

T.C.  
DİCLE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**DÖRT FARKLI RESTORATİF MATERYALİN  
KIRILMA DİRENÇLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. EMİN CANER TÜMEN

138442

PEDODONTİ ANABİLİM DALI

138442

DOKTORA DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ

Prof. Dr. FATMA ATAKUL

T.C. YÜKSEK ÖĞRETİM ENSTİTÜSÜ  
DOKÜMANTASYON MERKEZİ

DİYARBAKIR

2003

**“ DÖRT FARKLI RESTORATİF MATERYALİN KIRILMA DİRENÇLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ ”** isimli bu tez 13.11.2003 tarihinde tarafımızdan değerlendirilerek başarılı bulunmuştur.

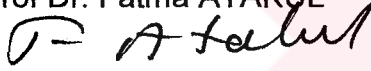
**Jüri Başkanı**

Prof Dr. İlknur TANBOĞA



**Jüri Üyesi**

Prof Dr. Fatma ATAKUL



**Jüri Üyesi**

Yrd. Doç. Dr. Sema ÇELENK



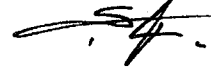
**Jüri Üyesi**

Yrd. Doç. Dr. İzzet YAVUZ



**Jüri Üyesi**

Yrd. Doç. Dr. Şeyhmus BAKIR





Bu doktora tezi Dicle Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir.

Proje No: DÜAPK-02-DF-06

## İÇİNDEKİLER

	<u>SAYFA</u>
ÖNSÖZ .....	---
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	---
GRAFİK, TABLO VE RESİMLER.....	---
ÖZET .....	1
SUMMARY .....	3
GİRİŞ VE AMAÇ .....	5
GENEL BİLGİLER .....	7
GEREÇ VE YÖNTEM .....	32
BULGULAR .....	41
TARTIŞMA .....	45
SONUÇLAR .....	54
KAYNAKLAR .....	55
ÖZGEÇMİŞ .....	60

## ÖNSÖZ

Dört farklı tip restoratif materyalin kırılma dirençlerini değerlendirmeyi amaçladığımız doktora tez çalışmamın hazırlanmasında bana yol gösteren ve destek olan sayın hocam Pedodonti Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Fatma ATAKUL'a teşekkürü bir borç bilirim.

Dt. Emin Caner TÜMEN

## SİMGELER VE KISALTMALAR

<b>ACP</b>	: Amarfoz kalsiyumfosfat
<b>ASPA</b>	: Alümino silikat poliakrilik asit
<b>BIS-EMA</b>	: Bisfenol etanol metakrilat
<b>BIS-GMA</b>	: Bisfenol glisidil metakrilat
<b>cm</b>	:Santimetre
<b>cm<sup>2</sup></b>	: Santimetre kare
<b>CQ</b>	: Kamforokinon
<b>dk</b>	: Dakika
<b>gr</b>	: Gram
<b>HEMA</b>	: Hidroksietilmetakrilat
<b>Kgf</b>	: Kilogram-kuvvet
<b>Kg/cm<sup>2</sup></b>	: Kilogram/santimetre kare
<b>µm</b>	: Mikronmetre
<b>mm</b>	: Milimetre
<b>MDPB</b>	: Metakrililoksidodesilpiyridinyum bromit
<b>MPa</b>	: Megapaskal
<b>MSAA</b>	: Metakrilat derivative of styrene-allyl alcohol
<b>mW/cm<sup>2</sup></b>	: Milivat/santimetre kare
<b>nm</b>	: Nanometre
<b>PMMA</b>	: Polimetilmetakrilat
<b>°C</b>	: Santigrat derece
<b>Sn</b>	: Saniye
<b>SOC</b>	: Spiroortokarbonat
<b>SEM</b>	: Scanning Electron Microscobe
<b>TCB</b>	: Tetra Karboksilikasit bütan
<b>TEGDMA</b>	: Trietilenglikoldimetakrilat
<b>UDMA</b>	: Üretandimetakrilat
<b>VCP</b>	: Vinilsiklopropan

## GRAFİK, TABLO VE RESİMLER

**Grafik 1:** Tablo 2'deki verilerin grafiksel gösterimi.

**Grafik 2:** Dört Farklı Tip Restorasyonun Kırılma Dirençlerinin Ortalama Değerleri.

**Tablo 1:** Restorasyon Materyallerinin Graplara Dağılımı.

**Tablo 2:** Dört Farklı Tip Restorasyonun, Kırılma Dirençlerinin kgf Cinsinden Ölçümleri.

**Tablo 3:** Dört Farklı Tip Restorasyonun Kırılma Dirençlerinin İstatistiksel Analiz Tablosu.

**Resim 1:** Soğuk akrilik bloklar içerisinde sabitlenen dişlerin görünümü.

**Resim 2:** Arayüz kavite preparasyonu oluşturulan dişin görünümü.

**Resim 3:** Valux Plus (Z100 / 3M Dental Products) restoratif materyali.

**Resim 4:** Herculite XRV (Kerr-İtaly) restoratif materyali.

**Resim 5:** Vitremer (3M Dental Products) restoratif materyali.

**Resim 6:** Chelon Silver (3M-ESPE) restoratif materyali.

**Resim 7:** Kırılma dirençlerini ölçen, Testometrik mikro-500 markalı makine.

**Resim 8:** Akrilik bloğun Testometrik mikro-500 makinesine yerleştirilmesi.

**Resim 9:** Cihazın basma ucunun, dolgunun marjinal kenarına temas ettirilmesi.

**Resim 10:** Restorasyon maddesinde meydana gelen kırılma veya blok halinde kopma.

**Resim 11:** Kilogram-kuvvet (kgf) cinsinden elde edilen değerlerin görünümü.

## ÖZET

Günümüz dişhekimliğinde; süt ve sürekli dişlerin restorasyonunda değişik materyaller kullanılmakta olup, amalgam restorasyonlar uzun yıllardan beri ilk sırayı almaktadır. Çeşitli dezavantajları nedeniyle amalgamdan sonra en yaygın kullanılan materyallerin, kompozit rezin ve cam iyonomer restorasyonlar olduğu bilinmektedir.

Dişlerin arka grup restorasyonlarında kullanılacak materyallerin yüksek kırılma direncine sahip olması gerektiği görüşü hakimdir. Yapılan araştırmalar, bu materyallerin birçoğunun çiğneme basınçları karşısındaki dayanıksızlıkları nedeniyle zaman ve ekonomik kayba neden olduklarını göstermektedir.

Bu çalışma, dört farklı tip restoratif materyalin II. sınıf kaviteli dişlerde dik kuvvetler karşısındaki dayanıklılıklarının değerlendirilmesi amacıyla yapıldı.

Bu in-vitro çalışma, periodontal ve ortodontik nedenlerle çekilmiş 60 adet premolar diş üzerinde gerçekleştirildi. Soğuk akrilik bloklar içerisine sabitlenerek standart arayüz kaviteyi hazırlanan dişler, 15'erli 4 eşit gruba rastgele ayrıldı. Restorasyon işlemleri; Dicle Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı'nda gerçekleştirildi.

Birinci gruba Valux Plus, ikinci gruba Herculite XRV, üçüncü gruba Vitremer ve dördüncü gruba Chelon Silver materyalleri yerleştirildikten sonra, restorasyonların kırılma dirençleri T.C. Sanayi ve Ticaret Bakanlığı Küçük ve Orta Ölçekli Sanayi Geliştirme İdaresi Başkanlığı (KOSGEB-Ankara) laboratuvarında bulunan Testometrik mikro-500 makinesinde ölçüldü.

Elde edilen veriler, istatistiksel olarak Tek Yönlü Varyans analizi ve Post-Hock testi kullanılarak değerlendirildi. Ortalama kırılma direnci değerleri; Valux Plus için 66,9113 kgf., Herculite XRV için 55,2187 kgf., Vitremer için 51,1493 kgf. ve Chelon Silver için ise 38,0633 kgf. olarak tespit edildi.

Kullanılan dört farklı tip restoratif madde arasında; Valux Plus en yüksek, Chelon Silver ise en düşük kırılma direncine sahip materyal olarak belirlenmiştir.



Yapılan istatistiksel analizler sonucu elde edilen kırılma direnci değerlerinin en yüksekten daha düşük dirence doğru sıralaması:

Valux Plus > Herculite XRV > Vitremer > Chelon Silver şeklinde izlenmiştir ( $p < 0.001$ ).

**Anahtar kelimeler:** Kompozit rezin, Cam iyonomer siman, Kırılma direnci.



## SUMMARY

In temporary dentistry, although a range of materials have been used in the restoration of deciduous and permanent teeth, amalgam restorations have the first place among them for long time. Since the various disadvantages which amalgam had, it is known that most extensive used materials in the second place are composite resin and glass ionomer restorations.

It is generally accepted that materials to be used in the posterior restoration of teeth should present a high fracture resistance. Studies illustrate that many of these materials expose time and economic loss because of their flimsiness to the bite forces.

This study was conducted for the purpose of evaluation of the durability to the vertical forces of four different types of restorative materials on the teeth with class II cavities.

This in-vitro study was accomplished on the 60 premolar teeth which extracted for periodontal and orthodontic reasons. Teeth which their standard proximal cavities were prepared by fixing them inside the cold acrylic blocs were randomly divided into the four equal groups each of them consist of 15. Restoration process was completed in the Faculty of Dentistry, Department of Pedodontics.

Having placed the Valux Plus material to the first group, Herculite XRV to the second one, Vitremer to the third one and Chelon Silver to the fourth one, fracture resistance of the restorations was measured by the Testometric micro-500 machine in the laboratory of Republic of Turkey Ministry of Industry and Trade, Small and Medium Industry Development Organization (KOSGEB-Ankara).

Obtained data was assessed statistically by using One Way ANOVA and Post-Hock test. Approximate fracture resistance values were determined as follow: 66,9113 kgf. for Valux Plus, 55,2187 kgf. for Herculite XRV, 51,1493 kgf. for Vitremer and finally, 38,0633 kgf. for Chelon Silver.

Among the four different type of restorative substance, it was established that Valux Plus had the highest and Chelon Silver had the lowest fracture resistance.

Classification of the fracture resistance values, which was obtained after the statistical analyses, from highest resistance to lower ones is as follow: Valux Plus > Herculite XRV > Vitremer > Chelon Silver ( $p < 0.001$ ).

**Key words:** Composite resin, Glass ionomer cement, Fracture resistance.



## GİRİŞ VE AMAÇ

Süt ve sürekli dişlerin restorasyonunda, çiğneme ve fonasyon kadar estetik fonksiyon da ön plandadır. Bu dişlerin arka grup restorasyonlarında kullanılacak materyallerin; hazırlama ve uygulama kolaylığı, kavite duvarlarına adaptasyon, dişe benzer ısıl genleşme katsayısı, biyouyumluluk, estetik, ekonomik ve antikaryojenik olma gibi özellikleri taşıması gereklidir.

Yüksek kırılma direncine sahip olma özelliğinin daha çok amaçlandığı arka grup dişlerde, kullanılan restoratif materyallerin başında, amalgam dolgu gelmektedir. Uygulanması kolay, ekonomik ve çiğneme basınçlarına karşı dayanıklı olan amalgamın; yüksek ısı geçirgenliği, toksik civa içermesi, korozyona bağlı renkleşme oluşturması ve estetik olmaması gibi dezavantajları mevcuttur.

Son yıllarda; amalgamın olumsuz özellikleri nedeniyle dişe benzer özelliklere sahip yeni dolgu maddelerinin geliştirilmesi üzerinde yoğunlaşmış, ancak amalgama alternatif olabilecek estetik, mekanik ve biyolojik özelliklerin tümüne sahip, diş renginde bir adeziv restoratif materyal henüz üretilmemiştir.

Başlangıçta, estetik nedenlerle ön grup dişlerde kullanılan silikat siman, akrilik ve kompozit rezinler ile cam iyonmer simanlar zamanla arka grup dişler için de kullanılmaya başlanmıştır. Bu restorasyon maddelerinin aşınma dirençleri, basınçlar karşısındaki dayanıklılıkları, çekme ve gerilme stresleri ile elastiklik modülleri üzerinde yoğun araştırmalar yapılmıştır. Bu çalışmalarda genellikle, kompozit rezinlerin dayanıklılığının geliştirilmesi ve geleneksel cam iyonmer simanın mekanik özelliklerinin artırılması üzerinde durulmaktadır.

Konuyla ilgili literatürler gözden geçirildiğinde, arka grup dişlerin restorasyonunda amalgamdan sonra en yaygın kullanılan materyalin kompozit rezin olduğu görülmektedir. Estetik görünümü, mine ve dentine bağlanma kapasitesi, sertleşme zamanının kontrol edilebilmesi, ısı iletiminin düşük olması, uygulama kolaylığı, dayanıklılık ve ağız ortamında düşük çözünürlük gibi özelliklere sahip kompozit rezinler; ısıl genleşme katsayısının yüksek, elastisite modülünün düşük olması, biyolojik uyumluluğunun tartışmalı olması, düşük aşınma direnci ve polimerizasyon büzülmesi nedeniyle birtakım dezavantajlara sahiptir.

Çürük önleyici etkisi ve diş yapısına kimyasal bağlanması nedeniyle ilgi çeken geleneksel cam iyonomer simanlar diğer restoratif materyallere kıyasla; florit salınımı, biyolojik uyumu, termal genişleme katsayısının dişe yakın olması, sıkışma özelliği ve gerilme direncinin yüksek olması, polimerizasyon büzülmesinin çok az olması ve marjinal bütünlüğünün iyi olması gibi avantajlara sahiptir. Bununla birlikte; kısa çalışma zamanı, nem hassasiyeti, arka grup dişlerin stres altındaki alanlarında aşınmaya ve kırılmaya karşı düşük direnci nedeniyle kullanımı sınırlı olan cam iyonomerlere, metal partiküllerinin eklenmesiyle dayanıklılığı arttırılmaya çalışılmıştır.

Yine son yıllarda geliştirilmiş olan Rezinle modifiye cam iyonomer simanlar, yaygın kullanım alanı bulmuştur. Bu materyalin fiziko-kimyasal özellikleri geleneksel cam iyonomer simanlardan daha iyi, ancak kompozit rezinlerle kıyaslandığında daha zayıftır.

Bu çalışma; arka grup dişlerin restorasyonunda sıklıkla kullanılan dört farklı materyalin, II. sınıf kaviteli dişlerde dik kuvvetler karşısındaki dayanıklılıklarının tespit edilmesi amacıyla planlanmıştır.

## GENEL BİLGİLER

Günümüzde, dişhekimliğinde restorasyon amacıyla birçok materyal kullanılmaktadır. Bu materyallerin çiğneme basınçları karşısındaki dayanıksızlıkları, zaman ve ekonomik kayba neden olan önemli bir sorundur. Fonksiyonun sağlanması amacıyla kullandığımız restoratif materyallerin başında amalgam dolgu gelmektedir. 1970'li yıllara kadar dişhekimliğinde en yaygın kullanılan restorasyon maddesi amalgamdır. Amalgamın; çiğneme basınçlarına karşı dayanıklı, uygulanmasının kolay ve ekonomik olması gibi avantajlarının yanında estetik olmaması, yüksek ısı geçirgenliğine sahip olması, toksik civa içermesi, korozyona bağlı olarak dişte renkleşmelere sebep olması gibi dezavantajları mevcuttur. Bununla birlikte; diş dokusuna kimyasal adezyonunun olmaması, boyutsal değişikliğe uğraması sonucu mikrosızıntı oluşması ve galvanik akıma neden olması amalgamın kullanım alanlarını kısıtlamaktadır (1, 2, 3, 4, 5, 6).

Araştırmacılar son yıllarda; daha önceden üretilmiş olan dolgu maddelerinin olumlu özelliklerinin birleştirilmesi ve diş benzer özelliklere sahip yeni dolgu maddelerinin geliştirilmesi üzerinde yoğunlaşmışlardır. Kazanılmış hastalıklar, gelişimsel defektler ve renkleşmelerin restoratif tedavilerinde, materyalin estetik nitelikleri en az diğer özellikleri kadar önem taşımaktadır. Restorasyon yapımında çiğneme ve fonasyon kadar estetik fonksiyon da ön plandadır. Bu nedenle restoratif tedavi planlamasında seçilecek materyalin, yüzey pürüzlülüğünün azaltılarak renk, ışığı geçirme ve ışığı kırma yönüyle diş dokusuyla benzer özellikler taşıyor duruma getirilmesi ayrı bir öneme sahiptir. Bunların dışında restorasyonun mekanik niteliklerinin iyi olması ve polimerizasyon büzülme oranının düşük olması da vazgeçilemez özelliklerdendir. Ancak amalgama alternatif olabilecek estetik, mekanik ve biyolojik özelliklerin tümüne sahip, diş renginde bir adeziv restoratif materyal henüz üretilmemiştir.

Başlangıçta, estetik nedenlerle ön grup dişlerde yapılan adeziv restorasyonlar zamanla arka grup dişler için de gündeme gelmiştir. Amalgama alternatif olarak geliştirilen estetik materyaller; sırasıyla silikat siman, akrilik ve kompozit rezinler ile cam iyonomer simanlardır. Silikat siman, ilk şeffaf estetik dolgu maddesi olması nedeniyle ön grup dişlerde kullanılmıştır. Bu materyalin en önemli avantajı, antikaryojenik etki sağlayan florür içeriği ve bu maddenin uzun süreli salınımıdır. Çiğneme kuvvetleri karşısında

dayanıklı olmamaları, likidindeki mikromoleküllü fosforik asit formundan dolayı pulpa nekrozuna neden olmaları en önemli dezavantajlarıdır (2, 7, 8, 9).

Akrilik rezinler ise, 1930'lu yıllarda geliştirilmiş ve II. Dünya savaşı nedeni ile 1940 yılından sonra kullanılmaya başlanmıştır. Akrilik rezin sistemlerin temeli; doldurucu içermeyen, polimetilmetakrilattır (PMMA). Akrilik rezinler; ısısız genişleme katsayılarının yüksek olması, polimerizasyonu esnasında aşırı derecede büzülmesine bağlı olarak mikrosızıntı göstermesi ve sekonder çürük oluşumunu önleyememesi gibi birtakım olumsuz özelliklere sahiptir. Bununla birlikte, su emiliminin ve çözünürlüğünün fazla olması, elastisite modülünün ( $24.500 \text{ Kg/cm}^2$ ) düşük olması ve okluzal streslere karşı dayanıklı olmamaları en önemli dezavantajlarıdır (2, 7, 8).

Araştırmacılar akrilik rezin yapıyı güçlendirmek için, seramik doldurucular ve silikalar ilave etmişlerdir. Silikat simanın inorganik bölümü ile akrilik rezinlerin organik bölümü (PMMA) birleştirilerek, günümüzde yaygın olarak kullanılan kompozit restoratif materyallerin temeli oluşturulmuştur.

## **KOMPOZİT REZİNLER**

Kompozit, organik bir matriks içerisinde belirli oranlarda inorganik doldurucular içeren ve doldurucuların organik matrikse tutunmasını sağlayan bağlayıcı kısımdan oluşan estetik dolgu maddesi olarak tanımlanmaktadır (2, 8, 10). Dişhekimliğinde kullanılan kompozit rezinler; organik, ara bağlayıcı ve inorganik bölümden oluşmaktadır (7, 8, 11, 12, 13, 14).

Kompozit rezin dolgu maddeleri organik matriks yapısına göre ikiye ayrılırlar. Metilmetakrilat içerikli olanlar; mikro moleküllü, suda erimeyen, X ışını geçirgenliği olan, visköz yapıda kompozitlerdir. Metakrilat; eter, kloroform ve organik asitlerde erirken, gliserin ve alkolde erimez. Bu tip kompozit rezinlerin yapısı sert olup bükülmeye ve çekmeye karşı dayanıklıdır (2).

BIS-GMA içerikli olanlar ise; metilmetakrilat monomerinin yüksek molekül ağırlığına sahip özel bir polimer ile birleştirilmesiyle geliştirilmişlerdir. Bisfenol A ile glisidil metakrilatın reaksiyonu sonucu BIS-GMA harfleri ile belirtilen bisfenolglisidil metakrilat ortaya çıkartılmıştır. BIS-GMA bir peroksit katalizör ve amin akseleratör

kullanımı ile ilave polimerizasyon ve iki tane çift bağ yapabilen visköz bir sıvıdır (2, 7, 8, 13).

