Journal of Advanced Ceramics*, vol. 2, no. 1, pp. 87–102, Mar. 2013, doi: 10.1007/s40145-013-0047-z.
- [220] M. Balakrishnan, R. S. Simmonds, and J. R. Tagg, "Dental caries is a preventable infectious disease," *Aust Dent J*, vol. 45, no. 4, pp. 235–245, Dec. 2000, doi: 10.1111/j.1834-7819.2000.tb00257.x.
- [221] M. A. Peres *et al.*, "Sugar Consumption and Changes in Dental Caries from Childhood to Adolescence," *J Dent Res*, vol. 95, no. 4, pp. 388–394, Apr. 2016, doi: 10.1177/0022034515625907.
- [222] Y. D. D. K. Gökçe and M. D. E. Özel, "KOMPOZİT RESTORASYONLARDA SON GELİŞMELER," pp. 52–60, 2005.
- [223] A. Sheiham, "Dental caries affects body weight, growth and quality of life in pre-school children," Nov. 25, 2006. doi: 10.1038/sj.bdj.4814259.
- [224] J. J. Murray and Z. A. Majid, "The prevalence and progression of approximal caries in the deciduous dentition in British children," *Br Dent J*, vol. 145, no. 6, pp. 161–164, Sep. 1978, doi: 10.1038/sj.bdj.4804135.
- [225] E. C. TATLI and L. ÖZER, "Evaluation of physical and mechanical properties of glass carbomer cement under in vitro conditions," *Turkish Journal of Clinics and Laboratory*, vol. 9, no. 4, pp. 281–286, Dec. 2018, doi: 10.18663/tjcl.461517.
- [226] P. E. C. Cardoso, R. R. Braga, and M. R. O. Carrilho, "Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems," *Dental Materials*, vol. 14, no. 6, pp. 394–398, Nov. 1998, doi: 10.1016/S0300-5712(99)00012-3.

- [227] R. F. Schreiner, R. P. Chappell, A. G. Glaros, and J. D. Eick, "Microtensile testing of dentin adhesives," *Dental Materials*, vol. 14, no. 3, pp. 194–201, Jun. 1998, doi: 10.1016/S0109-5641(98)00030-X.
- [228] N. Ozturk and F. Aykent, "Dentin bond strengths of two ceramic inlay systems after cementation with three different techniques and one bonding system," *J Prosthet Dent*, vol. 89, no. 3, pp. 275–281, Mar. 2003, doi: 10.1067/mpr.2003.37.
- [229] R. Frankenberger and F. R. Tay, "Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations," *Dental Materials*, vol. 21, no. 5, pp. 397–412, May 2005, doi: 10.1016/j.dental.2004.07.005.
- [230] C. Kaaden, J. Powers, K.-H. Friedl, and G. Schmalz, "Bond strength of self-etching adhesives to dental hard tissues," *Clin Oral Investig*, vol. 6, no. 3, pp. 155–160, Sep. 2002, doi: 10.1007/s00784-002-0170-7.
- [231] J. P. DeWald, "The use of extracted teeth for in vitro bonding studies: A review of infection control considerations," *Dental Materials*, vol. 13, no. 2, pp. 74–81, Mar. 1997, doi: 10.1016/S0109-5641(97)80015-2.
- [232] M. Pitel, "Reconsidering glass-ionomer cements for direct restorations." [Online]. Available: <https://www.researchgate.net/publication/260397704>
- [233] T. P. CROLL, Y. BAR-ZION, A. SEGURA, and K. J. DONLY, "Clinical performance of resin-modified glass ionomer cement restorations in primary teeth," *The Journal of the American Dental Association*, vol. 132, no. 8, pp. 1110–1116, Aug. 2001, doi: 10.14219/jada.archive.2001.0336.
- [234] M. S. MUTLUAY, "Süt dişlerinde restoratif materyal seçimi ve etkileyen faktörler," *Selcuk Dental Journal*, vol. 3, no. 3, pp. 151–151, Dec. 2016, doi: 10.15311/1441.300071.
- [235] H. Behery, O. El-Mowafy, W. El-Badrawy, B. Saleh, and S. Nabih, "Cuspal Deflection of Premolars Restored with Bulk-Fill Composite Resins," *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, vol. 28, no. 2, pp. 122–130, Mar. 2016, doi: 10.1111/jerd.12188.
- [236] A. Wiegand, W. Buchalla, and T. Attin, "Review on fluoride-releasing restorative materials—Fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation," *Dental Materials*, vol. 23, no. 3, pp. 343–362, Mar. 2007, doi: 10.1016/j.dental.2006.01.022.
- [237] S. Gurgan, Z. B. Kutuk, E. Ergin, S. S. Oztas, and F. Y. Cakir, "Clinical performance of a glass ionomer restorative system: a 6-year evaluation," *Clin Oral Investig*, vol. 21, no. 7, pp. 2335–2343, Sep. 2017, doi: 10.1007/s00784-016-2028-4.
- [238] Z. B. Kütük, S. Gürgen, F. Yalçın Çakır, E. Ergin, and S. S. Öztaş, "Güncel bir cam iyonomer restoratif sistemin 36-aylık klinik performansının değerlendirilmesi," *Cumhuriyet Dental Journal*, vol. 17, no. 3, p. 244, Jul. 2014, doi: 10.7126/cdj.58140.1008002560.
- [239] E. E. , K. Z. B. GÜRGAN S., "Posterior Dişlerin Restorasyonunda Alternatif Bir Yaklaşım," *Dental Klinik*, 2012.
- [240] Croll TP, "Alternatives to silver amalgam and resin composite in pediatric dentistry," *Quintessence Int*, no. 29, pp. 697-703., 1998.

- [241] J. A. Disney, R. C. Graves, J. W. Stamm, H. M. Bohannon, J. R. Abernathy, and D. D. Zack, "The University of North Carolina Caries Risk Assessment study: further developments in caries risk prediction *," *Community Dent Oral Epidemiol*, vol. 20, no. 2, pp. 64–75, Apr. 1992, doi: 10.1111/j.1600-0528.1992.tb00679.x.
- [242] K. ARITA *et al.*, "Hydroxyapatite particle characteristics influence the enhancement of the mechanical and chemical properties of conventional restorative glassionomer cement," *Dent Mater J*, vol. 30, no. 5, pp. 672–683, 2011, doi: 10.4012/dmj.2011-029.
- [243] A. L. Morresi *et al.*, "Thermal cycling for restorative materials: Does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review," *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 29, pp. 295–308, Jan. 2014, doi: 10.1016/j.jmbbm.2013.09.013.
- [244] T. Nikaido *et al.*, "Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin," *Dental Materials*, vol. 18, no. 3, pp. 269–275, May 2002, doi: 10.1016/S0109-5641(01)00048-3.
- [245] A. E. KOYUTURK, A. KUSGOZ, M. ULKER, and C. YESILYURT, "Effects of mechanical and thermal aging on microleakage of different fissure sealants," *Dent Mater J*, vol. 27, no. 6, pp. 795–801, 2008, doi: 10.4012/dmj.27.795.
- [246] Z. C. , T. R. E. , & G. H. C. Cehreli, "Evaluation of marginal integrity and microhardness of different restorative materials in primary molars.," *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, pp. 223–227, 2006.
- [247] Y. , & Y. M. Yılmaz, "Farklı restoratif materyallerin süt dişlerindeki mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılması.," *Türk Pediatrik Diş Hekimliği Dergisi*, vol. 5, no. 2, pp. 87–93, 2020.
- [248] M. Buldur and E. Sirin Karaarslan, "Microhardness of glass carbomer and high-viscous glass ionomer cement in different thickness and thermo-light curing durations after thermocycling aging," *BMC Oral Health*, vol. 19, no. 1, p. 273, Dec. 2019, doi: 10.1186/s12903-019-0973-4.
- [249] Ç. GÜLER and F. BAYAR, "FARKLI TİPTEKİ RESTORATİF CAM İYONOMER SİMANLARIN MİKROSİZİNTİ ÜZERİNE ISI UYGULANMASININ ETKİSİ," *Selcuk Dental Journal*, vol. 7, no. 2, pp. 233–239, Aug. 2020, doi: 10.15311/selcukdentj.481421.
- [250] F. F. D. Ar, and H. Z, "The Effect of Bulk Depth and Irradiation Time on the Surface Hardness and Degree of Cure of Bulk-Fill Composites.," *J Dent Biomater*, vol. 3, no. 3, pp. 284–291, Sep. 2016.
- [251] M. Buldur and E. Sirin Karaarslan, "Microhardness of glass carbomer and high-viscous glass ionomer cement in different thickness and thermo-light curing durations after thermocycling aging," *BMC Oral Health*, vol. 19, no. 1, Dec. 2019, doi: 10.1186/s12903-019-0973-4.
- [252] M. J. Witjes and J. Ruben, "Time dependency of microhardness indentations in human and bovine dentine compared with human enamel," 1989. [Online]. Available: <https://www.researchgate.net/publication/20390564>
- [253] M. J. Witjes and J. Ruben, "Time dependency of microhardness indentations in human and bovine dentine compared with human enamel," 1989. [Online]. Available: <https://www.researchgate.net/publication/20390564>