Son yıllarda polimer matriks olarak, iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan üretan dimetakrilatlar (UDMA) kullanılmaya başlanmıştır. Hem BIS-GMA hem de UDMA oligomerleri aşırı derecede visközdür. Bu nedenle, viskoziteyi azaltmak amacıyla matriks içine, trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ilave edilmiştir (7, 8, 12, 13).

Organik ve inorganik kısmı birbirine bağlayan ara bağlayıcı bölüm ise; organik silisyum bileşiği olan silanlardan oluşur. Modern kompozit rezinlerde, silika partiküllerinin yüzeyi silan bağlama ajanları ile önceden kaplanmış ve silika partikülleri yüzeyinde tek molekül, çift fonksiyonlu bir tabaka oluşmuştur. Bu moleküllerin bir ucu silika partiküllerinin yüzeyinde var olan hidroksil gruplarıyla, diğer ucu organik matriksteki polimer ile bağlanmıştır. Bağlayıcı ajanlar, silika partikülleri ile çok iyi sonuçlar vermiş ve bu nedenle kompozit rezinlerin büyük bir çoğunluğunda silika içerikli inorganik doldurucular kullanılmıştır (7, 8, 11, 12).

Kompozit rezin dolgu maddelerinin inorganik bölümü; matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, baryum, çinko, stronsiyum, lityum-alüminyum silikat, yitrium cam, baryum-alüminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküllerden oluşur. Bu maddeler, kompozit rezinlere bazı özellikler kazandırır. Stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium kompozit rezine radyoopasite sağlarken, diğerleri kompozit rezinin fiziksel yapısını güçlendirir. Bu doldurucu partiküller değişik formlarda bulunabilirler. Örneğin saf silika; kristalin ve non-kristalin halinde bulunur. Kristalin formunun sert ve dayanıklı olmasından dolayı bu tür kompozit rezinlerde farklı bitirme teknikleri uygulanır. Bu nedenle kompozit rezinlerde daha çok, silikanın non-kristalin formu kullanılmaktadır (7, 8, 11, 12).

Kompozit rezinler; mine ve dentine bağlanma kapasitesi, farklı renk ve opasite seçeneği, sertleşme zamanının kontrol edilebilmesi, ısı iletiminin düşük olması, yüksek dayanıklılık, ideal akışkanlık, renk uyumu, cilalanabilirlik, ağız ortamında düşük çözünürlük ve diş yapısı ile iyi retansiyon sağlama gibi özelliklere sahiptirler. Bu nedenle ön grup dişlerde; çürük, erozyon, abrazyon ve kama defektleri ile renk değişikliğine uğramış, travma sonucu kırılmış dişlerde, gelişimsel defektlerin düzeltilmesi ve diastema



kapatılmasında, arka grup dişlerde ise; başta I. sınıf kavitelem olmak üzere II. sınıf kavitelemde ve inley yapımında kullanılmaktadırlar (2, 7, 13).

Tüm bu olumlu özelliklerinin yanısıra kompozit rezinlerin ısısıl genleşme katsayılarının yüksek olması, elastisite modülünün düşük olması, biyolojik uyumluluğunun tartışmalı olması, polimerizasyon bütülmesi göstermesi, stresin yoğun olduğu bölgelerde düşük aşınma direnci, kondansasyon eksikliğine bağı kenar sızıntısı ve postoperatif hassasiyet oluşumu gibi dezavantajlara sahiptir (7).

Kompozit rezinlerde bulunan doldurucuların inorganik yapı içerisindeki hacim ve ağırlık oranlarının bilinmesi, fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesinde önem taşımaktadır. Kompozit rezinler inorganik doldurucu partiküllerin; büyüklüğüne-ağırlık ya da hacim yüzdesine-polimer matrikse ekleniş biçimlerine, polimerizasyon şekillerine ve viskozitelerine göre değişik şekillerde sınıflandırılmaktadırlar (7, 8, 11, 12).

Kompozit rezinler doldurucu partiküllerin büyüklüğüne göre; megafil, makrofil, midifil, minifil, mikrofil, hibrit ve nanofil kompozit rezinler şeklinde sınıflandırılmaktadırlar. Megafil kompozitlerde; doldurucu partiküller genel olarak 50-100µm büyüklüğündedir. Okluzal değıim yüzeylerine veya çok aşınan bölgelere yerleştirilmesi önerilen ve insert olarak adlandırılan cam partikülleri de, mega doldurucu partiküller arasında değerlendirilmektedir (7, 8, 11, 12).

Makrofil kompozitlerde; doldurucu partiküller 10-100µm büyüklüğünde olup, inorganik doldurucu partiküllerin yüzdesi ağırlıkça yaklaşık %70-80'dir. Makro-partiküllerin oranının çok daha az olmasına rağmen, geleneksel kompozitler makrofil kompozitler diye adlandırılırlar. Bu tür kompozitlerde inorganik doldurucular kuartz partikülleridir. Partiküllerin büyük ve sert olması, organik matriksin inorganik partiküllerden daha fazla aşınmasına yol açar. Bu da önemli bir sorun olan yüzey pürüzlülüğüne ve renklemelere neden olur. Okluzal aşınmalara karşı direnci düşük olan bu tür kompozitlerin arka grup dişlerde kullanılmaması gerektiğı bildirilmektedir (7).

Midifil kompozitlerde ise; doldurucu partikül büyüklüğü, genel olarak 1-10µm olup organik polimer matriks içerisinde dağılmış olan inorganik doldurucu partiküllerin yüzdesi ağırlıkça yaklaşık % 70-80'dir (7, 8, 11, 12).

Minifil kompozitlerde; doldurucu partikül büyüklüğü 0.1-1µm arasındadır. Partikül yüzdesi ağırlıkça %75-85' dir. Bu tür kompozitlerde inorganik doldurucular; kuartzdan daha kırılğan, baryum ve stronsiyum gibi ağır metalleri içeren, cam ile yoğunlaştırılmış

partiküllerdir. Böylece aşınmaya karşı daha dirençli ve aynı zamanda daha düzgün bir yüzey elde edilmiştir (7, 8, 11, 12).

Mikrofil kompozitlerde; inorganik doldurucu partikül büyüklüğü 0.01-0.1µm arasında olup, partikül miktarı makrofil kompozitlerden daha az ve partikül yüzdesi ağırlıkça yaklaşık %35-60'tır. Bu tür kompozitlerde inorganik doldurucular, yaklaşık 0.04µm büyüklüğünde koloidal silika partikülleridir. Küçük partiküllerin ışık kırma indeksinin mine dokusuna yakın olması rezine estetik bir görünüm sağlar. Mikro-partiküllü kompozitlerde, doldurucular ile monomer matriks karışımının akıcılığı azalmıştır. Klinik uygulamalara izin verebilecek bir viskozite elde etmek için, bu tür kompozitlerde TEGDMA miktarı daha fazladır. Mikrofil kompozitlerde bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra makrofil kompozitlere oranla daha düzgün bir yüzey elde edilebilmektedir. Bu nedenle, estetik amaçla ön grup, aşınmaya karşı makro dolduruculardan daha az dirençli olduğu için de süt molar dişlerde kullanılabilirler (7, 8, 11, 12).

Nanofil kompozitlerde ise; inorganik doldurucu partikül büyüklüğü 0.005-0.01µm arasında olup, görülemeyecek kadar küçüktür. Partiküller görünür ışık dalga boyundan küçük olduğu için absorpsiyon veya saçılım gibi etkileşimlere girmezler (7, 8, 11, 12).

Hibrit kompozitler; farklı büyüklükteki doldurucuların karıştırılmasıyla elde edilir ve büyük partikülünün şekline göre değerlendirilirler. Fiziksel ve mekanik özellikleri ile makro-partiküllü ve minifil kompozitlere, yüzey düzgünlüğü ile de mikro-partiküllü kompozitlere benzer özellikler gösterirler. Hibrit kompozitlere; koloidal silika ve ağır metaller içeren cam partikülleri karıştırılmış ve inorganik doldurucu olarak organik matrikse katılmıştır. Böylece doldurucu partikül yüzdesi %75-80'e ulaşmıştır (7, 8, 11, 12).

İlk üretilen ve inorganik bölümü makro-doldurucu partiküller içeren kompozit rezinler mekanik olarak dayanıklı olmakla beraber, partiküllerinin büyüklüğü nedeniyle organik ve inorganik yapı arasında zayıf bağlanmaya, yüzey pürüzlülüğüne ve renklemelere neden olmaktadır. Bu gibi nedenlerden dolayı, kompozit rezinlerde doldurucu partikül büyüklüğünün küçültülmesiyle iyi bir yüzey düzgünlüğü elde edilirken mekanik özelliklerde azalmalar görülmüştür (15).

Yapılan çalışmalarda, bu iki tip kompozitin farklı büyüklükteki partikülleri karıştırılarak, günümüzde yaygın olarak kullanılan hibrit kompozitler oluşturulmuştur. Bu kompozitlerin partikül büyüklüğü makro-partiküllü rezinden daha küçük, partikül miktarı ise mikro-partiküllü rezinden daha fazladır. Makrofil ve midifil kompozitler; geleneksel

kompozitler olarak adlandırılmaktadır. Bu tür kompozit rezinlere, içerdikleri doldurucularda herhangi bir modifikasyon yapılmadığından homojen kompozitler adı da verilmektedir. Viskozite sorununu çözmek amacıyla, önceden polimerize edilerek 1-20µm büyüklüğünde partiküller elde edilecek şekilde, öğütülen mikrofil kompozit rezin partikülleri monomer matrikse eklenmiştir. Böylece, organik doldurucu miktarının artırılması ve partiküllerin polimer matrikse kimyasal yolla bağlanması sayesinde özellikleri iyileştirilmiş heterojen kompozit rezinler elde edilmiştir (7, 8, 11, 12).

Kompozit rezinler polimerizasyon şekillerine göre; kimyasal polimerize olan, ışıkla polimerize olan ve hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler şeklinde sınıflandırılmaktadırlar. Kompozit rezinler, dimetakrilat monomeri içerir ve bunlar serbest radikaller tarafından başlatılan ilave polimerizasyon reaksiyonu ile polimerize olurlar. Serbest radikaller kimyasal , ışık veya ısı gibi dış enerjiler ile aktive edilebilirler (7).

Kimyasal polimerize olan kompozitlerde; polimerizasyon, her biri hacimsel olarak yarı yarıya organik monomer ve doldurucu içeren başlatıcı ve hızlandırıcı iki patın karıştırılmasıyla başlar. Patlardan birinde polimerizasyonu başlatan benzoil peroksit, diğerinde ise, polimerizasyonu hızlandıran tersiyer amin aktivatör bulunur. İki pat karıştırıldığında benzoil peroksit tersiyer aminle reaksiyona girer ve polimerizasyonu başlatır. Bu tür rezinlerde, kavitenin en derin bölgesinden vücut ısısına bağlı olarak başlayan ilk sertleşme ile, kavitenin merkezine doğru bir büzülme görülür. Kimyasal polimerize olan kompozitler; pat + likit, pat + pat, toz + likit sistemlerinin karıştırılmasıyla sertleşme reaksiyonlarını başlatırlar. Bu tür rezinlerin, içerdikleri tersiyer aromatik aminlerin ağız ortamında kimyasal farklılığa uğraması sonucu, renklerinde değişimler oluşmuştur (2, 7, 10, 12).

Işıklı polimerize olan kompozitlerin; 1970'li yılların başında kullanıma sunulan türünün polimerizasyonunda ultraviyole ışık ve başlatıcı olarak da benzoilalkileter kullanılmıştır. Bununla beraber, polimerizasyon derinliğinin yetersizliği, hasta ve hekime zararlı olabileceği düşüncesiyle ultraviyole ışık yerine görünür ışıkla polimerizasyon sistemi, günümüzde yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (2, 7, 8, 10). Polimerizasyonun başlaması için, görünür mavi ışığın 410-500nm (nanometre) dalga boyunda ya da en az 300mW/cm<sup>2</sup> gücünde olması gerekmektedir. Bu tür kompozitlerde, ışığı emerek polimerizasyonu gerçekleştiren başlatıcılar bulunmaktadır. Tek pat halindeki

kompozitlerde ışık emici olarak kamforokinon (CQ) ve hızlandırıcı olarak da alifatik amin bulunmaktadır. Işığın etkisiyle CQ harekete geçerek serbest radikalleri oluşturmaktadır. Polimerizasyonları ışık ile başlatılan rezinlerde büzülme, ışık kaynağına doğru oluşmaktadır (7, 8).

Hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan kompozitlerde; doldurucu partiküller ve renk verici ajanlar materyalin sadece 1-2mm'sinde ışığı absorbe edebilirler. Eğer kompozit rezinin kalınlığı 1,5-2 mm'yi aşarsa ve koyu renkte bir kompozit kullanılırsa görünür ışığın yoğunluğu polimerizasyon için yetersiz kalabilmektedir. Işığın interproksimal alanlara ulaşması ve polimerizasyonun ideal ölçütlerde gerçekleşebilmesi için hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan kompozit rezinler (Dual cure) geliştirilmiştir. İki pat halinde karıştırıldıktan sonra uygulandıkları bölgelerde, polimerizasyon önce ışık ile başlatılmaktadır. Işığın ulaşmadığı bölgelerde polimerizasyon, kimyasal olarak tamamlanabilmektedir (7, 8).

Bitirme işlemi sırasında, tam olarak polimerize edilmiş kompozit rezinin yüzeyi sert olduğu için, bazı güçlüklerle karşılaşmaktadır. Bu sorunu azaltmak amacıyla, ışık başlangıçta filtre edilip polimerizasyon bir ölçüde engellenerek çok sert olmayan bir kompozit elde edilir ve bitirme işlemi kolayca gerçekleştirilir. Daha sonra filtre çıkartılarak kompozit rezin tam olarak polimerize edilir. Bu işleme aşamalı polimerizasyon (Staged-cured) adı verilmektedir (7, 8).

Kompozit rezinler viskozitelerine göre; kondanse olabilen ve akışkan kompozit rezinler şeklinde sınıflandırılmaktadırlar.

Kondanse olabilen kompozitlerin; inorganik doldurucu partikül miktarı artırılarak viskoziteleri arttırılmıştır. Bu tür kompozitlerde, doldurucu partiküller hibrit kompozitlere oranla daha büyük olduğu için bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra pürüzlü yüzey oluşma riski fazladır. Ancak, temas noktalarının ideale yakın oluşturulabilmesi, kazıma işleminin yapılabilmesi, kaviteye basınç uygulanarak daha kolay yerleştirilebilmesi gibi nedenlerle, özellikle II. sınıf kavitelere başarıyla kullanılabilceği iddia edilmektedir (7, 13, 16, 17).

Akışkan kompozitler ise; düşük viskoziteli hibrit rezinlerdir. Kavite duvarlarına adaptasyonları daha iyi olup, doldurucu partikül miktarı az olduğu için aşınmaya karşı düşük dirençlidirler. Pit ve fissür örtücü olarak kullanılabilen bu tür rezinlerin; dentin duyarlılığının giderilmesinde, restorasyonların kenar kırıklarının onarımında, servikal lezyonlarda, mine defektlerinde, girişin zor olduğu kavite ve mikrokaviteelerde başarıyla

kullanılabileceği yapılan çalışmalarla gösterilmiştir. Bazı araştırmacılar, akışkan kompozitlerin özellikle proksimal kaviteelerde kondanse olabilen kompozit rezinlerin altında stres kırıcı işlevi gördüğünü belirtmişlerdir. Kondanse olabilen kompozitlerin kaviteye yerleştirilmesinden önce bu tür rezinlerin kavite duvarlarına uygulanması ile daha iyi bir adaptasyon sağlanacağı bildirilmiştir (7, 13, 16, 17).

Son yıllarda, monomer yapısı ve doldurucuların geliştirilmesiyle ilgili yapılan araştırmalarda, kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerinde gözle görülür ilerlemeler kaydedilmektedir (18).

1990'lı yıllarda polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacıyla Spiroortokarbonat (SOC) monomerler; dimetakrilat rezinler veya epoxy (oxirane) rezinlerle birlikte kullanılmıştır. Rezin sistemlere eklenmiş olan SOC monomeri sayesinde, aralanma ve büzülme stresinin, geleneksel rezinlere göre daha az olacağı bildirilmiştir (18).

Konuyla ilgili yapılan araştırmalarda, epoxy-polyol ilave edilen kompozitlerde hacimsel aralanmanın, geleneksel kompozitlerin yarısı kadar olduğu ancak, dayanıklılık ve sertliğin değişmediği belirtilmiştir. Bununla birlikte, polyol'ün doğal hidrofilik özelliğinden dolayı, bu rezinlerin su emiliminin daha yüksek olduğu bildirilmiştir (18).

Bazı üretici firmalar, epoksi kökenli sistemleri daha da geliştirerek dişhekimliğinin kullanım alanına sunmuşlardır. Bu yöntemle üretilen kompozit rezinler; iki adet oxirane monomeri ile birlikte katyonik başlatıcılı ışıkla polimerize olan polyol'den küçük bir miktar içermektedir. Siloxane kökenli oxirane molekülleri, katyonik polimerizasyona sahiptirler. Bu kompozit rezinlere zirkonya silika ilave edildiğinde, posterior kompozitlere yakın mekanik özellikler göstermektedirler. Ayrıca bu tip kompozitlerin hacimsel aralanma oranı, geleneksellerin yaklaşık yarısı kadardır. Bu düşük aralanmanın nedeninin, oxirane'ın dairesel genişlemesi olduğu düşünülmektedir. Oxirane'ın bu özelliği içeriğindeki kovalent bağlardan kaynaklanmaktadır. Bu materyalin büzülme stresinin 1.0 MPa' dan düşük olması, polimerizasyonun yavaş seyretmesine bağlıdır. Bu tip kompozitlerin gelecekteki modifikasyonları, kinetik özelliklerinin ve aşınma dirençlerinin artırılmasına imkan sağlayacaktır. Bunlar da uzun süreli klinik değerlendirmelerle ortaya çıkacaktır (18).

Kompozit rezinlerin büzülme stresini düşürmek için yapılan çalışmalarda; içine TEGDMA eklenmiş BIS-GMA / UDMA rezinleri yerine, doymamış vinil siklopropan (VCP) monomerleri kullanılmıştır. Bu sayede gerilme direnci ve aralanmada önemli oranda (% 25) azalma olduğu bildirilmektedir (18).

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu ve sertliğini arttırmak amacıyla yapılan araştırmalarda ise, çoklu metakrilat komonomer olan MSAA (Metakrilat derivative of styrene-allyl alcohol) % 20 oranında kullanılmıştır. % 62 oranında doldurucu içeren bu tip kompozitler, polimerizasyon büzülmesini % 20 oranında azaltırlar (18).

Polimerizasyonu güçlendirilmiş rezinlerin ilavesiyle kompozit rezinlerdeki büzülmenin azaltılması amaçlanmıştır. Bu sayede daha düşük polimerizasyon büzülmesi (% 10-15), basınçlara karşı yüksek dayanıklılık ve daha az su emilimi sağlanmıştır. Düşük su emilimi hidroksil gruplarının olmamasından, sertliğin yüksek olması ise kovalent bağlar ile bağlı 5 fenil halkasından kaynaklanmaktadır. Geleneksel kompozit rezinlerin bu tip rezin sistemlere oranla daha düşük sertlik, elastiklik modülü ve aşınma direnci gösterdiği bildirilmektedir (18).

Kompozit rezinlerin yapısına, sertlik derecesini arttırmak için, monometakrilatlar ilave edilmektedir. Bu monometakrilatlar benzilmetakrilat ve lauril metakrilatlardır. Ayrıca, propanol ve diasetil gibi zincir taşıma ajanlarının eklenmesiyle, BIS-GMA ve UDMA rezinlerinin fiziksel özelliklerinde % 80'den %90-98'e kadar artış sağlanmıştır. Kompozit rezinlere belirli bir miktarda (en fazla % 16) aldehit ya da keton katıldığında ise, fiziksel özelliklerin ve aşınma direncinin arttığı bildirilmiştir (18).

Dental kompozitlerin organik ve inorganik hibrit moleküllerinin geliştirilmesiyle üretilmiş Ormoserler; çok fonksiyonlu üretan ve tioeter metakrilat alkoksisilanez esaslı materyallerdir. Radyolojik değerlendirmelerde mineden daha opak görülebilmeleri için içerdikleri silikon ile zirkonyum yer değiştirmiştir. Organik matriks içine özel cam doldurucuların ilave edilmesiyle daha viskz bir restoratif materyal elde edilmiş ve dişhekimliğinin kullanımına sunulmuştur. Ormoser esaslı materyallerin; ağrılık oranı % 77, hacim oranı % 61 ve boyutu 1-1,5µm olan doldurucu içerdiği bildirilmiştir (19).

BIS-GMA ve benzer yapıların su emilimi, sertliği ve cam geçişleri hakkında yapılan çalışmalarda, merkezdeki metil gruplarına flourine'in eklenmesiyle emilim % 10 oranında azalmaktadır. Flourine'li polimerler daha az sertlik gösterirler ve su tutulumunda daha stabildirler (18).

Benzer bir çalışmada, kompozitlerin esas monomeri olan BIS-EMA ile florlu TEGDMA birlikte kullanılmıştır. Florlu TEGDMA'nın daha fazla hidrofobik seyreltilmiş komonomerlerinden dolayı, sınırlı bir başarıya sahip olduğu belirtilmiştir. Bu kompozit

rezinler geleneksellerle karşılaştırıldığında, su emilimleri daha düşük olup etanol çözücülere karşı daha az dirençlidirler (18).

Kompozit rezinlerin su emilimini azaltmak amacıyla yapılan çalışmalarda, UDMA'nın esas yapısıyla, UDMA analoglarının fenoksimetil gruplarının periferdeki alifatik gruplarıyla yerdeğiştirmesi üzerine ağırlık verilmiştir. Bu rezinler geleneksel UDMA'larla kıyaslandıklarında, % 10-30 oranında daha az su emilimine sahiptirler. Bununla birlikte daha az elastik dayanıklılık gösterirler. Düşük viskozitelerinden dolayı, komonomer olarak bu monomerlerin kullanılması tavsiye edilir (18).

Ayrıca son yıllarda kompozit rezinlerin yapısıyla ilgili yapılan çalışmalarda, rezinlerin yapısında bulunan moleküllerin antibakteriyel kısımlarına MDPB (Metakrililoksidodesilpiyridinyum bromit) eklenerek yeni bir monomer elde edilmiştir. MDPB içeren kompozitler, streptococcus mutansların gelişimini inhibe ederken, rezinin sertleşme derecesinde ve diğer özelliklerinde herhangi bir azalmaya neden olmamaktadır. Marjinal örtülmenin yeterince sağlanamamasından dolayı rezin kompozitlere ilave edilen antibakteriyel ajan içeren adezivlerin, restoratif dişhekimliğinde kullanımlarının çok önemli olduğu belirtilmektedir (18).

Aşırı madde kaybına uğramış dişlerde remineralizasyonun sağlanması işlemlerinin yerini alabilecek biyomateryallerin geliştirilmesi için, yoğun çalışmalar yapılmaktadır. Kavitesiz lezyonların remineralizasyonlarında florit uygulaması yöntemi sıklıkla kullanılmaktadır. Bununla beraber, kronik lezyonların temizlenmesi sonrasında, diş yapısında sürekli bir remineralizasyon görülmeyebilir. Kompozit rezinlere, remineralizasyonu arttırmak ve biyoaktif örtücü gibi görev yapması için, kalsiyumfosfat eklenir. Böylece kompozit rezinlerden, dayanıklılığı ve stabilitesi düşük olan kalsiyum ve fosfat iyonları salınır (18).

Son yıllarda, cam formundaki doldurucularla karıştırılarak sertliği artırılmış amarfoz kalsiyumfosfat (ACP) esaslı biyoaktif polimerik kompozitler tanımlanmıştır. ACP içinde bulunan dağıtıcı ajan olarak görev yapan zirkonilmetakrilat; BIS-GMA, TEGDMA ve HEMA rezinlerinin yapısında da bulunmaktadır. Dolgunun dayanıklılığını arttırmak için, ACP içine zirkonil klorit ve tetraetoksilan gibi cam formundaki elementler eklenmiştir. Bu materyaller, kompozit rezinlerin diğer özelliklerinin artırılması ve remineralizasyon potansiyellerinin devam ettirilmesi için geliştirilmektedir (18).

Günümüzde rezin matrikslerin, radyoopaklığı ve ideal polimerizasyonu için molekül ilavesiyle ilgili çalışmalar mevcuttur. Bu araştırmaların sonucunda polimerlerin kullanımı oldukça yaygınlaşacak, üretici firmalar ve araştırmacıların buluşlarına diğer endüstri kolları da dahil olacaktır. Gelecekte polimer adezivler ve örtücülerin dolduruculuğundan çok, materyallerin antibakteriyel etki, radyoopaklık, sertlik, dayanıklılık, aşınma direnci ve estetik özelliklerinin geliştirilmesine yönelik çalışmaların yapılması gerekmektedir (18).

## CAM İYONOMER SİMANLAR

Dişhekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin, diş sert dokularına adhezyonu önemlidir. Bu nedenle ideal bir restoratif materyal, diş dokularının fiziksel özelliklerine benzer nitelikler taşımali, bunun yanısıra dentin ve mineye iyi bağlanmalı, ağız ortamında yapısal değişime uğramamalıdır. Restoratif dişhekimliği alanında uzun süredir yer alan ve ilk olarak 1970'li yılların başından bu yana çeşitli yapısal değişimler geçirerek farklı isimler ve endikasyonlarla karşımıza çıkan cam iyonomerler; silikat simanların flor açığa çıkarma özelliği ile polikarboksilat simanların diş yapısına kimyasal bağlanma özelliğinin birleştirilmesiyle geliştirilmiş ve dolgu maddelerinin özelliklerine yeni bir boyut getirmiştir. Esas itibariyle ASPA (Alümino silikat poliakrilik asit) adı altında ortaya çıkarılan bu simanlar, geliştirilmiş formüllerinde kalsiyum-floro-alümino-silikat cam tozları ve poliakrilik asidin akıcı solüsyonu, itakonik asit, maleik asit ve tartarik asit içeren birleşimden meydana gelmektedir (2, 7, 20, 21, 22, 23, 24, 25, 26, 27, 28).

Cam iyonomerlerin sunumları genel olarak; alümino-silikat cam partiküllerini içeren toz kısmı ile poliakrilik veya polimaleik asit, tartarik asit ihtiva eden likit kısmı şeklindedir. Bazı ürünler yine toz ve likit şeklinde sunulsalar da toz kısmı, hem iyonize olabilen cam partiküllerini hem de kurutulmuş ve toz haline getirilmiş poliasitleri birlikte içermekte ve likit kısmı için sadece distile su kullanılmaktadır. Alümino-silikat cam tozunun silikat siman tozundan farkı, yapı elemanlarının farklı oranlarda bulunması ve karbon asidi polimerlerine karşı oldukça fazla reaksiyon oluşturma özelliğidir. Silikat tozları; bir karbon asidi polimeri ile siman oluşturamazlar, çünkü tozun reaksiyon oluşturma özelliğinin yetersizliği, sertleşme süresinin çok uzun olmasına yol açar. Alümino-silikat



cam tozunun elde edilmesi için öncelikle; içinde %29 silisyum-oksit, %16.6 alüminyum-oksit, %5 karyolit, %5.2 alüminyum-florür ve %9.9 alüminyum-fosfat bulunan bir karışım, 950°C'nin üzerindeki bir ısıda eritilir. Isı genellikle 1050-1350°C arasında olmalıdır. Erimesinden sonra cam, içinde bulunduğu kaptan akıtılarak hava veya su veya hava-su birlikte kullanılarak hızlı bir şekilde soğutulur (2, 26, 28).

Cam iyonomerlerin bir diğer şekli ise, kapsül formudur ve kullanım esnasında kapsülün bir bölmesinde açılan delik sayesinde, kapsül bünyesindeki poliasit ve cam partiküllerinin bir araya gelerek bir vibratör sayesinde homojen olarak karışmaları sağlanmaktadır (26).

Cam iyonomerler; florit salınımı ve antibakteriyel etki, diş sert dokularına kimyasal bağlanma ve çürük önleyici etkisi dışında, pulpaya biyolojik uyumu, termal genişleme katsayısının dişe yakın olması, sıkışma özellikleri ve gerilme dirençlerinin yüksek olması, düşük viskozite, asitlere direnç, minimal kavite preparasyonu gerektirmesi ve ağız ısısında çalışma olanağı gibi özelliklere sahiptirler. Bu nedenle yaşlılarda ve çürük aktivitesi fazla olan kişilerde, kök yüzeylerindeki çürüklerin giderilmesi için açılan kavitelerde, dentin desteğinden yoksun mine dokusunun altında, fazla yük binmeyen sürekli dişlerdeki I. sınıf kavitelerde, II. ve III. sınıf slot ve tünel kavitelerde, estetiğin önemli olmadığı III. ve V. sınıf kavitelerde, idiopatik kökenli servikal erozyon ve abrazyon lezyonlarında sıklıkla kullanılmaktadırlar. Bunun yanı sıra, eksik dolguların onarımı ve kor yapımında, süt dişlerinde sürekli restorasyon materyali olarak, kron-köprülerin yapıştırılması ve özellikle kompozit dolgular altında kaide maddesi olarak çok yönlü kullanımları sözkonusudur (6, 7, 20, 21, 22, 25, 26, 27, 29, 30, 31).

Cam iyonomer simanların flor içerme, ortama serbestleyebilme ve ağız ortamından aldığı floru depolayabilme özelliği, sadece sertleşme reaksiyonu süreci ile sınırlı değildir. En yüksek düzeydeki salınım, materyalin ağızda yer almasını izleyen 1 hafta içinde gerçekleşir, ancak iyon serbestlemesi daha sonra da azalan miktarlarda devam eder (26, 32).

Uzun yıllardan beri diş hekimliğinde kullanılan cam iyonomer simanların florit iyonu açığa çıkarmaları nedeniyle dişleri sekonder çürük oluşumuna karşı dirençli hale getirdikleri, diş yapısının çözünürlüğünü azalttıkları ve asitlere karşı dirençli hale getirdikleri çok sayıda araştırmada gösterilmiştir. Cam iyonomer simanlardan salınan florit iyonu mine kristallerine yerleşerek minenin çözünürlüğünü azaltmaktadır. Bu sayede florit

iyonu remineralizasyon olayında rol almakta ve var olan demineralize alanların remineralizasyonuna katkıda bulunmaktadır (27, 32, 33, 34, 35).

Cam iyonomer simanların antibakteriyel etki mekanizması tam olarak bilinmemekle beraber, bu etkinin simanın düşük pH'sından veya florit salınımından dolayı olabileceği düşünülmektedir. Bunun yanında, bakteri inhibisyonunda stronsiyum, çinko ve alüminyum gibi iyonların da etkili olabileceği bildirilmiştir (36, 37).

Bu konu ile ilgili yapılan araştırmalar sonucunda, tüm cam iyonomer simanların farklı derecede antibakteriyel etkiye sahip olmalarıyla beraber, antibakteriyel etki derecelerinin materyale ve mikroorganizmaya bağlı olarak değişiklik gösterebileceği iddia edilmektedir (36, 37).

Materyalin mine, dentin ve metal gibi reaktif yapılara tutunabilme özelliği ise, çekici kuvvetlerin yapı içinde elektrostatik olarak bulunması sonucu gerçekleşir. Bu nedenle cam iyonomer simanlar, işlem görmemiş dentin ve mine yüzeylerine kimyasal bağlanma mekanizmasıyla tutunabilirler. Ancak yüzey hazırlayıcılarla hazırlık yapılmasının tutuculuğu arttırdığı (en fazla poliakrilik uygulaması ile) bildirilmekte ve üretici firmalar tarafından tavsiye edilmektedir (26).

Cam iyonomer simanın dişe bağlanması, yapısındaki karboksilik asit grubunun, dişin yapısındaki kalsiyum ile reaksiyona girmesi şeklindedir. Dentine bağlanma kuvvetinin mineye oranla daha düşük olmasının nedeni, dentin yapısındaki inorganik materyalin daha az olmasıyla açıklanabilir. Poliakrilik asit, mine veya dentindeki kalsiyum fosfat ile polar bağ oluşturarak mikromekanik bağlantıya katkıda bulunur (25, 38).

Kimyasal sertleşen cam iyonomer siman ile dentin arasında iyon değişimi olabilmesi için, bu iki yapı yakın bir birleşim içinde bulunmalı ve aralarında kontaminasyon olmamalıdır. Dentine poliakrilik asit uygulanması, dentin yüzeyinin ıslanabilirliğini arttırdığı gibi, hidrojen bağ oluşumunu sağlar ve siman ile iyonik değişimi kuvvetlendirir. Poliakrilik asit, zayıf asit olmasına rağmen mineyi pürüzlendirme ve kalsiyum-fosfat iyonlarını uzaklaştırabilme kapasitesine sahiptir. %10'luk poliakrilik asitin 10-15 saniye uygulanmasını takiben yıkanıp kurutulması tavsiye edilmektedir. Sistemdeki su miktarı çok azaldığında ise, gerçek bir cam iyonomer simandan bahsedilemez. Çünkü su, iyon değişimi için gereklidir. Bu nedenle diş aşırı derecede kurutulmamalı, ancak kavitedeki mevcut su uzaklaştırılmalıdır. Çünkü, poliakrilik asit içerisindeki fazla su sertleşme reaksiyonuna zarar verecektir (39, 40).

Sertleşme reaksiyonunun başlangıcında, simanda kalsiyum poliakrilat zinciri oluşurken, hızlı bir şekilde kalsiyum iyon salınımı olur. Bu zincir oldukça zayıf ve suda çözünürlüğü fazladır. Karıştırmanın başlangıcından itibaren ilk 4-6 dakika arasında simanda erken sertleşme başlar. Eğer restorasyon yapımı sırasında matriks uygulanmışsa, bu süre içinde uzaklaştırılır. Bir sonraki safha; alüminyum iyonlarından alüminyum poliakrilat zincirinin gelişmesidir. Bu safha, simanın direncini kazandığı faz olarak kabul edilmektedir. Reaksiyondaki zincir oluşumu devam ettikçe, temasta olduğu diş yapısındaki kalsiyum ve fosfat iyonları da reaksiyona katılır. Her ne kadar kimyasal sertleşmenin ve çevreden su alınımına karşı direncin karıştırmadan itibaren 5-6 dakikada oluştuğu ifade edilse de, kimyasal reaksiyonun 2 hafta kadar daha devam ettiği belirtilmektedir. Matriks uzaklaştırılmasını takiben suya dirençli, vernik uygulanmalıdır. Bu amaçla daha çok düşük viskozitede, ışıkla sertleşen bonding ajanlar tercih edilmektedir (39, 40).

Cam iyonomer simanların biyolojik uygunluğu ele alındığında; kavite tabanında kalan sağlıklı dentin kalınlığına bağlı olarak, tolere edilebilecek düzeyde reaksiyon oluşturduğu ve bunun da 24 saatlik bir süre içinde ortadan kalktığı bildirilmektedir. Bu konuda rol oynayan önemli faktörlerden biri toz/likit oranıdır. Firmalar tarafından önerilen oranların uygulanması, istenmeyen post-operatif hassasiyetlerin önlenmesi açısından önemlidir (26).

Bunun yanında kron ve köprülerin yapıştırılmasında kullanılan cam iyonomerlerin, diğer tiplere oranla daha uzun süreli reaksiyon oluşturması söz konusu olabilir. Ancak bu reaksiyon da, geri dönüşümlüdür. Geleneksel cam iyonomer simanlar, toz ve likitin karıştırıldığı ilk anda çok asidiktir. Bu yüzden, pulpa irritasyonlarına ve postoperatif hassasiyetlere neden olmaktadır. Karıştırma anındaki pH yaklaşık 1 iken, zamanla 4-5'e çıkabilir. Son pH değeri ise 6,7-7 civarındadır. Asit gruplarının, difüzyon kabiliyeti sınırlı olan polimer moleküllerle birleşmesinden dolayı, materyalin uygulandığı bölgede, başlangıçtaki düşük pH'nın potansiyel pulpa etkileri en aza indirilmiş olur. Dentin tübüllerindeki sıvılar, cam iyonomer simanla direkt temasta olduğunda, bu simanlardaki iyonların yüksek konsantrasyonda olmasından dolayı, dentin sıvısı simanın içine doğru hızlı bir şekilde difüze olmaktadır. Bu durum pulpadaki odontoblastlara yakın basınç reseptörlerinin duyuşal değişikliklerinin artmasına, pulpal hassasiyetin ve ağrıların oluşmasına neden olmaktadır (8). Kavite tabanında kalan dentin kalınlığından şüpheleniliyorsa, pulpaya yakın bölgelerin kalsiyum hidroksit ile örtülmesi ve böylece

materyalin yapısındaki poliasitlerin etkisinin önlenmesi söz konusu olabilir. Bununla beraber, yeterli dentin kalınlığının varlığında veya sklerotik dentin dokusunun bulunması halinde, cam iyonomer simanlar kaviteye direkt olarak uygulanabilirler (26).

Bu materyallerin başka bir özelliği ise, dış etkenlere ve ısı değişimlerine karşı diş dokularına yakın davranış sergilemeleri (genleşme vb.) ve bu sayede kayba uğramış diş dokularının (özellikle dentin dokusunun) karşılanması amacıyla kullanılabilmesidir. Bu özellikleri, materyalin tek başına ya da sürekli restorasyon materyalleri ile birlikte uygulanmasında da avantaj sağlayabilmektedir. Cam iyonomerlerin ayrıca kompozit rezin veya amalgam dolgu maddeleriyle uyumu da, sandiviç tekniği veya tünel kavite tekniği gibi metodların uygulanmasına imkan vermektedir (26).

Cam iyonomerlerin sergiledikleri pek çok olumlu özellikler yanında, bazı dezavantajlara da sahip oldukları bildirilmektedir. Cam iyonomerlerin kırılma dirençleri oldukça düşüktür. İki bölümden oluşan materyal, yerleştirilmeden önce karıştırıldığı için porözite oluşumu kaçınılmazdır. Bu yüzden kırılmaya eğilimlidirler. Sertleşme reaksiyonunun erken döneminde suyla kontamine olması simanda porözite oluşmasına, daha sonra da renkleşme ve çözünürlüğe neden olabilir. Materyalin gerilme ve sıkıştırma dirençlerinin düşük olması da önemli bir problemdir. Bu yüzden yapılan çalışmalarda, cam iyonomerler için en uzun dayanma süresinin, III. ve V. sınıf kaviteler gibi düşük stres altındaki alanlarda ortaya çıktığı bildirilmiştir (6, 20, 25, 32).

Cam iyonomer simanlar yapılarındaki poliasit ve cam formunun çeşitlendirilebilmesi esasına dayanarak geliştirilmekte ve bir çok alanda kullanılmaktadırlar. İçerdikleri toz likit oranına ve uygulama alanlarına göre üç grupta incelenirler:

Tip I: düşük miktarda toz içeren ve ince partiküllü olan bu simanlar, kron-köprülerin yapıştırılmasında kullanılırlar.

Tip II<sub>a</sub>: yüksek miktarda toz içeren ve daha üstün fiziksel özelliklere sahip olan bu simanlar, belirgin bir ışık geçirgenliğine sahip oldukları için estetiğin önemli olduğu durumlarda dolgu maddesi olarak kullanılmaktadırlar.

Tip II<sub>b</sub>: yüksek miktarda toz içeren ve daha dayanıklı olan güçlendirilmiş bu simanlar, estetiğin önemli olmadığı fakat dayanıklılığın önemli olduğu durumlarda dolgu maddesi olarak kullanılmaktadırlar.