- [254] A. Lussi, N. Kohler, D. Zero, M. Schaffner, and B. Megert, "A comparison of the erosive potential of different beverages in primary and permanent teeth using an *in vitro* model," *Eur J Oral Sci*, vol. 108, no. 2, pp. 110–114, Apr. 2000, doi: 10.1034/j.1600-0722.2000.90741.x.
- [255] M. B. Zimmerman, T. Koulourides, N. A. Muhammad, R. E. Corpron, W. I. Higuchi, and C. J. Kowalski, "Intraoral Uptake of Fluoride by Presoftened Enamel following Systemic Administration and Fluoride Mouthrinsing," *Caries Res*, vol. 19, no. 3, pp. 255–261, 1985, doi: 10.1159/000260852.
- [256] K. A. Şener Y, "Üç farklı cam iyonomer simanın yüzey sertliklerinin karşılaştırılması.," *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hek Fak Derg*, pp. 91–4, 2006.
- [257] T. Klinke, A. Daboul, A. Turek, R. Frankenberger, R. Hickel, and R. Biffar, "Clinical performance during 48 months of two current glass ionomer restorative systems with coatings: a randomized clinical trial in the field," *Trials*, vol. 17, no. 1, p. 239, Dec. 2016, doi: 10.1186/s13063-016-1339-8.
- [258] E. Firat *et al.*, "GÜNCEL BDR CAM İYONOMER RESTORATİF SİSTEMİN 24-AYLIK KLİNİK PERFORMANSININ DEĞERLENDİRİLMESİ 24-Month Clinical Performance Evaluation of A Current Glass-Ionomer Restorative System Zeynep Bilge KÜTÜK *** Filiz Yalçın ÇAKIR ****," 2011.
- [259] D. G. A. B.-F. R. N. V. D. I. S. R. G. H. and E. L. K. Gorseta, "One-Year Clinical Evaluation of a Glass Carbomer Fissure Sealant, a Preliminary Study," 2014.
- [260] R. N. B. Van Duinen, C. L. Davidson, A. J. De Gee, and A. J. Feilzer, "In situ transformation of glass-ionomer into an enamel-like material.," *Am J Dent*, vol. 17, no. 4, pp. 223–7, Aug. 2004.
- [261] A. Moshaverinia, S. Ansari, M. Moshaverinia, N. Roohpour, J. A. Darr, and I. Rehman, "Effects of incorporation of hydroxyapatite and fluoroapatite nanobioceramics into conventional glass ionomer cements (GIC)," *Acta Biomater*, vol. 4, no. 2, pp. 432–440, Mar. 2008, doi: 10.1016/j.actbio.2007.07.011.
- [262] O. K. Arita K, "Glass powder for glass ionomer cement," *JP Patent No. 354509*, 2001.
- [263] M. E. Lucas, K. Arita, and M. Nishino, "Toughness, bonding and fluoride-release properties of hydroxyapatite-added glass ionomer cement," *Biomaterials*, vol. 24, no. 21, pp. 3787–3794, Sep. 2003, doi: 10.1016/S0142-9612(03)00260-6.
- [264] C. J. Kleverlaan, R. N. B. van Duinen, and A. J. Feilzer, "Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods," *Dental Materials*, vol. 20, no. 1, pp. 45–50, Jan. 2004, doi: 10.1016/S0109-5641(03)00067-8.
- [265] M. J. Woolford, "Effect of radiant heat on the surface hardness of glass polyalkenoate (ionomer) cement," *J Dent*, vol. 22, no. 6, pp. 360–363, Dec. 1994, doi: 10.1016/0300-5712(94)90089-2.
- [266] M. Towler, "A preliminary comparison of the mechanical properties of chemically cured and ultrasonically cured glass ionomer cements, using nano-indentation techniques," *Biomaterials*, vol. 22, no. 11, pp. 1401–1406, Jun. 2001, doi: 10.1016/S0142-9612(00)00297-0.
- [267] K. Gorseta, A. Borzabadi-Farahani, A. Moshaverinia, D. Glavina, and E. Lynch, "Effect of different thermo–light polymerization on flexural strength of two glass ionomer cements and a