Tip III: Akıcı olmaları için toz oranları düşük tutulmuş, fiziksel özellikleri zayıf olan bu simanlar, kavite taban maddesi, pit ve fissür örtücü olarak kullanılırlar (6, 7, 26, 32, 35, 41).

Yapıştırma simanı olarak kullanılanlar, önerilen oranlarda hazırlandıklarında sürekli restorasyon materyali ve kaide maddesi olarak kullanılan cam iyonomerlerden daha akışkan kıvamdadırlar. Dolgu maddesi olarak kullanılanlar; uygun ısıl genişleme katsayısı, florit salınımı ve kimyasal bağlanma avantajlarına karşın aşınma ve kırılma kuvvetlerine dayanıksızdırlar. Kaide materyali olarak kullanılanlar ise, diğerlerinden daha çabuk sertleşirler (7).

Cam iyonomer simanlar yapısal farklılıklarına göre de:

- Geleneksel

- Metalle güçlendirilmiş (sermet)

- İyonomer ile polimer yapılarını birlikte içeren (rezinle modifiye cam iyonomer ve poliasit modifiye kompozit) restorasyon materyalleri olmak üzere üç grup altında toplanırlar (6, 21, 26, 42).

Geleneksel cam iyonomer simanlar, günümüzde toz ve likit şeklinde kullanıma sunulmuştur. Toz, bazik flor-almüno silikat cam tanecikleri, likit ise poliakrilik asit, akrilik-itakonik asit ve akrilik-maleik asit kopolimerlerinin karışımıdır. Bu asitler polielektrolitler ve genel olarak polialkenoik asitler adı altında gruplandırılırlar. Polialkenoik asitlerin polialkenoat tuzlarını oluşturması nedeniyle cam iyonomer simanlara polialkenoat siman adı da verilir. Son yıllarda likit karışımına polivinil fosforik asit de eklenmiştir. Likit içerisinde ayrıca tartarik asit bulunur. Tartarik asit sertleşme reaksiyonu sırasında cam partiküllerinin çözünme hızını kontrol ederek yeterli çalışma zamanı sağlar ve daha sonra simanın ani sertleşmesini gerçekleştirir. Toz ve likit karıştırıldığında, toz kısmında yer alan iyon açığa çıkarabilen cam partiküllerinin likit kısımdaki poliasit yapıyla bir araya gelmesi sonucu, sertleşme reaksiyonunun esasını oluşturan asit-baz reaksiyonu meydana gelir. Bu reaksiyon esas olarak materyalin sertleşmesini mümkün kılar (7, 20, 21, 26).

Başlangıçta polialkenoik asitler silikat cam taneciklerinin dış yüzeyini çözerek kalsiyum, alüminyum ve florit iyonlarının salınmasına neden olur. Daha sonra çift değerli kalsiyum iyonları asitlerin iyonize karboksil gruplarına şelasyon reaksiyonu ile bağlanır. Likit içerisinde doğal olarak bulunan ve asit-baz reaksiyonu başlayınca ortaya çıkan suyun etkisi ile polialkenoik asit tuzlarını içeren tuz matriks oluşur ve cam taneciklerinin yüzeyi

silika hidrojele dönüşür. Sertleşme reaksiyonu tamamlandıktan sonra da varlığını devam ettiren hidrojel, hem siman içinde hem de siman ile çevresi arasında iyon alışverişinin gerçekleşmesini sağlar. Yaklaşık 24-72 saat içinde kalsiyum iyonları alüminyum iyonları ile yer değiştirir, güçlü çapraz bağlar oluşur ve cam iyonomer siman daha dayanıklı bir yapı kazanır. Bu sırada polialkenoik asitlerin karboksil gurupları, diş yüzeyindeki kalsiyum iyonlarına da şelasyon ile bağlanır. Tüm bu reaksiyonlar sonucunda diş ile restoratif madde arasında kimyasal bir bağlanma oluşur (6, 7, 21, 26, 32).

Geleneksel cam iyonomer simanlar diş etinde irritasyona neden olmazlar. Isısal genleşme katsayıları ve ısı iletkenlikleri diş dokuları ile uyumludur, aşınma ve kırılmaya karşı dirençleri düşüktür. Kompozit rezinler kadar estetik olmayan bu simanlar antikaryojenik özellik gösterirler. Florit salınımı ile sekonder çürük oluşumunu önlerler. Siman ile mine dokusu arasında kimyasal bağlanmadan kaynaklanan moleküler temas, iyon alışverişini kolaylaştırır ve florit salınımı gerçekleşir. Florun simandan difüzyon yolu ile de salındığı bilinmektedir. Florit, cam iyonomer simandan ilk hafta maksimum düzeyde salınır, 2-3 hafta içinde azalır ancak, flor etkisi yaklaşık 18 ay süreyle devam eder. Florlu diş macunları, ağız gargaraları ve topikal flor uygulamaları, flor içeriği azalan cam iyonomer simanı destekler ve florun simanda depolanmasını sağlar. Dentin dokusunun 35-50µm derinliğine kadar ilerleyen flor, bakteri difüzyonu ve demineralizasyon için suni bir dentin bariyeri oluşturarak çürük önleyici etkisini gösterir. Kök yüzey çürüklerinin remineralizasyonu için gerekli flor miktarı, mine dentin çürüklerinin remineralizasyonu için gerekli olandan daha fazladır. Cam iyonomer simanlardan hem mine, dentin hem de kök yüzey çürüklerinin önlenmesine yetecek miktarda florit salınabildiği iddia edilmektedir (7, 32, 43).

Geleneksel cam iyonomer simanların en önemli dezavantajları; kısa çalışma zamanı, sertleşme sürelerinin uzun olması, neme karşı duyarlı olması, asit/baz reaksiyonunu takiben aşınmaya ve kırılmaya karşı dirençlerinin düşük olması ve estetik özelliklerinin yeterli olmaması şeklinde özetlenmiştir. Bu nedenle arka grup dişlerde restoratif materyal olarak kullanılamayacağı belirtilmiştir. Ancak, son dönemlerde kullanıma sunulmuş olan geleneksel cam iyonomer simanların formülünde yapılan bazı değişikliklerle; mekanik dayanıklılığı ve aşınma direnci artırılmış, renk uyumu düzeltilmiş ve sertleşme süresi kısaltılarak klinik kullanıma daha uygun hale getirilmiştir. Kullanılan cam tozları benzer olmasına rağmen, bazı araştırmacılar poliakrilik asidin cama bağlanmasını arttırmak için itakonik

asit kopolimeri kullanmışlardır. Sertleşme oranını arttırmak için ise, az miktarda tartarik asit eklemişlerdir. Sonuçta, birçok üründe asit dondurulmuş ve cam tozuna eklenmiştir. Sertleşme reaksiyonu da tozun dilüe tartarik asit ya da suyla karıştırılmasıyla başlamaktadır (6, 7, 20, 26, 27, 44, 45).

Geleneksel cam iyonomer simanların, ilk sertliğe ulaşma süreleri 6 dakika ve yapı içindeki reaksiyonların final bitirme işlemleri yapılabilmesi açısından sonlanması için gereken süre 24 saat iken, günümüzde kullanıma sunulmuş modern cam iyonomer simanların ilk sertliğe ulaşma süreleri 2 dakika ve reaksiyonların bitim işlemleri için sonlanma süreleri 7-15 dakika şeklinde oldukça kısalmıştır. Bu da; hem materyalin nem teması ve su kaybına karşı korunması gereken sürecin kısalmasını, hem de daha kullanışlı bir hal almasını sağlamaktadır (26).

Geleneksel cam iyonomer simanlar dehidratasyona duyarlıdır. Hidrojelin su kaybetmesi ya da kurumması siman hacmini azalttığı için yüzeyde çatlaklar oluşur, aşınmaya karşı direnç düşer ve renklemeler ortaya çıkar. Tam sertleşmemiş simanın su ile teması ise, sıvı hareketleri sonucunda iyonların yıkanıp matriksten ayrılmasına yol açar. İyonların ayrılması simanın fiziksel özelliklerini olumsuz yönde etkiler, siman şeffaflığını kaybeder ve mat bir görünüm alır. Bu nedenle geleneksel cam iyonomer simanlar kaviteye yerleştirme sırasında ve sonrasında tükürükten korunmalı ve sertleşme sona ermeden hava ile temas etmemelidir. Matriks bandı siman sertleşmesini tamamladıktan sonra dıştan uzaklaştırılmalı, özellikle ilk 24 saat içerisinde nem ve hava ile teması önlemek için siman yüzeyi vernikler veya ışıkla polimerize olan bonding ajanlar ile kaplanmalıdır (7).

Cam iyonomer simanlarda başarısızlığa neden olan en önemli unsurlar, aşınmaya ve basınca karşı olan dayanıksızlıklarıdır. Geleneksel cam iyonomer simanların fiziksel, kimyasal ve mekaniksel özelliklerini iyileştirmek amacıyla toz ve likit içeriğinde bazı modifikasyonlar yapılarak farklı siman türleri geliştirilmiştir. Cam iyonomer simanlara farklı materyallerin eklenmesiyle dezavantajlarını ortadan kaldırma çalışmalarının tarihi, çok eskilere dayanmaktadır (7, 26, 46, 47).

Cam iyonomer simana, metal tozları ve liflerinin ilavesi direnci artırmaktadır. Metal ile güçlendirilmiş simanlar, esas yapıya boyutları 3-4µm olan gümüş partiküllerinin cam ile sinterlenmiş ve bütünleşmiş şeklinin parçacıklar halinde katılması sonucu oluşturulmuş materyallerdir. Yapılan araştırmalarda, en uygun metallerin altın ve saf

gümüş olduğu belirtilmiştir. Ancak, altının ekonomik olmaması araştırmacıları alternatif metaller denemeye yöneltmiştir. Başlangıçta, cam iyonmer simanın tozuna amalgamdaki gümüş-kalay alaşım partiküllerinin eklenmesiyle, kırılabilirlik veya fazla aşınma gibi dezavantajların giderilebileceği ileri sürülmüştür. Ancak, mevcut özelliklerinin amalgamın çok altında olması ve gümüş-kalay partiküllerinin matrikse iyi bağlanmaması nedeniyle, mucize karışım olarak da adlandırılan bu dolgu maddesinden beklenen sonuç alınamamıştır. Bu materyali geliştirmeye yönelik çalışmalar sonucunda, siman tozuna gümüş-kalay yerine gümüş-palladyum alaşım partikülleri eklenmiştir. Partiküllerin yüzeyindeki palladyum oksit tabakasının stabil ve şelasyon için reaktif olması, sorunu bir ölçüde çözmüş ve daha dayanıklı bir siman elde edilmiştir. Bu simanlara seramik ve metal kelimelerinin ilk hecelerinden türetilen sermet adı verilmiştir. Bu materyaller de kimyasal olarak sertleşirler. Toz ve likit şeklinin yanında kapsül formu da bulunmaktadır. Yapılarındaki katkı maddeleri nedeniyle gri tonlarda restorasyona imkan verirler. İlave edilen metal partiküllerin materyalin mekanik özellikleri üzerindeki olumlu etkisi arzu edilen düzeyde olmamakla beraber, yine de bazı uygulamalarda avantaj sağlamaktadır. Cam iyonmer simanları geliştirmek amacıyla yapılan bu değişikliklerden elde edilen başarının sınırlı olması sermet simanların, dayanak olacak veya kron restorasyonu yapılacak harap olmuş dişlerin restorasyonu, kor yapımı, simantasyon işlemleri ve kanal dolgusu olarak kullanılmasına yol açmıştır. Ayrıca süt dişlerinde ve tünel kavitelerde de kullanılabilirler (7, 20, 26, 46, 47, 48, 49).

Cam sermet simanlar, yüksek yoğunlukta asitlerle reaksiyona girerek birleşebilen, cam metal tozlarıdır. Cam tozlarının oluşumunda iyon açığa çıkarabilen, kalsiyum, alüminyum, flor, silikat camları kullanılmaktadır. Dişhekimliğinde kullanılan tüm soy metallerin, bu simanların yapısına katılması mümkündür. Sermet cam iyonmer simanlar, iki alt grupta incelenirler. Birinde gümüş partikülleri toz kısmına ilave edilmiş, diğerinde ise gümüş partikülleri ısı ve basınç altında eritilerek cam tozlarının içine yapıştırılmıştır. Bu iki alt grubun özellikleri ve performansları tamamen farklıdır (7, 21, 26, 46).

Yapıda bulunan metal parçacıkları, yüksek ısıda cama bağlanırlar. Bu reaksiyonu, diğer metal-cam tozu karışımlarından ayırmak gereklidir. 800 °C'de metal ve cam tozları basınç altında, atomik seviyede kimyasal bir karışım meydana getirirler. Oluşan yeni fazın öğütülmesi ile elde edilen toz taneciklerinin yapısı, farklı özellikler taşır. Örneğin, bu tozlar, cam iyonmer simanların üretiminde kullanılan cam tozlarına oranla, daha



yuvarlaktır. Bu yeni yapı sermet simanın daha iyi işlenmesini, daha az poröz ve daha yoğun bir kitle oluşturmasını sağlar. Ayrıca, kimyasal bağlanmış metal, basit karışımların aksine camdan kolaylıkla ayrılamayacağından, yapının aşınmaya karşı direncini de artırır (24, 46, 47).

Çeşitli çalışmalar sonucunda üretilen ve sermet simanlardan olan Ketac Silver; aşınma direnci, yüksek elastik modülü, diş yapılarıyla çok iyi bağlanması, geleneksel cam iyonomer siman kadar florit salınımı yapması, antikaryojenik özellik taşıması, hazırlama ve uygulamasının kolay olması, kısa sürede sertleşmesi ve civa içermemesi gibi olumlu özellikleriyle süt dişi restorasyonlarında iyi bir alternatiftir. Bu ürünün tozu; kalsiyum, alüminyum, flor, cam tozları ile saf gümüş parçacıklarının bir birleşimi olup, likidi ise 1/1 oranında hazırlanmış 37gr. akril asidi ve 54gr. sudan meydana gelmiştir. Karışımın rengini diş rengine yaklaştırması için cam tozuna %5 ağırlık oranında titanyumdioksit ilave edilmiştir. Bu işlem, rengin kalitesini ve dolgunun kullanım alanını olumlu yönde etkilemiştir. Gümüş sermetlerin tam olarak dişe benzer renkte olmadığı, ancak renk tonunun dişe amalgamdan daha yakın olduğu söylenebilir (24, 32, 45, 46, 47, 50, 51, 52).

Rezinele modifiye cam iyonomer simanlar; cam iyonomer ve polimerizasyonu ışıkla başlayan kompozit teknolojilerinin birleştirilmesinden yararlanılarak üretilmiş ve hem adeziv hem de çürük önleyici özelliğe sahip yeni bir restoratif materyal olarak dişhekimliğinde önemli gelişmelere yol açmıştır. Bu materyaller; cam iyonomerlerin likit kısmını oluşturan poliakrilik asit yapısındaki bazı değişiklikler sonucu elde edilmişlerdir. Bunlar %80 cam iyonomer siman ve %20 rezinden oluşur (51, 53, 54, 55). Geleneksel cam iyonomer simanların dezavantajlarını gidermek için, rezinele modifiye cam iyonomer simanların kimyasal yapılarına çok küçük miktarda hidrofilik monomerler, genellikle hidroksietil-metakrilat (HEMA), BIS-GMA, TEGDMA, UDMA, CQ gibi rezinler ilave edilmiştir. Bu gruba giren cam iyonomerlerin likit kompozisyonu üründen ürüne değişiklik göstermekle beraber genellikle; HEMA'nın akıcı solüsyonu, poliakrilik asit veya poliakrilik asidin kopolimeri, su ile bazı metakrilat grupları, tartarik asit ve fotoinitiyatörler içermektedir. Ancak, esas komponent HEMA'dır. Geleneksel cam iyonomer simanların aksine ışıkla polimerize olabilmeleri için poliakrilik asit modifiye edilmiştir ve daha önceki formülüne göre suda daha az çözünmektedir. Bu dezavantajı ortadan kaldırmak için ilave edilen ko-solvent olan HEMA, sertleşmiş olan simanın belli bir oranda su absorbe etmesine olanak tanımaktadır. Ancak bu olay simanın fiziksel olarak zayıflamasına neden

olur. Bu materyaller hem toz ve likit formunda, hem de kapsül şeklinde kullanıma sunulmuşlardır. Likit kısımlarındaki değişiklik dışında, toz kısmında yine radyopak flor-alümino-silikat cam tozları içermektedirler. Fotoaktif likit kısmı ise ışıktan etkilenmemesi için, koyu renkli şişelerde korunmaktadır (6, 7, 21, 26, 27, 35, 41, 56).

Kompomer, rezinle modifiye cam iyonomer siman, rezinle güçlendirilmiş cam iyonomer siman, hibrit iyonomer, rezin iyonomer, ışıkla sertleşen cam iyonomer siman, poliasit modifiye kompozit, rezin modifiye hibrit iyonomer, cam iyonomer/rezin restoratif materyal, ışıkla sertleşen tip II cam iyonomer siman, küçük partiküllü hidrofilik kompozit gibi çok değişik isimlerle tanıtılmışlardır. Bu durum isimlendirmede önemli karışıklıklara yol açmıştır. Araştırmacıların aynı materyalleri farklı yayınlarda, rezinle modifiye cam iyonomer siman, kompomer ya da ışıkla aktive edilen cam iyonomer restoratif ya da hibrit iyonomer olarak isimlendirdiği belirtilmiş ve istikrar sağlanması açısından, polimerizasyon şekillerini esas alan bir sınıflama yapılmıştır. Sertleşme reaksiyonu süresince önemli oranda asit-baz reaksiyonu gösteren materyaller rezinle modifiye cam iyonomer siman, cam iyonomer simanın gerekli komponentlerinden bir ya da ikisini içeren ancak karanlık ortamda asit-baz reaksiyonunu oluşturmayan materyaller de poliasit modifiye kompozit rezin olarak adlandırılmışlardır (6, 57).

Rezinle modifiye cam iyonomerlere, yapılarının metakrilat içeren ve polimerize olabilen bir karakter taşımasından ötürü, hibrit cam iyonomer simanlar adı da verilmektedir. Resin modifiye cam iyonomer simanlar, içeriklerindeki su kısmının, HEMA karışımı ile yer değiştirmesi sonucu polimerizasyonlarını hem kimyasal hem de ışıkla sertleşme reaksiyonu ile tamamlarlar. HEMA'nın polimerizasyonu için, formülüne suda eriyen ışık-başlatıcı/aktivatörler katılmıştır. Sertleşme reaksiyonları, cam iyonomer simanların bilinen asit-baz reaksiyonu ve HEMA ile diğer metakrilat gruplarının ışık ile polimerizasyonu veya hem ışık hem de kimyasal polimerizasyonu şeklinde gerçekleşmektedir (7, 26, 27, 41, 58).

Kimyasal sertleşme reaksiyonu; resin sertleşme sistemindeki toz ve likit kısımlarının karışması ile başlar. Toz ve likidin karıştırılmasını takiben asit-baz reaksiyonu başlar, ancak ışık verilmesiyle polimer yapıdaki matriks oluşur. Sertleşmiş simanda birbirinin içerisinde iki matriks mevcuttur; biri asit-baz reaksiyonu sonucu oluşan iyonik matriks, diğeri ise ışık ile polimerizasyona bağlı resin matrikstir (6, 21). Asit-baz reaksiyonu sonucunda kalsiyum ve alüminyum politer-hidrojel matriks, ışıkla

polimerizasyon sonucunda ise HEMA matriks oluşur. Asit-baz reaksiyonu su/HEMA karışımından dolayı, sadece su ile olan reaksiyondan çok daha yavaştır. Bu nedenle bu materyallerin başlangıç sertleşmeleri cam iyonomer simanların tipik asit/baz reaksiyonu sonucu değil, HEMA'nın polimerizasyonu sonucu oluşur. Işık ile sertleşme reaksiyonu; rezin sertleşme sistemindeki başlatıcının ışık aktivasyonu ile oluşur, yapı içindeki asit-baz reaksiyonu ise devam eder. Asit-baz reaksiyonu ve HEMA'nın yalnızca ışık ile polimerizasyonuna ikili, asit-baz reaksiyonu ve HEMA'nın hem ışık hem de kimyasal yolla polimerizasyonuna ise üçlü sertleşme yöntemi adı verilir. Bu yöntemlerde her bir reaksiyon türü, sertleşmiş dolgu maddesinin mekanik özelliklerini olumlu yönde etkiler. Resin ile güçlendirilmiş cam iyonomer simanlar, ışık ile aktive edilmedikleri takdirde de reaksiyona girerler ancak bu sertleşme reaksiyonu, geleneksel cam iyonomerlere göre daha yavaş yani çok daha uzun sürede oluşur (6, 7, 26, 27, 41, 59, 60, 61).

Asit-baz reaksiyonu sadece mevcut olan polimer matriksin sertleşmesine ve direnç kazanmasına hizmet eder. Ancak bu simanlarda ışık kaynağı kullanılarak birincil sertleşme reaksiyonu tamamlanıp, materyalin fiziksel özelliklerini güçlendirecek ikincil reaksiyon başlar. Eğer ışık yeterli derinliğe ulaşamazsa ve asit-baz reaksiyonu da materyalin sertleşmesi için yeterli düzeyde olmaz ise üçüncü polimerizasyon reaksiyonu devreye girerek dolgu maddesinin son sertliğe ulaşmasını sağlar. Bu şekilde resin bazlı materyalde artık monomer kalma olasılığı da engellenmiş olur (6, 7, 26, 27, 41, 59, 60, 61).

Resin ile güçlendirilmiş cam iyonomer simanların ışık ile polimerize olan matriks yapısı, materyalin içine suyun difüzyonunu ve su ile erken temas nedeniyle oluşabilecek zararlı etkileri engellemektedir. Materyalin su emilimi, şişmesine neden olur. Dolayısıyla boyutsal stabilite, renk stabilitesi ve direnci etkilenmektedir. Resin ile modifiye cam iyonomer simanlar dehidratasyona karşı çok hassastırlar. Dehidrate edildikleri zaman simanda önemli derecede büzülme ve dolayısıyla diş-restorasyon bağlantısında kopma ve bozulmalar meydana gelir. Restorasyon yüzeyine sürülen düşük viskozitedeki ışıkla sertleşen resin cilanın, sistemdeki su dengesini koruduğu ve tavsiye edilen bir uygulama olduğu belirtilmiştir. Işıkla sertleşen cam iyonomer simanlar mine ve dentine iyon değişimi ile bağlantı oluşturdıklarından, diş ile materyal arasında ara bağlayıcı ajana gerek yoktur. Kimyasal olarak sertleşen cam iyonomerlere göre, klinik çalışma zamanı daha uzundur ve ışık uygulandığında hızlı sertleşme sağlanır. Bu sertleşmeye bağlı olarak erken dayanıklılık

gelişimi suya karşı direnç sağlar. Bu özellikleri materyali klinik olarak cazip hale getirmiştir (27, 40, 62).

Rezin modifiye cam iyonomer simanların olumlu özellikleri; florit salma, çürük önleme, kullanım kolaylığı, bitirme işleminin uygulamadan hemen sonra yapılabilmesi, biyolojik açıdan uyumlu ve radyopak olmalarıdır. Hibrit cam iyonomer simanlar da, geleneksel cam iyonomerler gibi flor deposu olup hem siman içinde hem de siman ile çevresi arasında devamlı bir iyon alışverişi söz konusudur. Ancak salınan florit miktarı ve hızı, restoratif materyal ile kaide maddeleri arasında farklılık göstermektedir. Restoratif materyallerin çürük önleyici kritik florit salınım miktarı henüz tam olarak saptanamamıştır. Genel olarak kabul edilen görüş uzun süreli ve fazla miktarda florit salınımının olmasıdır. Flor, ilk birkaç gün maksimum düzeyde salınır daha sonra azalır. Ancak topikal flor uygulaması ve florlu diş macunlarının kullanımı ile flor içeriğinin tekrar yeterli bir düzeye çıkabileceği iddia edilmektedir (7, 26, 27).

Geleneksel cam iyonomer simanlara göre avantajları ise; suda çözünürlüklerinin daha az ve asitlere karşı direncin fazla olması, mine ve dentine fiziko-kimyasal adezyon sebebiyle daha düşük mikrosızıntı, sertleşme zamanının kısa çalışma süresinin uzun olması, kırılmalıklarının düşük mekanik özelliklerinin daha yüksek olması ve estetik üstünlükleridir. Bu simanlar su ile erken temastan minimum düzeyde etkilendiğinden yüzeyin vernik ya da bonding ajanlarla korunmasına gerek yoktur. Rezin ile güçlendirilmiş cam iyonomer simanların dentine bağlanması, geleneksel cam iyonomer simanlara benzer şekilde iyon değişimi ile açıklanır. Mine ve dentine uzun süre bağlantı çalışma sonuçları sınırlıdır. Hidrofilik özellikleri nedeniyle dentin bonding ajanlara benzerler ve nemli dentine daha iyi bağlanırlar. Diş yüzeyine ve semente bağlanma özelliği gösterdiği gibi kompozit rezinlere de bağlanabilirler. Bununla beraber, ısıl genleşme katsayısı kompozite oranla diş dokusuna daha yakın, estetik özellikleri, mekanik dirençleri, aşınma dayanıklılıkları ve polimerizasyon büzülmesi kompozitten daha düşüktür. Bu durum içeriğindeki resin matris kısmının daha az miktarda olması ile açıklanabilir. Her ne kadar üretici firmalara göre formülasyonları farklılık gösterse de sertleşmiş restoratif materyaldeki resin miktarı % 4.5-6 arasındadır (7, 26, 27, 41, 59, 63, 64, 65).

Bu avantajlarının yanı sıra bazı dezavantajları da vardır. Rezin içerikleri ve ışıkla sertleşmeleri nedeniyle geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha fazla polimerizasyon büzülmesi gösterirler. Çekme ve kopma kuvvetleri sebebiyle okluzal

stresin fazla geldiği büyük lezyonlarda kullanılamazlar. Kullanımı kompozit rezin veya poliasit modifiye kompozit rezinden daha zordur. Kaviteye yerleştirilmeleri sırasında kullanılan el aletlerine yapışarak kaviteden uzaklaşma eğilimindedirler. İstenmeyen abrazyon bir örtüye sahiptirler, renk değişimine uğrarlar ve plastik deformasyon gösterirler (66, 67).

Rezinle modifiye cam iyonomer simanlar kaide materyali, restoratif materyal ve yapıştırma materyali olarak farklı kullanım alanlarına sahiptirler. Bunlar arasında; geriatric dişhekimliği uygulamaları, radyoopasite gereken vakalar, süt dişi restorasyonları ve sandiviç tekniği uygulamaları sayılabilir. Bununla birlikte, servikal abrazyon, erozyon ve kök çürüğü gibi V. sınıf restorasyonlarda, arka grup dişlere yapılan seramik inleyleri yapıştırmada, süt dişlerinin I., II. ve III. sınıf restorasyonlarında, kırılmış dişlerin veya kron kenarlarındaki defektlerin geçici tamirinde, tünel restorasyonlarda, ortodontik bantların yapıştırılmasında kullanılabilirler. Her ne kadar sitotoksitesi tartışmalı olsa bile retrograd kanal dolgu materyali ve hatta kanal dolgu patı olarak kullanılabilirler de bildirilmektedir (60, 66).

Poliasit modifiye kompozit rezinler ise, kompozit rezin ve cam iyonomer simanın üstün özelliklerini birleştirmek amacıyla geliştirilmiş materyallerdir. Bu rezinler için literatürde yaygın olarak kompomer ismi de kullanılmaktadır. Rezinle modifiye cam iyonomer sınıfına dahil edilmezler, çünkü ışık ile aktive edilmeden cam iyonomerin sertleşme reaksiyonu olan asit-baz reaksiyonu oluşmaz, sertleştiklerinde de gerçek bir cam iyonomer siman özelliği göstermezler. Asitle pürüzlendirme işlemi olmadan kendine özgü bağlayıcı ajanları ile birlikte dişin sert dokularına bağlanırlar ve florit salınımına sahiptirler. Poliasit modifiye rezin kompozitlerin fiziksel karakterleri, rezinle güçlendirilmiş cam iyonomerlere benzemekle birlikte daha az florit salarlar. Kıvamlarının koyu olması ve çalışma sırasında aletlere yapışmaması nedeniyle klinik olarak kullanımları rezinle güçlendirilmiş cam iyonomer simanlara göre daha kolaydır. Kırılma dirençleri ve estetik özellikleri rezin esaslı kompozitler gibidir. Poliasit modifiye kompozit rezinler, tek kullanımlık şırıngalarda veya kapsüllerde koyu kıvamda kullanıma sunulmuştur (6, 14, 60, 68).

Poliasit modifiye rezin kompozitlerin bileşiminde, rezin olarak UDMA, HEMA ve tetra-karboksilik asit bütan (TCB) reaksiyon ürünleri bulunur. Bu rezinlerden başka stronsiyum, floro-silikat camları, reaksiyon başlatıcılar ve dengeleyiciler mevcuttur.

Materyalin ışık ile polimerizasyonu sonucundaki sertleşmesi, kompozit rezinlerin sertleşme mekanizmasına benzer şekildedir. Polimerize olan materyal daha sonra nemli ağız ortamından su emilimi gösterir ve dolgu materyalinin alabileceği maksimum su miktarına ulaşıncaya kadar devam eden bu işlem aylarca sürebilir (6, 14, 58, 60, 69) .

Sertleşmiş restoratif materyale su difüzyonunun başlamasından itibaren kimyasal cam iyonomer simandakine benzer şekilde asit-baz reaksiyonu oluşur. Yalnızca asit-baz reaksiyonunun bu materyali sertleştirmede yeterli olmadığı unutulmamalıdır. Asit-baz reaksiyonu, dayanıklılık için gerekli olmayıp uzun süreli florit salınımı için zorunludur. Materyalin dişin sert dokularına cam iyonomer simanlarda olduğu gibi kimyasal bağlandığı kabul edilse de ilave bağlayıcı ajan primer/adeziv kullanımı tavsiye edilmektedir. Bu işlemden önce, mine ve dentin yüzeylerinin asitle pürüzlendirilmesi şart değildir (6, 14, 35, 60, 69).



## GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada, periodontal ve ortodontik amaçlarla çekimi yapılan, 60 adet çürüksüz ve restorasyonsuz premolar diş kullanıldı. Dişler kavite preparasyonları yapılıncaya kadar, %10'luk formol solüsyonu içerisinde saklandı. Yumuşak doku artıklarını temizlemek amacıyla, %5'lik sodyum hipoklorit solüsyonu içerisinde 30 dakika bekletilen dişler, mikromotora takılan fırça ve lastiklerle ponza kullanılarak temizlendi.

II. sınıf kaviteilerin açılması sırasında dişlerin kolayca tutulabilmesi ve test makinasına adaptasyonunun sağlanabilmesi için, çapı ve derinliği 2,5cm. olan hazır alınmış kübik plastik kutular içerisine soğuk akrilik döküldü ve dişlerin uzun aksları yere dik açı yapacak şekilde sabitlendi (Resim 1).

Arayüz kavite preparasyonları, 1,5mm. çaplı ters konik ve fissür frezlerin (NTI-Kahla GmbH Rotary Dental instruments, Diamond instruments, Germany) su soğutması altında yüksek hızda döndürülmesiyle oluşturuldu (Resim 2). Tüm kaviteler okluzalde; genişliği 3mm. ve derinliği 1,5mm, aproksimalde ise; okluzo-gingival kenar yüksekliği 3mm, bukko-lingual mesafesi 4mm. ve derinliği 1,5mm. olmak üzere standardize edildi.

Kaviteileri hazırlanmış 60 adet premolar diş, her grupta farklı bir restoratif materyal kullanılmak üzere, 15'erli dört gruba rastgele ayrıldı. Hazırlanmış kavitelere yerleştirilen dolgu materyallerinin dağılımı Tablo 1'de gösterilmiştir.

Restoratif Dolgu Materyali	Grup	Diş Sayısı
VALUX PLUS	1	15
HERCULITE XRV	2	15
VITREMER	3	15
CHELON SILVER	4	15

**Tablo 1:** Restorasyon Materyallerinin Gruplara Dağılımı.

**1. Grup:** Bu gruptaki dişlerin kavite preparasyonları tamamlandıktan sonra, üretici firmanın önerileri doğrultusunda Valux Plus (Z100 / 3M Dental Products) restoratif materyali uygulandı (Resim 3). Mine ve dentine 15 saniye süreyle %35'lik orto-fosforik

asit jeli (3M-Scotchbond) uygulandı. Daha sonra basınçlı su ile yıkandı ve hava spreyi ile kurulandı. Bir fırça yardımıyla mine ve dentine Scotchbond Primer (3M-USA) uygulandıktan sonra, yüzeyler 5 saniye boyunca hava spreyi ile hafifçe kurutuldu. Primer uygulanmış yüzeylere bir fırça yardımıyla dentin adezivi (Scotchbond-adhesive-3M) sürülerek 10 saniye süreyle görünür ışık cihazı yardımıyla polimerize edildi (Hilux-Benlioğlu Dental Inc. Ankara / Türkiye). Fabrikasyon tüpler içerisinde kullanıma sunulmuş olan 3M Valux Plus, hazırlanan kavitelere tabakalama tekniğiyle yerleştirildi ve her tabaka 40 saniye süreyle görünür ışıkla polimerize edildi. Polimerizasyonu takiben kavite kenarındaki fazlalıklar mikrogranüllü alev uçlu frezler yardımıyla alınarak Sof-lex (3M dental products) disklerle bitirme işlemi tamamlandı.

2. Grup: Bu gruptaki dişlerin kavite preparasyonları tamamlandıktan sonra, üretici firmanın önerileri doğrultusunda Herculite XRV (Kerr-İtaly) restoratif materyali uygulandı (Resim 4). Mine ve dentine 15 saniye süreyle %37,5'lik orto-fosforik asit jeli (Kerr, İtalia S.p.A) uygulandı. Daha sonra basınçlı su ile yıkandı ve hava spreyi ile kurulandı. Bir fırça yardımıyla dentin adezivi (OptiBond Solo Plus- USA) uygulanmış ve 20 saniye beklendikten sonra hafifçe kurulanmış yüzeyler, 20 saniye süreyle görünür ışık cihazı yardımıyla polimerize edildi (Hilux- Benlioğlu Dental Inc. Ankara / Türkiye). Fabrikasyon tüpler içerisinde kullanıma sunulmuş olan Herculite XRV, hazırlanan kavitelere tabakalama tekniğiyle yerleştirildi ve her tabaka 40 saniye süreyle görünür ışıkla polimerize edildi. Polimerizasyonu takiben kavite kenarındaki fazlalıklar mikrogranüllü alev uçlu frezler yardımıyla alınarak Sof-lex (3M dental products) disklerle bitirme işlemi tamamlandı.

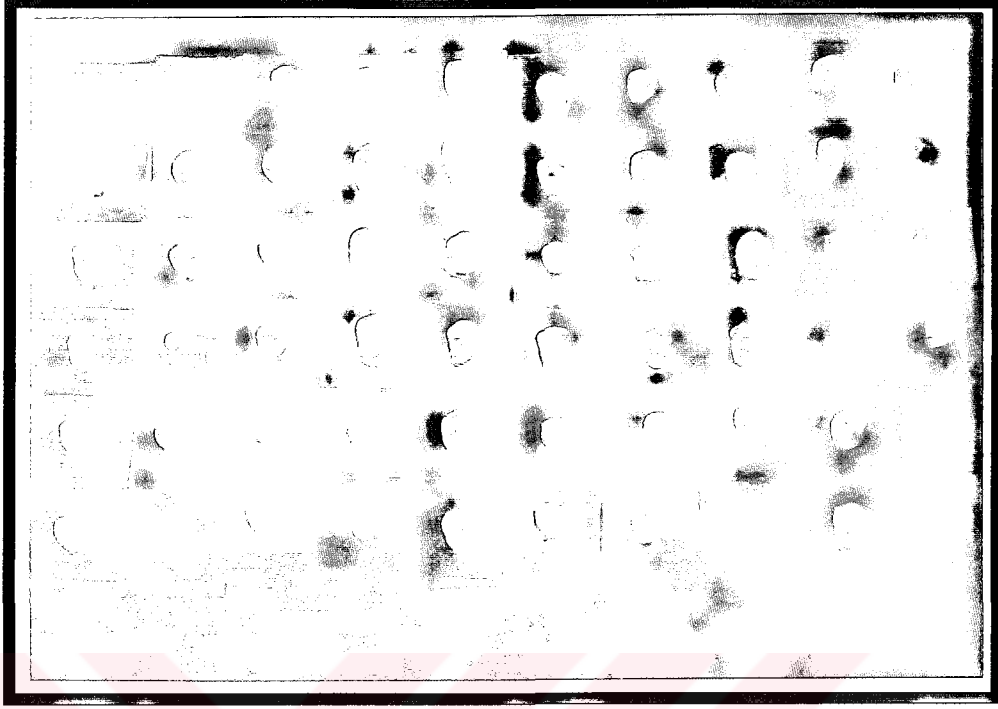
3. Grup: Bu gruptaki dişlerin kavite preparasyonları tamamlandıktan sonra, üretici firmanın önerileri doğrultusunda Vitremer (3M Dental Products) restoratif materyali uygulandı (Resim 5). Bir fırça yardımıyla mine ve dentine 30 saniye süreyle Vitremer Primer (3M-USA) uygulandıktan sonra, yüzeyler 15 saniye boyunca hava spreyi ile hafifçe kurutuldu. Primer uygulanmış yüzeyler, 20 saniye süreyle görünür ışık cihazı yardımıyla polimerize edildi (Hilux- Benlioğlu Dental Inc. Ankara / Türkiye). İki kaşık toz ile iki damla likit, bir siman spatülü kullanılarak 45 saniye süreyle karıştırıldı. Karışımın üzerine tek kullanımlık şırınganın taşıma ucu bastırılarak materyal dolduruldu, ucun arka kısmıyla



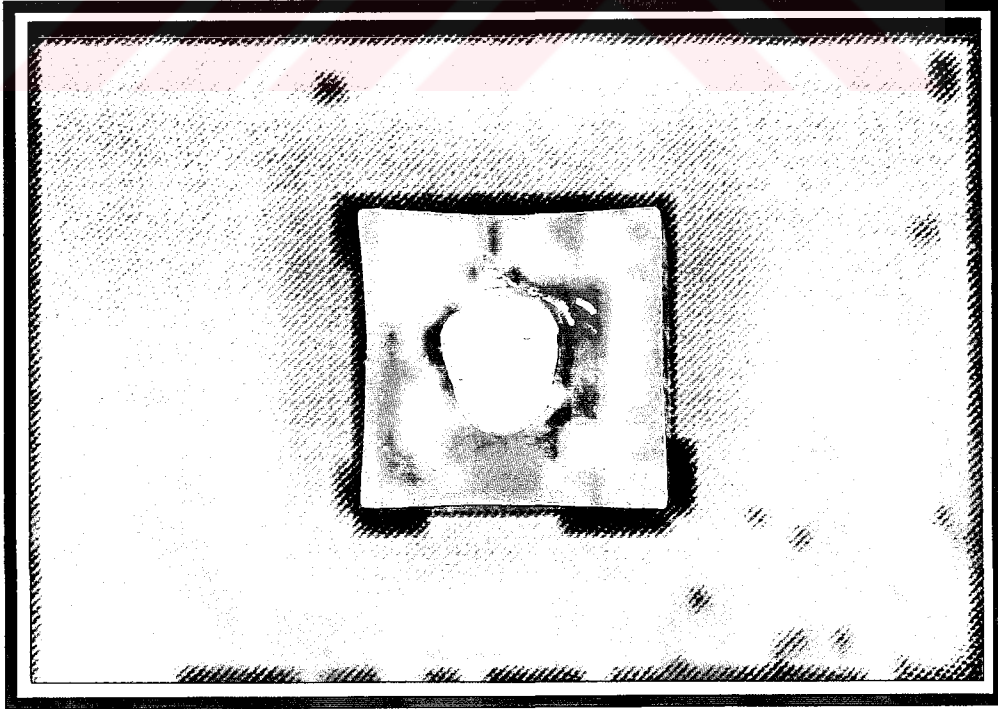
piston itildi ve 3M taşıyıcısına yerleştirildi. Materyal kaviteye taşınarak şeffaf matriks bant ve ağız spatülü yardımıyla hava kabarcığı bırakılmayacak şekilde kondanse edildi. 40 saniye süreyle görünür ışık ile polimerize edildi. Polimerizasyonu takiben kavite kenarındaki fazlalıklar mikrogranüllü alev uçlu frezler yardımıyla alınarak, Sof-lex (3M dental products) disklerle bitirme işlemi tamamlandı. Restorasyonlar su ile yıkanıp hafifçe kurulandı ve bir fırça yardımıyla tek kat bitirme cilası sürülerek görünür ışıkla polimerize edildi.