- glass carbomer cement," *J Prosthet Dent*, vol. 118, no. 1, pp. 102–107, Jul. 2017, doi: 10.1016/j.prosdent.2016.09.019.
- [268] B. Kuter, E. Eden, and H. Yildiz, "The effect of heat on the mechanical properties of glass ionomer cements," *Eur J Paediatr Dent*, vol. 14, no. 2, pp. 90–4, Jun. 2013.
- [269] L. Gavic *et al.*, "Influence of Thermo-Light Curing with Dental Light-Curing Units on the Microhardness of Glass-Ionomer Cements," *Int J Periodontics Restorative Dent*, vol. 36, no. 3, pp. 425–430, May 2016, doi: 10.11607/prd.2405.
- [270] I. C. Olegário *et al.*, "Mechanical Properties of High-Viscosity Glass Ionomer Cement and Nanoparticle Glass Carbomer," *J Nanomater*, vol. 2015, no. 1, Jan. 2015, doi: 10.1155/2015/472401.
- [271] S. E. M. A. et al De França Lopes CMC, "Randomized clinical trial of art class II restorations using two glass ionomer cements: one-year follow-up," *Pediatr Dent*, pp. 98–104, 2018.
- [272] I. C. Olegário, D. Hesse, F. M. Mendes, C. C. Bonifácio, and D. P. Raggio, "Glass carbomer and compomer for ART restorations: 3-year results of a randomized clinical trial," *Clin Oral Investig*, vol. 23, no. 4, pp. 1761–1770, Apr. 2019, doi: 10.1007/s00784-018-2593-9.
- [273] T. De Caluwe, C. Vercruysse, and L. Martens, "Mechanical and Bioactive Properties of a Commercial Glass Carbomer: GCP Glass Fill," *Avicenna Journal of Dental Research*, vol. 9, no. 4, pp. e14433–e14433, Dec. 2017, doi: 10.5812/ajdr.14433.
- [274] A. U. J. Yap, Y. S. Pek, R. A. Kumar, P. Cheang, and K. A. Khor, "Experimental studies on a new bioactive material: HALonomer cements," *Biomaterials*, vol. 23, no. 3, pp. 955–962, Feb. 2002, doi: 10.1016/S0142-9612(01)00208-3.
- [275] K. -H. CHUNG and E. H. GREENER, "Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins," *J Oral Rehabil*, vol. 17, no. 5, pp. 487–494, Sep. 1990, doi: 10.1111/j.1365-2842.1990.tb01419.x.
- [276] Z. B. KAYNAR, E. ELİĞÜZELOĞLU DALKILIÇ, N. DÖNMEZ, and M. KAZAK, "Effect of Different Polymerization Times on the Microhardness and Intrapulpal Temperature of Glass Ionomers," *Bezmialem Science*, vol. 11, no. 4, pp. 349–355, Oct. 2023, doi: 10.14235/BAS.GALENOS.2023.03016.
- [277] L. Musanje and B. W. Darvell, "Aspects of water sorption from the air, water and artificial saliva in resin composite restorative materials," *Dental Materials*, vol. 19, no. 5, pp. 414–422, Jul. 2003, doi: 10.1016/S0109-5641(02)00085-4.

EKLER

EK. 1. Etik Kurul Onay Belgesi

T.C. ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Toplantı Sayısı		Tarih
140		4 Ocak 2024

KARAR NO 14. Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı'nda, Doktor Öğretim Üyesi yönetiminde, Araş. Gör. Dt. Duygu Dudu Gültekin tarafından yürütülmesi öngörülen, "Cam İyonomer, Cam Karbomer ve Rezin İçerikli Restoratif Materyallerin Mikrosertliklerinin İn-Vitro Olarak Değerlendirilmesi" başlıklı diş hekimliğinde uzmanlık tez projesi araştırma etiği yönünden değerlendirildi. Toplantıya katılan üyelerin oybirliğiyle uygun olduğuna karar verildi.

BAŞKAN	Tıp Tarihi ve Etik Anabilim Dalı	
ÜYELER	Tıbbi Biyoloji Anabilim Dalı	
	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	
	Biyoistatistik Anabilim Dalı	
	Genel Cerrahi Anabilim Dalı	
	Anesteziyoloji ve Reanimasyon Anabilim Dalı	
	Göğüs Hastalıkları Anabilim Dalı	
	Hukukçu Üye	
	Kurum Dışı Üye	

Çukurova Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlık Binası, Balcalı 01330 Adana
Telefon: 0322 338 60 60 dahili 3465, Faks: 0322 338 67 22