**4. Grup:** Bu gruptaki dişlerin kavite preparasyonları tamamlandıktan sonra, üretici firmanın önerileri doğrultusunda Chelon Silver (3M-ESPE) restoratif materyali uygulandı (Resim 6). Bir kaşık toz ile bir damla likit, siman spatülü kullanılarak 45 saniye süreyle karıştırıldı. Hazırlanan materyal, kaviteye taşınarak şeffaf matriks bant ve ağız spatülü yardımıyla hava kabarcığı bırakılmayacak şekilde kondanse edildi ve kimyasal polimerizasyona bırakıldı. Polimerizasyon tamamlandıktan sonra, kavite kenarındaki fazlalıklar mikrogranüllü alev uçlu frezler yardımıyla alınarak, Sof-lex (3M dental products) disklerle bitirme işlemi tamamlandı.

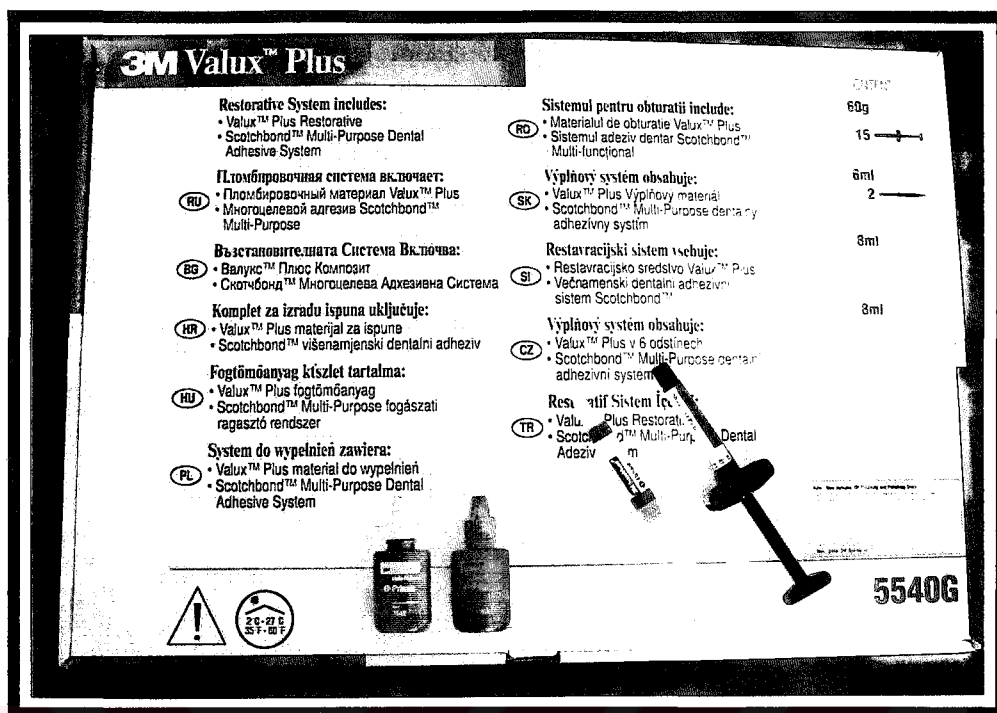
Restorasyonları ve polisaj işlemleri tamamlanan dişler, kırılma testinin yapılacağı güne kadar ayrı ayrı cam şişelerde, 37°C'de etüvde bekletildi. Restorasyonların kırılma dirençleri; T.C. Sanayi ve Ticaret Bakanlığı Küçük ve Orta Ölçekli Sanayi Geliştirme İdaresi Başkanlığı (KOSGEB-Ankara) laboratuvarında bulunan Testometrik mikro-500 markalı makine kullanılarak ölçüldü (Resim 7, 8). Ölçümler; okluzal yüzeydeki dolgunun marjinal kenarına, cihazın basma ucunun temas ettirilmesi suretiyle yapıldı (Resim 9). Basma hızı, 0.1mm/dk. kuvvet uygulayacak düzeyde idi. Restorasyon maddelerinde kırılma veya blok halinde kopma meydana geldiğinde (Resim 10), test makinesinin otomatik olarak durmasıyla elde edilen değerler, kilogram-kuvvet (kgf) cinsinden kaydedildi (Resim 11). Ölçümler sonucu elde edilen veriler, istatistiksel olarak Tek yönlü Varyans analizi ve Post-Hock testi kullanılarak değerlendirildi.



Resim 1: Soğuk akrilik bloklar içerisinde sabitlenen dişlerin görünümü.



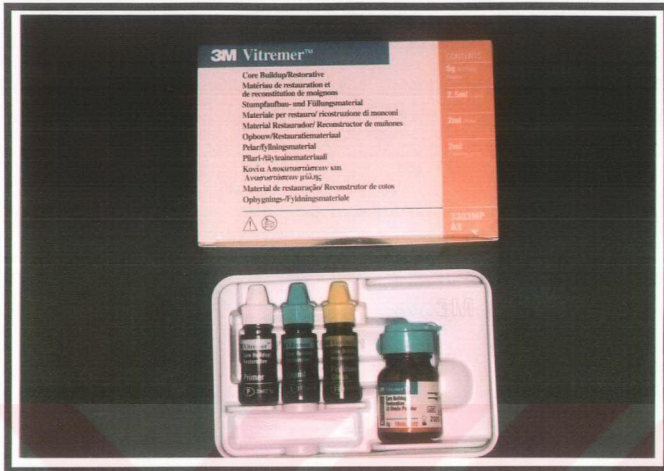
Resim 2: Arayüz kavite preparasyonu oluşturulan dişin görünümü.



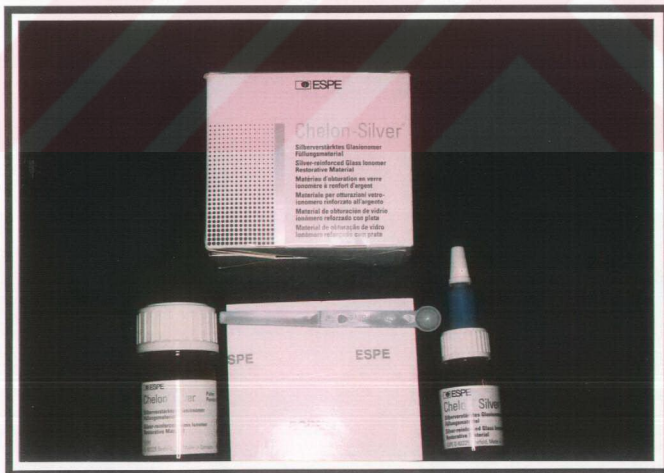
Resim 3: Valux Plus (Z100 / 3M Dental Products) restoratif materyali.



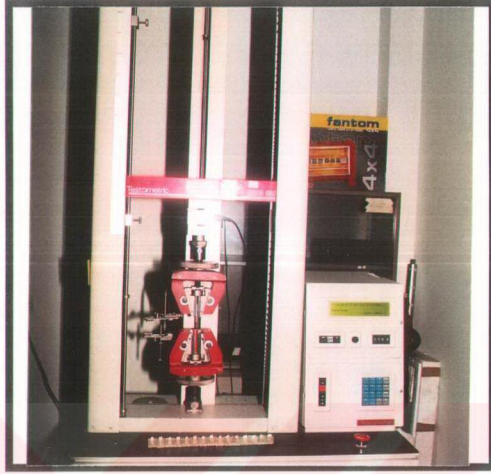
Resim 4: Herculite XRV (Kerr-İtaly) restoratif materyali.



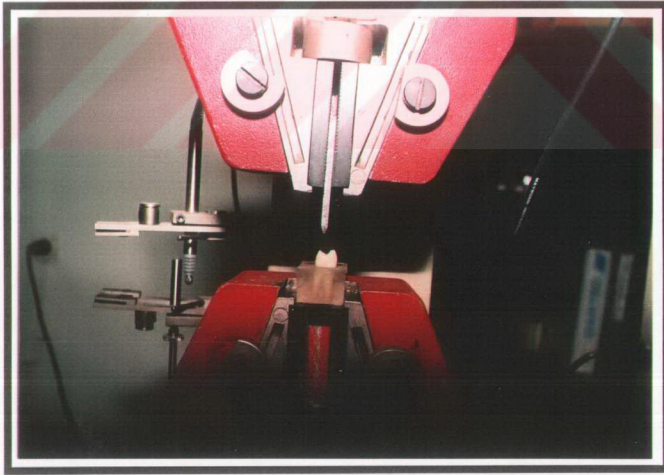
Resim 5: Vitremer (3M Dental Products) restoratif materyali.



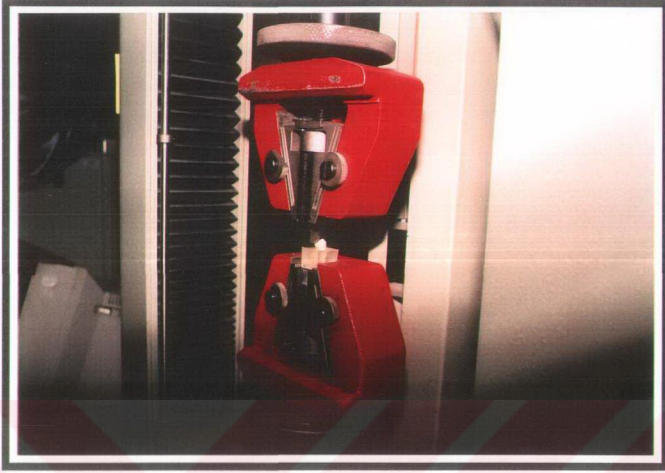
Resim 6: Chelon Silver (3M-ESPE) restoratif materyali.



**Resim 7:** Kırılma dirençlerini ölçen, Testometrik mikro-500 markalı makine.



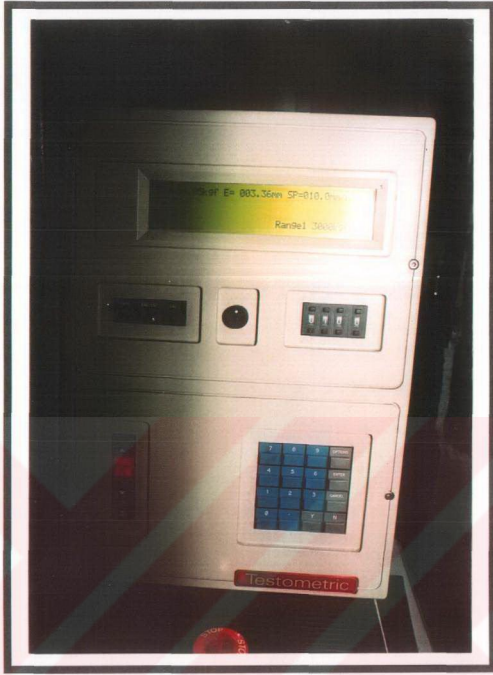
**Resim 8:** Akrilik bloğun Testometrik mikro-500 makinesine yerleştirilmesi.



**Resim 9:** Cihazın basma ucunun, dolgunun marjinal kenarına temas ettirilmesi.



**Resim 10:** Restorasyon maddesinde meydana gelen kırılma veya blok halinde kopma.



**Resim 11:** Kilogram-kuvvet (kgf) cinsinden elde edilen değerlerin görünümü.

## BULGULAR

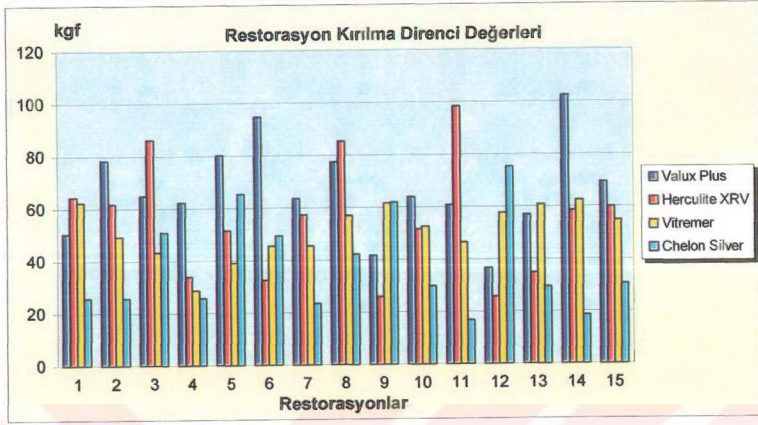
Araştırmanızda kullandığımız; Valux Plus, Herculite XRV, Vitremer ve Chelon Silver restorasyonlarının kırılma dirençleri testometrik mikro-500 markalı makine kullanılarak tek tek ölçüldü.

Dört farklı tip restoratif materyalin kırılma direnci değerleri aşağıda gösterilmiştir (Tablo 2).

	VALUX PLUS	HERCULITE XRV	VITREMER	CHELON SILVER
1	50,43	64,31	62,26	25,71
2	78,32	61,84	49,33	25,7
3	64,86	86,24	43,3	50,88
4	62,24	34,04	28,62	25,72
5	80,12	51,52	39,13	65,33
6	94,73	32,52	45,48	49,46
7	63,52	57,43	45,54	23,47
8	77,36	85,34	56,97	42,22
9	41,76	25,78	61,59	62
10	63,93	51,72	52,67	29,88
11	60,85	98,39	46,58	16,78
12	36,74	25,67	57,7	75,32
13	56,92	34,86	60,84	29,43
14	102,4	58,57	62,38	18,49
15	69,49	60,05	54,85	30,56

**Tablo 2:** Dört Farklı Tip Restorasyonun, Kırılma Dirençlerinin kgf Cinsinden Ölçümleri.





**Grafik 1:** Tablo 2'deki verilerin grafiksel gösterimi.

Tek Yönlü Varyans analizi kullanılarak elde edilen ortalama kırılma direnci değerleri aşağıda gösterilmiştir (Tablo 3).

Materyal	N	Ortalama	Standart Sapma ( $\pm$ Sd)	En Düşük	En Yüksek
Valux Plus	15	66,9113	17,83114	36,74	102,40
Herculite XRV	15	55,2187	22,42967	25,67	98,39
Vitremer	15	51,1493	9,80791	28,62	62,38
Chelon Silver	15	38,0633	18,36262	16,78	75,32
Toplam	60	52,8357	20,14141	16,78	102,40

**Tablo 3:** Dört Farklı Tip Restorasyonun Kırılma Dirençlerinin İstatistiksel Analiz Tablosu.

Yapılan Tek Yönlü Varyans analizi sonucunda; tüm grupların ortalama kırılma direnci değerleri arasında elde edilen fark, istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p < 0.001$ ).

Farklı olan grupların ortalama değerlerinin karşılaştırması için kullanılan Post Hock testi sonucunda:

Valux Plus ile Herculite XRV materyalleri için elde edilen ortalama kırılma direnci değerleri arasındaki fark, istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p > 0.05$ ).

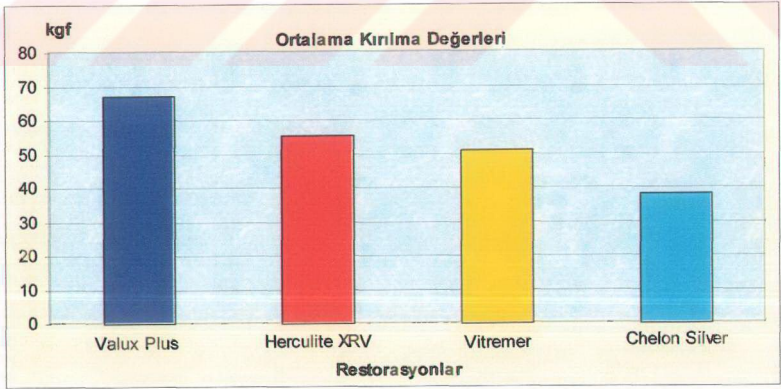
Valux Plus ile Vitremer materyalleri için elde edilen ortalama kırılma direnci değerleri arasındaki fark, istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p < 0.05$ ).

Valux Plus ile Chelon Silver materyalleri için elde edilen ortalama kırılma direnci değerleri arasındaki fark, istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p < 0.05$ ).

Herculite XRV ile Vitremer materyalleri için elde edilen ortalama kırılma direnci değerleri arasındaki fark, istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p > 0.05$ ).

Herculite XRV ile Chelon Silver materyalleri için elde edilen ortalama kırılma direnci değerleri arasındaki fark, istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p < 0.05$ ).

Vitremer ile Chelon Silver materyalleri için elde edilen ortalama kırılma direnci değerleri arasındaki fark, istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p < 0.05$ ).



**Grafik 2:** Dört Farklı Tip Restorasyonun Kırılma Dirençlerinin Ortalama Değerlerine Ait Grafik.

Elde edilen ortalama kırılma direnci değerleri; Valux Plus için 66,9113 kgf., Herculite XRV için 55,2187 kgf., Vitremer için 51,1493 kgf. ve Chelon Silver için ise 38,0633 kgf. olarak tespit edilmiştir.

Kullanılan dört farklı tip restoratif madde arasında; Valux Plus en yüksek, Chelon Silver ise en dşuk kırılma direncine sahip materyal olarak belirlenmiştir.

Yapılan istatistiksel analizler sonucu elde edilen kırılma direnci değerlerinin en yüksekte daha dşuk dirence doğru sıralaması:

Valux Plus > Herculite XRV > Vitremer > Chelon Silver şeklinde izlenmiştir ( $p < 0.001$ ).

## TARTIŞMA

Süt ve sürekli dişlerin arka grup restorasyonlarında kullanılacak materyalin belirli özellikleri taşıması gereklidir. Bunları; hazırlanma ve uygulanmasının kolay olması, kavite duvarlarına iyi adapte olması, ısıl genleşme katsayısının dişe benzer olması, biyouyumlu olması, estetik ve ekonomik olması, antikaryojenik özellik taşıması yanında toksik olmaması şeklinde sıralamak mümkündür.

Ancak tüm bu özelliklerin ötesinde, arka grup restorasyon olarak kullanılacak materyalin yüksek kırılma direncine sahip olması gerektiği görüşü, araştırmacıların bu alanda yoğun çalışmalar yapmasına neden olmuştur. Bu konuda genellikle restorasyon maddelerinin aşınma dirençleri, basınçlar karşısındaki dayanıklılıkları, çekme ve gerilme stresleri, elastiklik modülleri üzerinde araştırmalar yapılmıştır.

Dişhekimliğinde uzun yıllardan beri kullanılan yüksek kırılma direncine sahip materyaller arasında; amalgam ve altın gibi metalik restorasyonlar ilk sırayı almaktadır. Mass ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada, amalgamın hala arka grup dişlerde yaygın şekilde kullanılan bir restorasyon maddesi olduğunu vurgulamışlardır (1, 2, 5).

Ancak bu materyallerin estetik olmaması ve yüksek ısı geçirgenliğine sahip olması gibi dezavantajları da mevcuttur. Amalgamın toksik civa içermesi, korozyona bağlı olarak dentin kanalları içerisine metal alaşımlarının göçü ile diş renkleşmesine neden olması, boyutsal değişikliğe uğraması sonucu mikrosızıntı göstermesi, galvanik akıma neden olması, mekanik retansiyon sağlamak amacıyla sağlam diş dokusundan daha fazla miktarda alınması gibi olumsuz özellikleri de bilinmektedir (1, 2, 5).

Son yıllarda yapılan araştırmalar; amalgama alternatif olabilecek estetik, mekanik ve biyolojik özelliklerin tümüne sahip bir adeziv restoratif materyalin üretilmesi üzerine yoğunlaşmıştır. Bu çalışmalarda üretici firmalar; kompozit rezinlerin dayanıklılığının geliştirilmesi ve geleneksel cam iyonomer simanın mekanik özelliklerinin artırılması üzerinde durmaktadırlar.

Bu çalışma, dört farklı restoratif materyalin II. sınıf kaviteli dişlerde dik kuvvetler karşısındaki dayanıklılıklarının tespit edilmesi ve bu konuyla ilgili çalışmalara katkıda bulunmak amacıyla planlanmıştır.

Konuyla ilgili benzer çalışmalar gözden geçirildiğinde, arka grup dişlerin restorasyonunda amalgamdan sonra en yaygın kullanılan materyalin kompozit rezin olduğu

görülmektedir. Kompozit rezinler, günümüzde tüm dünyada kabul edilebilir estetik görünüşü, mine ve dentine bağlanma kapasitesi, farklı renk ve opasite seçeneği, sertleşme zamanının kontrol edilebilmesi, ısı iletiminin düşük olması, diş yapısını desteklemesi, uygulama kolaylığı, yüksek dayanıklılık, ağız ortamında düşük çözünürlük, diş yapısı ile iyi retansiyon sağlama ve kavite açılması sırasında diş sağlam dokularının daha az kaybedilmesine olanak vermesi gibi avantajlarına rağmen, süt dişlerinin klinik kullanımlarında geniş bir kabul görmemişlerdir (4, 5).

Kompozit rezin restorasyonlar, ısıl genleşme katsayılarının yüksek olması, elastisite modülünün düşük olması, biyolojik uyumluluğunun tartışmalı olması, polimerizasyon büzülmesi göstermesi, çürük önleyici etkisinin az olması, florit salınımının çok az ya da hiç olmaması, nispeten düşük aşınma direnci ve uygulama tekniğindeki hassasiyetler nedeniyle birtakım dezavantajlara sahiptir (4, 5).

Kelsey ve arkadaşları kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerini değerlendirmek amacıyla yaptıkları bir çalışmada, bu materyalin 20 yılı aşkın bir süredir metalik restorasyonlara alternatif olarak arka grup dişlerde kullanıldığını bildirmişlerdir. Kompozit rezinler; üretildikleri ilk yıllarda post-operatif hassasiyet, aşırı aşınma, sekonder çürük gibi birtakım dezavantajlara sahip olmasına rağmen, bu sorunların azaltılmasına yönelik yapılan çalışmalarla, molar ve premolar dişlerin restorasyonlarında kullanılabileceklerini belirtmişlerdir (70).

Lloyd 1983 yılında yapmış olduğu bir araştırmada, arka grup dişlerde kullanılan kompozit rezinlerin, yüksek ve düşük bakırlı amalgamlarla kıyaslanabilecek bir kırılma dayanıklılığına sahip olduğunu rapor etmiştir (71, 72).

Jagadish ve Yogesh adlı araştırmacılar, II. sınıf kavitelere kompozit rezin, amalgam ve cam iyonomer simanların kırılma direncini inceledikleri bir çalışmada, kompozit rezinin kırılma direnci açısından daha büyük bir dayanıklılığa sahip olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca kompozit rezinle restore edilen dişlerdeki kırılma direncinin, sermet simanla kıyaslandığında daha yüksek olduğu sonucu da ortaya çıkmıştır (73).

Freitas ve arkadaşları 30 adet premolar diş üzerinde yaptıkları bir çalışmada, kompozit rezin ile organo-porselen yapıda bir materyal olan seromer arasında istatistiksel olarak önemli bir farklılık bulmadıklarını bildirmişlerdir (4).

Kompozit rezinlerin fiziksel özelliğini, içerdikleri doldurucu partiküllerin büyüklüğü, şekli ve miktarı belirlemektedir. Bu konuda araştırma yapan Ferracane ve

arkadaşları, kompozit rezinlerdeki kırılma direncinin doldurucu kompozisyonuna bağlı olduğunu ve makrodolduruculu kompozit rezinlerin, mikrodolduruculardan kırılma dayanıklılığı açısından daha yüksek direnç gösterdiğini bildirmişlerdir (74, 75).

Lutz ve Phillips yaptıkları bir çalışmada, yapılarındaki makrodolduruculardan dolayı basınçlara karşı yüksek dirence sahip hibrit kompozit rezinlerin arka grup restorasyonlarda da kullanılabilceğini belirtmişlerdir (10, 76).

Wilson ve Üçtaşlı adlı araştırmacılar da, kompozit rezinlerin kırılma dayanıklılığını incelemek amacıyla, üç mikrodolduruculu ve dört hibrit tip kompozit rezin kullanmışlardır. Yapılan üç nokta gerilme testi sonucunda, hibrit yapıli kompozitlerin kırılmaya karşı direnç açısından mikrodolduruculu tipe göre daha dayanıklı olduğu ortaya çıkmıştır. Araştırmada, kırılma dayanıklılığının kompozit rezinin doldurucu miktarıyla doğrudan ilişkili olduğu belirtilmiştir. Doldurucu miktarının artmasıyla kırılma direnci de artmaktadır. Araştırmada ayrıca, kırılan yüzeyler SEM'de incelenmiş ve kırılmanın hibrit tip kompozitlerde partiküller arası ve içinde, mikrodolduruculu kompozitlerde ise sadece partiküller arasında oluştuğu bildirilmiştir (77).

Ferracane ve Condon adlı araştırmacılar (1999); 6 tip kompozit restoratif materyalin in-vitro ortamda kırılma direncini test etmek amacıyla yaptıkları bir çalışmada, mikrodolduruculu kompozitlerin, mini ve mididolduruculu kompozitlerden daha iyi bir marjinal uyum gösterdiğini, ancak kırılma dayanıklılığı açısından daha düşük bir direnç sergilediğini bildirmişlerdir (78).

Shortall ve arkadaşları yapmış oldukları bir çalışmada; minidolduruculu hibrit kompozit rezin olan Z100 (Valux Plus) materyalinin, mikrodoldurucu içeren Silux plus ve mikrodolduruculu hibrit kompozit rezin olan Herculite XRV materyallerinden daha yüksek bir kırılma direncine sahip olduğunu bildirmişlerdir. Kırılma dayanıklılığının yüksek olma nedeninin ise, materyalin doldurucu oranının hacimsel olarak %65 ve daha üstü bir değere sahip olmasından kaynaklandığını belirtmişlerdir (79).

Dhummarunrong ve arkadaşları; sıkışma ve üç nokta gerilme testi kullanarak üç farklı tip cam iyonomer siman ve hibrit tip bir kompozit rezinin mekanik özelliklerini karşılaştırdıkları bir çalışmada, hibrit tip kompozit rezin olan Z100 materyalinin geleneksel ve metal katkıli cam iyonomer simanlardan daha dayanıklı olduğu sonucunu bildirmişlerdir. Cam iyonomer simanlardan metalle güçlendirilmiş Ketac Silver

materyalinin, geleneksel cam iyonomer simandan daha yüksek, ışınla sertleşen cam iyonomer simandan ise daha düşük dirence sahip olduğu belirtilmiştir (45).

Kompozitlerin iyi özelliklerini taşımalarından dolayı, bir adet mikrodoldurucu ve bir adet de minidoldurucu hibrit kompozit rezin kullandığımız çalışmamızın bulgularına dayalı olarak, minidoldurucu hibrit kompozit rezin olan Valux plus (Z100) en yüksek kırılma direncine sahip materyal olarak bulunmuştur. Bu sonucun materyalin makrodoldurucu olmasından kaynaklandığı kanaatine varılmıştır.

Valux plus; hem ön hem de arka grup dişlerin restorasyonunda kullanılmak üzere üretilmiş olup, içerisindeki dolgu partikülleri zirkonya/silika'dır. İnorganik partiküller % 66 hacme sahip olup 3,5-0,01 mikron partikül düzenindedir. Ayrıca, BIS-GMA ve TEGDMA rezinleri içermekle birlikte geniş renk seçeneğine sahip bir materyaldir.

Kırılma direnci değeri açısından ikinci sırayı mikrodoldurucu hibrit kompozit rezin olan Herculite XRV almıştır. Herculite XRV, ışınla sertleşen mikrohibrit bir kompozit rezin materyaldir. İnorganik partiküller yaklaşık olarak %59 hacme (ağırlıkça %79) sahip olup, 0.6µ partikül düzenindedir.

Araştırmamızın sonuçları, Jagadish ve Yogesh, Ferracane ve arkadaşları, Lutz ve Phillips, Ferracane ve Condon (1999), Shortall ve arkadaşları ile Dhummarunrong ve arkadaşlarının bulgularını destekler niteliktedir.

1970'li yılların ortalarında geliştirilen cam iyonomer simanlar; sağladığı çürük önleyici etki ve materyalin diş yapısına kimyasal bağlanması nedeniyle, ilgi çekmiştir. Cam iyonomer simanlar; diğer restoratif materyallere kıyasla florit salınımı, diş sert dokularına kimyasal bağlanması, biyolojik uyumu, termal genişleme katsayısının dişe yakın olması, sıkışma özellikleri ve gerilme dirençlerinin yüksek olması, sertleşme esnasında meydana gelen polimerizasyon büzülmesinin çok az olması, marjinal bütünlüğün iyi olması, minimal kavite preparasyonuna olanak sağlaması, kaide gereksiniminin çok az olması, çabuk uygulanabilmesi gibi avantajlara sahiptir. Bununla birlikte, kısa çalışma zamanı, sertleşme sürelerinin uzun olması, neme karşı duyarlı olması, asit/baz reaksiyonunu takiben aşınmaya ve kırılmaya karşı dirençlerinin düşük olması ve estetik özelliklerinin yeterli olmaması da en büyük dezavantajlarından (5, 6, 20, 21, 22, 26, 27).

Geleneksel cam iyonomer simanların arka grup dişlerin stres altındaki alanlarında kullanımını sınırlı olduğu için, metal partiküllerinin eklenmesiyle dayanıklılığın artırılması amaçlanmıştır. Bu nedenle ilk olarak Simmons 1983'de cam iyonomer simanın tozuna

amalgam tozları ilave ederek elde edilen yapıyı, Miracle Mix (harika karışım) olarak tanıtmıştır. Araştırmacı bu yeni karışımın, cam iyonomerlerin kırılma veya fazla aşınma gibi olumsuzluklarını giderebileceğini ileri sürmüştür (20, 46).

Daha sonra Mc Lean ve Gasser tarafından, cam iyonomer simanlara metal alaşımlarından alınan lifler ve partiküller katılarak yeni bir tip siman üretilmiş ve cam-sermet simanlar olarak tanımlanmıştır (20, 46).

Croll ve arkadaşları yaptıkları 7 yıllık bir çalışmada, I., III., V. ve bazı II. sınıf çürük lezyonlu süt dişi restorasyonlarında kullanılan sermet simanların iyi bir performans sergilediğini bildirmişlerdir. Ancak, bu restorasyonların çiğneme basıncına karşı gösterdiği düşük kırılma dirençleri ve estetik olmayan gri renkleri en önemli dezavantajları olarak belirtilmiştir (51).

Hickel (1988) metalle güçlendirilmiş cam iyonomer simanlarda yaptığı 3 yıllık çalışma sonunda, II. sınıf kaviteli dişlerdeki restorasyonun başarı oranını %33 olarak belirlemiştir (80).

Kramer ve arkadaşları (1994) ise, özellikle II. sınıf kavitelere yerleştirilen sermet simanlarda tüberkül kırılmalarının yüksek oranda meydana geldiğini açıklamışlardır (81).

Mjör ve Jokstad; amalgam, sermet siman ve kompozit rezin kullanarak 274 adet diş üzerinde yaptıkları bir çalışmada; sermet simanla restore edilmiş dişlerde amalgam ve kompozit rezinlerden daha yüksek sıklıkta tüberkül kırılması gözlediklerini bildirmişlerdir (82).

Aynı araştırmacılar (1993), 5 yıllık bir başka çalışmanın ardından; metalle güçlendirilmiş cam iyonomer simanlardaki başarısızlık oranını %45 olarak belirlemiştir. Bunun asıl sebebinin restorasyonun kırılması olduğunu bildirmişlerdir. Kırılmanın ise, cam iyonomer simanın elastisite dayanıklılığının düşüklüğüne ve açılan kavitenin şekline bağlı olduğunu belirtmişlerdir (82).

Çeşitli çalışmalar sonucunda üretilen ve sermet simanlardan olan Ketac Silver ve Chelon Silver materyalleri; aşınma direnci, diş yapısına çok iyi bağlanması, geleneksel cam iyonomer siman kadar florit salınımı yapması, antikaryojenik özellik taşıması, hazırlama ve uygulamasının kolay olması, kısa sürede sertleşmesi ve civa içermemesi gibi olumlu özellikleriyle süt dişi restorasyonları için iyi birer alternatiftir (47, 83).

Croll ve Phillips (1991); çocuk ve genç yetişkin dişlerinde bu materyalleri kullanarak yaptıkları 6 yıllık bir çalışma sonucunda, Ketac Silver ve Chelon Silver'in kullanım



alanlarının sınırlı olmasına rağmen, süt dişlerinin çürük lezyonlarında gümüş amalgama iyi birer alternatif olabileceklerini iddia etmişlerdir (47).

Voorde ve arkadaşları, metal ilavesinin Ketac silver'in bağlanma yeteneğini azaltmadığını, ancak yüksek çiğneme basıncına maruz kalan bölgelerde dayanıklılığının yetersiz olduğunu bildirmişlerdir (22).

Marks ve arkadaşları ise; yapmış oldukları uzun süreli bir klinik çalışma sonucunda, Ketac Silver'in süt dişlerinin I. sınıf restorasyonlarında başarıyla kullanıldığını ancak çiğneme basınçlarına maruz kalan II. sınıf ve marjinal restorasyonlarda kullanılmaması gerektiğini bildirmişlerdir (84).

Araştırmamızda kullandığımız Chelon Silver (3M-Espe); geleneksel cam iyonomer simanlara gümüş iyonlarının ilavesiyle geliştirilmiş bir sermet cam iyonomer siman olup, florit iyonu salabilen, altında kaide kullanılmaksızın uygulanabilen, radyopak bir materyaldir. Toz ve likit oranı ağırlıkça 3.8/1 şeklindedir. Karıştırma süresi 45 sn, çalışma süresi 4 dk, sertleşme süresi ise karıştırma anından itibaren 7 dakikadır. Materyalin ağız içindeki sertleşme zamanı 3 dakika olup, kaide materyali, kor yapımı ve süt dişlerinin restorasyonunda kullanılmaktadır (47).

Çalışmamızın bulgularına dayalı olarak Chelon Silver, en düşük kırılma direncine sahip materyal olarak belirlenmiştir. Bu sonuç, yukarıda adı geçen araştırmacıların bulgularıyla da uyum göstermektedir.

Son yıllarda cam iyonomer simanların geliştirilmiş bir tipi olan Rezinle modifiye cam iyonomer simanlar, yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Bu materyalin fiziko-kimyasal özellikleri geleneksel cam iyonomer simanlardan daha iyi, ancak kompozit rezinlerle kıyaslandığında daha zayıftır. Rezinle modifiye cam iyonomerler; yüksek florit salınımı, mine ve dentine kimyasal bağlanmaları, biyoyumlu ve radyopak olmaları, termal genleşme katsayılarının diş yapısına benzemesi gibi ideal özellikler göstermekle birlikte; sınırlı çalışma süresi, kırılma direnci, düşük aşınma direnci ve nemden etkilenme gibi birtakım dezavantajlara da sahiptirler (5, 54).

Croll ve Killian yaptıkları bir araştırmada, rezinle modifiye cam iyonomer simanların kırılma ve aşınma direnci, basınç ve elastisite dayanıklılığı gibi fiziksel özelliklerinin, kimyasal sertleşen cam iyonomerlerden daha iyi olduğunu bildirmişlerdir (55).

Mitra adlı araştırmacı, ışınla polimerize olan cam iyonomer simanla geleneksel tip cam iyonomer simanın mekanik özelliklerini karşılaştırdığı bir çalışmada, ışınla sertleşen cam iyonomer simanın daha dayanıklı olduğunu bildirmiştir (44). Bu bulgular araştırmamızın sonucuyla uyum göstermektedir.

Rezinle modifiye cam iyonomer siman olan Vitremer (3M) restoratif materyalinin çalışmamızda kullanılmasının nedeni, kompozit rezinlere yakın mekanik özellikler taşıdığıının iddia edilmesidir. Bu materyal; geleneksel cam iyonomer simanların diş yapısına tutunma, florit açığa çıkarma ve biyouyumluluk gibi başlıca avantajlarını içermektedir.

Primeri; maleik asit, HEMA, etilalkol olan Vitremer'in tozu; florealüminosilikat cam, likiti ise polimetakrilik asit, askorbik asit ve maleik asitten oluşmaktadır. Standart toz/likit oranı ağırlık olarak 2,5/1 şeklinindedir. Karıştırma süresi 45 sn, standart toz/likit oranı için çalışma süresi oda sıcaklığında karıştırmaya başladıktan sonra 3 dakikadır. Kendi kendine polimerizasyon süresi ağız boşluğu ısısında karıştırmaya başladıktan sonra 4 dakikadır.

Vitremerin sertleşme mekanizması, üçlü polimerizasyon yöntemi adı verilen ve asit-baz reaksiyonu ile HEMA'nın hem ışık hem de kimyasal yolla polimerizasyonu sonucu gerçekleşmektedir. Vitremer, kök çürükleri ve servikal lezyonlarda, süt dişlerinde, kor yapımında ve kompozit dolguların altında kaide maddesi olarak kullanılmaktadır (41, 60, 66).

El Kalla ve Godoy adlı araştırmacılar yaptıkları çalışmada; bir rezinle modifiye cam iyonomer siman, üç kompomer ve bir minifil hibrit kompozit rezinin basınç karşısındaki dayanıklılığı, elastisitesi ve mikrosertliğini test etmişlerdir. Yapılan test sonucunda; Z100 materyalinin, Vitremer ve kompomerlerden daha yüksek bir dayanıklılığa sahip olduğunu bildirmişlerdir (85).

Çalışmamızın bulgularına dayalı olarak Vitremer materyalinin Valux plus'tan (Z100) daha düşük kırılma direncine sahip olması sonucu, El Kalla ve Godoy adlı araştırmacıların bulgularıyla benzerlik göstermektedir.

Dişlerin kırılma direnci konusunda yapılan uzun süreli araştırmalar, restorasyonun ya da kavite şeklinin diş dayanıklılığında etkili olduğu sonucu üzerinde yoğunlaşmıştır (86).

Lloyd 1983 yılında yapmış olduğu bir araştırmada, kırılma direncinin ölçülmesinde; restorasyonun dış konturlarının, kavite şeklinin ve restore edilmemiş diş miktarının kırılma dayanıklılığında etkili olduğunu bildirmiştir (72).

Bu nedenle yaptığımız çalışmada da, açılan II. sınıf kavitelerin boyutları standardize edilmiştir.

Jagadish ve Yogesh adlı araştırmacılar, kırılma direncinin değerlendirildiği çalışmalarda, standardizasyon ve test makinasının ağız içi ortamını tam olarak yansıtamaması gibi sorunlara dikkat çekmiştir. Ağız içerisinde oluşan direnç ile test makinasında meydana gelen direnç üzerinde farklı etkenlerin rol oynamasının yanısıra ağız içerisindeki kuvvetlerin hızı, şiddeti ve yönü de farklı olmaktadır. Dişlere uygulanan kuvvetin yönü ve hızının sabit olması, sonuçta meydana gelen kırılmayı arttırmaktadır (73).

Aynı sorunlara dikkat çeken Eakle; tüberkül eğim açıları, mine kalınlığı ve dişin yapısında var olan kırılma eğilimine yatkınlığın, dişin kırılma direncini etkilediğini belirtmiştir (87).

Tüm bu nedenlerden dolayı yaptığımız çalışmada standardizasyon amacıyla, çeşitli sebeplerle çekim endikasyonu konmuş çürüksüz premolar dişler kullanılmıştır. Çalışmamızda, dişler üzerine gelen kuvvet, yük ve hız sabit olup kırılma oluşuncaya kadar devam ettirilmiştir. Bununla beraber; dişlerin mine kalınlıkları, tüberkül eğimleri ve boyutlarının farklı olması, kırma testinde kullanılan metal ucun dişe ve dolguya değim noktalarının standardize edilememesi gibi problemler de yaşanmıştır.

Delong ve Douglas (1983) adlı araştırmacılar, in-vitro ortamda fonksiyonel çiğneme kuvvetlerinin tam olarak taklit edilemeyeceğini bildirmelerine rağmen, günümüzde kırılma direnci değerlerinin ölçüldüğü testler; in-vitro ortamda gerçekleştirilmektedir (88, 89).

Yapılan in-vitro çalışmaların çoğunda kullanılan restorasyon materyalleri belirli ölçülerdeki kalıplarda hazırlanarak kırılma testine tabi tutulmalarına rağmen; çalışmamızda restorasyon materyalleri, çekilmiş çürüksüz premolar dişler üzerinde açılan kavitelere yerleştirilmiştir. Restorasyonların dik kuvvetler karşısındaki kırılma dirençlerinin bu şekilde test edilmesinin daha sağlıklı sonuç vereceği kanısındayız.

Bu çalışmanın, dişhekimliğinde uygulanan adeziv restoratif materyallerin, arka grup süt ve sürekli dişlerde kullanılabilmesiyle ilgili araştırmalara katkıda bulunacağı dşnncesindeyiz.

Araştırma sonucu elde edilen bulgulara göre; hem süt hem de sürekli dişlerin arka grup restorasyonlarında cam iyonomer simanların daha az kullanılması gerektiği, ancak dik kuvvetler karşısındaki dirençleri açısından kompozit rezinlere yakın özellik gösteren ve bunun yanında florit salınımına da sahip olan Rezinle modifiye cam iyonomer simanların, süt dişlerinin bütün restorasyonlarında kullanılabileceği kanısına varılmıştır.



## SONUÇLAR

1- Araştırma sonucu elde edilen ortalama kırılma direnci değerleri; Valux Plus için 66,9113 kgf., Herculite XRV için 55,2187 kgf., Vitremer için 51,1493 kgf. ve Chelon Silver için ise 38,0633 kgf. olarak tespit edilmiştir. Kullanılan dört farklı tip restoratif madde arasında; Valux Plus en yüksek, Chelon Silver ise en düşük kırılma direncine sahip materyal olarak belirlenmiştir.

2- Yapılan istatistiksel analizler sonucu elde edilen kırılma direnci değerlerinin en yüksekten daha düşük dirence doğru sıralaması:

Valux Plus > Herculite XRV > Vitremer > Chelon Silver şeklinde izlenmiştir ( $p < 0.001$ ).

3- Hem süt hem de sürekli dişlerin arka grup restorasyonlarında cam iyonomer simanların daha az kullanılması gerektiği, ancak dik kuvvetler karşısındaki dirençleri açısından kompozit rezinlere yakın özellik gösteren ve bunun yanında florit salınımına da sahip olan Resinle modifiye cam iyonomer simanların, süt dişlerinin bütün restorasyonlarında kullanılabileceği kanısına varılmıştır.

## KAYNAKLAR

1. Gwinnett AJ, Baratieri LN, Monteiro S, Ritter AV. Adhesive Restorations with Amalgam: Guidelines for the Clinician. *Quintessence Int.* 1994; 25: 687-695.
2. Bayırlı G, Şirin Ş. Restoratif Tedavi. İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları. İ.Ü. Yayın No: 3347. Taş Matbaası. İstanbul 1985.
3. Önen A. Günümüzde Amalgam. *T.D.B.D.* 2002; 71: 34-36.
4. Freitas CRB, Miranda MIS, Andrade MF, Flores VHO, Vaz LG, Guimaraes NC. Resistance to Maxillary Premolar Fractures After Restoration of Class II Preparations with Resin Composite or Ceromer. *Quintessence Int.* 2002; 33: 589-594.
5. Mass E, Gordon M, Fuks AB. Assessment of Compomer Proximal Restorations in Primary Molars: A Retrospective Study in Children. *Journal Of Dentistry For Children.* 1999; 66(2): 93-97.
6. Ersöz E. Cam İyonomer Simanların Sınıflandırılması. *T.D.B.D.* 2002; 71: 52-54.
7. Dayangaç GB. Kompozit Rezin Restorasyonlar. Güneş Kitabevi Ltd. Şti. Ankara 2000.
8. Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry.* Fourth Edition. Mosby Co. St. Louis. 2002.
9. Hunt PR. A Modified Class II Cavity Preparation for Glass Ionomer Restorative Materials. *Quintessence Int.* 1984; 10: 1011-1018.
10. Lutz F, Phillips RW. A Classification and Evaluation of Composite Resin Systems. *Operative Dentistry.* 1983; 50(4): 480-488.
11. Çalışkan MK, Gökay N. Kompozit Dolgu Maddelerinin Genel Özellikleri ve Sınıflandırılması. *E.D.F.D.* 1990; 11(3): 119-128.
12. Öztürk Ö, Uludağ B. Kompozit Rezin Esaslı Yapıştırma Simanları ve Adeziv Simantasyon Tekniği. *T.D.B.D.* 2002; 66: 32-39.
13. Koray F, Yücel T. Kompozitin Ön Dişlerde Kullanımı. *T.D.B.D.* 2002; 71: 16-23.
14. Özel E, Tuna B. Restoratif Dişhekimliğinde Kompomerler. *Akademik Dental Dişhekimliği Dergisi.* 2003; 5(1): 42-45.
15. Davis DM, Waters NE. An Investigation into the Fracture Behavior of a Particulate-Filled Bis-GMA Resin. *J. Dent. Res.* 1987; 66(6): 1128-1133.
16. Dayangaç GB. Direkt Posterior Kompozitler. *T.D.B.D.* 2002; 71: 24-27.
17. Turgut MD, Attar N, Ölmez S. Akışkan ve Kondanse Edilebilir Kompozit Rezinler. *T.D.B.D.* 2003; 74: 30-32.
18. Ferracane JL. New Polymer Resins for Dental Restoratives. *Operative Dentistry.* 2001; Supplement 6: 199-209.
19. Dabanoğlu A, Koray F. Ormocer Esaslı Restoratif Materyaller. *T.D.B.D.* 2002;71: 40-41.
20. Swift EJ. An Update on Glass Ionomer Cements. *Quintessence Int.* 1988; 19(2): 125-129.
21. Azillah MA, Anstice HM, Pearson GJ. Long-term Flexural Strength of Three Direct Aesthetic Restorative Materials. *J. Dent.* 1998; 26: 177-182.
22. Van de Voorde A, Gerdtts GJ, Murchison DF. Clinical uses of glass ionomer cement: a literature review. *Quintessence Int.* 1988; 19(1): 53-61.
23. Aktaner O. Cam İyonomer Simanlar: 1- Sertleşme Reaksiyonu ve Özellikleri. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi.* 1990; 11(3): 153-162.
24. Çetiner S. Cam İyonomer Simanlar. *T.D.B.D.* 1992; 19: 16-17.

25. Önen A. Cam İyonomer Simanların Klinik Gelişimleri ve Özellikleri. HÜ Dişhek. Fak. Derg. 1984; 8(2): 69-76.
26. Gökçe YB. Cam İyonomer Simanların Kullanım Alanları ve Çeşitleri. T.D.B.D. 2001; 64: 32-34.
27. Nalbant AD. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar. G.Ü. Dişhek. Fak. Derg. 2002; 19(1): 47-51.
28. Prosser HC, Powis DR, Wilson AD. Glass Ionomer Cements of Improved Flexural Strength. J. Dent. Res. 1986; 65(2): 146-148.
29. Aktener O. Cam İyonomer Simanlar : 2. Klinik Endikasyonları. E.D.F.D. 1990; 11(4):171-177.
30. Marks LAM, Van Amerongen WE, Kreulen CM, Weerheijm KL, Martens LC. Conservative Interproximal Box-Only Polyacid Modified Composite Restorations in Primary Molars, Twelve-Month Clinical Results. Journal Of Dentistry For Children. 1999; 66(1): 23-29.
31. Cortes O, Garcia C, Perez L, Bravo LA. A Comparison of The Bond Strength to Enamel and Dentin of Two Compomers: An In Vitro Study. Journal of Dentistry for Children. 1998; 65(1): 29-31.
32. Morabito A, Defabianis P. The Marginal Seal of Various Restorative Materials in Primary Molars. J Clin Pediatr Dent. 1997; 22(1): 51-54.
33. Castro GW, Gray SE, Buikema DJ, Reagan SE. The Effect of Various Surface Coatings on Fluoride Release from Glass-Ionomer Cement. Operative Dentistry. 1994; 19: 194-198.
34. de Araujo FB, Garcia-Godoy F, Cury JA, Conceição EN. Fluoride Release from Fluoride-Containing Materials. Operative Dentistry. 1996; 21: 185-190.
35. Mount GJ. Glass Ionomers: A Review of Their Current Status. Operative Dentistry. 1999; 24: 115-124.
36. Herrera M, Castillo A, Bravo M, Liebana J, Carrion P. Antibacterial Activity of resin Adhesives, Glass Ionomer and Resin Modified Glass Ionomer Cements and a Compomer in Contact with Dentin Caries Samples. Operative Dentistry. 2000; 25: 265-269.
37. Herrera M, Castillo A, Baca P, Carrion P. Antibacterial Activity of Glass-Ionomer Restorative Cements Exposed to Cavity-Producing Microorganisms. Operative Dentistry. 1999; 24: 286-291.
38. White SN, Sorensen JA, Kang SK, Caputo AA. Microleakage of New Crown and Fixed Partial Denture Luting Agents. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1992; 67: 156-161.
39. Mount GJ. Restorations of Eroded Areas. J.A.D.A. 1990; 120: 31-35.
40. Mount GJ. Clinical Placement of Modern Glass Ionomer Cements. Quintessence Int. 1993; 24(2): 99-107.
41. Mount GJ. Glass Ionomer Cements: Past, Present and Future. Operative Dentistry. 1994; 19: 82-90.
42. Shaffer RA, Charlton DG, Hermes CB. Repairability of Three Resin-Modified Glass-Ionomer Restorative Materials. Operative Dentistry. 1998; 23: 168-172.
43. Mitra SB. In Vitro Fluoride Release from a Light-Cured Glass-Ionomer Liner/Base. J. Dent. Res. 1991; 70(1): 75-78.
44. Mitra SB. Adhesion to Dentin and Physical Properties of a Light-Cured Glass Ionomer Liner/Base. J. Dent. Res. 1991; 70(1): 72-74.

45. Dhummarungrong S, Moore BK, Avery DR. Properties Related to Strength and Resistance to Abrasion of Variglass VLC, Fuji II LC, Ketac-Silver and Z100 Composite Resin. *Journal of Dentistry for Children*. 1994; 61(1): 17-20.
46. Mclean JW, Gasser O. Glass-Cermet Cements. *Dent. Res.* 1985; 16(5): 333-343.
47. Croll TP, Phillips RW. Six Years' Experience with Glass-Ionomer-Silver Cermet Cement. *Quintessence Int.* 1991; 22: 783-793.
48. Aktaner O, Okşan T, Bayol Ü. Cam-Sermet Simanların Kemik Dokusunda Oluşturduğu Reaksiyonların Histopatolojik Tetkiki. *E.D.F.D.* 1990; 11(4): 117-123.
49. Yap AUJ, Teo JCM, Teoh SH. Comparative Wear Resistance of Reinforced Glass Ionomer Restorative Materials. *Operative Dentistry*. 2001; 26: 343-348.
50. Hinoura K, Moore BK, Phillips RW. Tensile Bond Strength Between Glass Ionomer Cements and Composite Resin. *J. Am. Dent. Assoc.* 1987; 114(2): 167-172.
51. Croll TP, Killian CM. Visible Light-Hardened Glass Ionomer Resin Cement Restorations for Primary Teeth: New Developments. *Quintessence Int.* 1992; 23(10): 679-682.
52. Croll TP, Phillips RW. Glass Ionomer-Silver Cermet Restorations for Primary Teeth. *Quintessence Int.* 1986; 17(10): 607-615.
53. Irie M, Suzuki K. Marginal Seal of Resin-Modified Glass Ionomers and Compomers: Effect of Delaying Polishing Procedure After One-Day Storage. *Operative Dentistry*. 2000; 25: 488-496.
54. Croll TP, Killian CM. Restoration of Class II Carious Lesions in Primary Molars Using Light-Hardening Glass-Ionomer Resin Cement. *Quintessence Int.* 1993; 24: 561-565.
55. Croll TP, Killian CM. Glass Ionomer Resin Restoration of Primary Molars with Adjacent Class II Carious Lesions. *Operative Dentistry*. 1993; 24(10): 723-727.
56. Yap AUJ, Sim CPC, Loganathan V. Color Stability of a Resin-Modified Glass Ionomer Cement. *Operative Dentistry*. 2001; 26: 591-596.
57. Simonsen RJ. Editorial. *Quintessence Int.* 1995; 26(12): 823.
58. Bapna MS, Mueller HJ. Relative Solubilities of Hybrid Ionomers and Compomers by Acid Impingement. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1999; 26: 786-790.
59. Miyazaki M, Iwasaki K, Soyamura T, Onose H, Moore BK. Resin Modified Glass Ionomers: Dentin Bonding Strength Versus Time. *Operative Dentistry*. 1998; 23: 144-149.
60. Demirci M. Hibrid İyonomerler ve Kompomerlerin Klinik Özellikleri. *T.D.B.D.* 2003; 75: 49-52.
61. Chadwick RG, Woolford MJ. A Comparison of The Shear Bond Strengths to a Resin Composite of Two Conventional and Two Resin-Modified Glass Polyalkenoate (Ionomer) Cements. *J.Dent.* 1993; 21: 111-116.
62. Um CM, Oilo G. The Effect of Early Water Contact on Glass-Ionomer Cements. *Quintessence Int.* 1992; 23: 209-214.
63. Lin A, McIntyre NS, Davidson RD. Studies on the Adhesion of Glass-Ionomer Cements to Dentin. *J. Dent. Res.* 1992; 71(11): 1836-1841.
64. Tate WH, Friedl KH, Powers JM. Bond Strength of Composites to Hybrid Ionomers. *Operative Dentistry*. 1996; 21: 147-152.
65. Kerby RE, Knobloch L, Thakur A. Strength Properties of Visible-Light-Cured Resin-Modified Glass Ionomer Cements. *Operative Dentistry*. 1997; 22: 79-83.



66. Uno S, Finger WJ. Effect of Mode of Conditioning Treatment on Efficacy of Dentin Bonding. *Operative Dentistry*. 1996; 21: 31-35.
67. Ferrari M, Davidson CL. Sealing Capacity of a Resin Modified Glass Ionomer and Resin Composite Placed Invivo in Class 5 Restorations. *Operative Dentistry*. 1996; 21: 69-72.
68. Tyas MJ. Three-Year Clinical Evaluation of a Polyacid-Modified Resin Composite (Dyract). *Operative Dentistry*. 2000; 25: 152-154.
69. Tyas MJ. Clinical Evaluation of a Polyacid-Modified Resin Composite (Compomer). *Operative Dentistry*. 1998; 23: 77-80.
70. Kelsey WP, Latta MA, Shaddy RS, Stanislav CM. Physical Properties of Three Packable Resin-Composite Restorative Materials. *Operative Dentistry*. 2000; 25: 331-335.
71. Caplan DJ, Denehy GE, Reinhardt JW. Effect of Retention Grooves on Fracture Strength of Class II Composite Resin and Amalgam Restorations. *Operative Dentistry*. 1990; 15: 48-52.
72. Lloyd CH. Resistance to Fracture in Posterior Composites. Measurement of Their Fracture Toughness and a Comparison with other Restorative Materials. *Br Dent J*. 1983; 155: 411-414.
73. Jagadish S, Yogesh BG. Fracture Resistance of Teeth with Class II Silver Amalgam, Posterior Composite and Glass Cermet Restorations. *Operative Dentistry*. 1990; 15: 42-47.
74. Ferracane JL. The Fracture Toughness ( $K_{Ic}$ ) of Composite Filling Materials and Crack-Tip Radius. *J. Dent. Res*. 1988; 67(5): 884-885.
75. Ferracane JL, Antonio RC, Matsumoto H. Variables Affecting The Fracture Toughness of Dental Composites. *J. Dent. Res*. 1987; 66(6): 1140-1145.
76. Ben-Amar A, Metzger Z, Gontar G. Cavity Design for Class II Composite Restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1987; 58(1): 5-8.
77. Wilson H, Üçtaşlı S. Fracture Toughness of Dental Composites. *Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*. 1990; 17(2): 233-237.
78. Ferracane JL, Condon JR. In Vitro Evaluation of the Marginal Degradation of Dental Composites Under Simulated Occlusal Loading. *Dental Materials*. 1999; 15 (4): 262-267.
79. Shortall AC, Uctasli S, Marquis PM. Fracture Resistance of Anterior, Posterior and Universal Light Activated Composite Restoratives. *Operative Dentistry*. 2001; 26: 87-96.
80. Hickel RA, Folwaczny M. Various Forms of Glass Ionomers and Compomers. *Operative Dentistry*. 2001; Supplement 6: 177-190.
81. Kramer NK, Kunzelmann KH, Pollety T, Pelka M, Hickel R. Long-Term Results with Cermet Cement Filling in Class I / II Cavities. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*. 1994; 49: 905-909. (Literatür 80'den alınmıştır.)
82. Mjör A, Jokstad A. Five Year Study of Class II Restorations in Permanent Teeth Using Amalgam, Glass Polyalkenoate (Ionomer) Cermet and Resin-Based Composite Materials. *J. Dent*. 1993; 21: 338-343.
83. Noort RV. Dental Materials: 1991 Literature Review. *J. Dent*. 1993; 21: 5-30.
84. Marks LAM, Van Amerongen WE, Borgmeijer PJ, Groen HJ, Martens LC. Ketac Molar Versus Dyract Class II Restorations in Primary Molars: Twelve Month Clinical Results. *Journal of Dentistry for Children*. 2000; 67(1): 37-41.

85. El Kalla IH, Garcia-Godoy F. Mechanical Properties of Compomer Restorative Materials. Operative Dentistry. 1999; 24: 2-8.
86. Burke FJT. Tooth Fracture in Vivo and in Vitro. J. Dent. 1992; 20: 131-139.
87. Eakle WS. Fracture Resistance of Teeth Restored with Class II Bonded Composite Resin. J. Dent. Res. 1986; 65(2): 149-153.
88. Abdalla AI, Davidson CL. Comparison of The Marginal Integrity of In Vivo and In Vitro Class II Composite Restorations. J. Dent. 1993; 21: 158-162.
89. DeLong R, Douglas WH. Development of an Artificial Oral Environment for the Testing of Dental Restoratives: Bi-axial Force and Movement Control. J Dent Res. 1983; 62(1): 32-36.



IC. YENSON  
BIRMINGHAM LIBRARY

## ÖZGEÇMİŞ

11.07.1976 tarihinde İğdır ili aralık ilçesinde doğdum. Aslen Niğde ili Bor ilçesi Çukurkuyu kasabasındanım. İlk ve orta öğrenimimi Kayseri Sümer İlkokulunda, liseyi Adana Erkek Lisesinde okudum. 1994 yılında D.Ü. Dişhekimliği Fakültesini kazandım. 1999 yılında üniversiteden mezun olarak D.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsünün açmış olduğu Pedodonti A.D. doktora sınavını kazandım. Halen Pedodonti Anabilim dalında Araştırma görevlisi olarak çalışmaktayım.

