



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**SİLİKA İÇERİKLİ KAİDE MATERYALİNİN SINIF II
KAVİTELERDE KOMPOZİT REZİNİN KIRILMA
DİRENCİNE ETKİSİNİN KARŞILAŞTIRMALI
İNCELENMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Hande HAKSÖZ

SAMSUN

2025



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**SİLİKA İÇERİKLİ KAİDE MATERYALİNİN SINIF II
KAVİTELERDE KOMPOZİT REZİNİN KIRILMA
DİRENCİNE ETKİSİNİN KARŞILAŞTIRMALI
İNCELENMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Hande HAKSÖZ

**DANIŞMAN
Prof.Dr.Eda GÜLER**

SAMSUN

2025

T.C ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Uzmanlık öğrencisi Dt..... tarafından danışmanlığında hazırlanan
“.....” başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından .../.../..... tarihinde yapılan
sınav ile Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan:

Üye:

Üye:

Üye:

Üye:

Bu tez, Anabilim Dalınca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri
tarafından uygun görülmüştür.

...../...../2025

Ondokuz Mayıs Üniversitesi

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam boyunca desteğini ve ilgisini hiç esirgemeyen, bilgi ve tecrübeleriyle bana her konuda ışık olan, öğrencisi olmaktan gurur duyduğum danışman hocam Sayın Prof.Dr. Eda GÜLER'e,

Uzmanlık eğitimime başladığım günden itibaren tecrübe ve bilgileriyle beni yetiştiren Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda görev yapan değerli hocalarım başta anabilim dalı başkanımız Sayın Prof.Dr. Ertan ERTAŞ'a ve Restoratif Diş Tedavisi Öğretim Üyeleri Sayın Prof.Dr. Nihan GÖNÜLOL, Sayın Prof. Dr. Emel KARAMAN ve Sayın Doç. Dr. Fikret YILMAZ'a,

Tez çalışmamı laboratuvar aşamalarında yardımcı olan Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi dekan yardımcısı Doç.Dr. Hüseyin HATIRLI ve Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda görev yapan Dr. Öğr. Üyesi Gülşah TONGA'ya

Tez verilerimin değerlendirilmesinde yardımlarını esirgemeyen OMÜ Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu, Spor Yöneticiliği Bölümü Bölüm Başkanı Prof. Dr. Soner ÇANKAYA'ya,

Arkadaşlıkları ve destekleri ile her zaman yanımda olan başta Dt. Ayşegül Bahar Erken, Dt. Melek Taş ÇİNKİLİÇ'a

Tez çalışmamın test aşamalarında yardımcı olan Dt. Muhammed Said Aslanlı'ya

ve çalışma hayatımda destek olan tüm asistan arkadaşlarıma ve bölüm personellerine,

Beni bugünlere getiren, hakkını ödeyemeyeceğim canım annem ve babam Refiye HAKSÖZ ve Ertuğrul HAKSÖZ'e, kıymetli varlığı ve destekleriyle hep yanımda olan biricik kardeşimlerim ve ablalarıma,

Çalışmamın gerçekleşmesinde, BAP-04-B2024-5509 proje numarası ile destek sağlayan Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığına, Teşekkür ederim.

ÖZET

Silika İçerikli Kaide Materyalinin Sınıf II Kavitelere Kompozit Rezinin Kırılma Direncine Etkisinin Karşılaştırmalı İncelenmesi

Amaç:

Destek diş yapısının azalması, dişlerin kırılma direncini olumsuz yönde etkiler. Kaybolan dentinin yerine yerleştirilen kaide materyali restorasyon boyunca eşit olarak dağılmış gerilim ve yük sağlar. Bu nedenle çalışmamızın amacı son yıllarda geliştirilmiş güncel bir materyal olan rezin modifiye kalsiyum silikat (TheraBase, Bisco Dental, ABD) ile diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan restoratif kaide materyallerin kırılma dayanımlarının karşılaştırması ve kırık tiplerinin belirlenmesidir.

Materyal ve Metod:

Çalışmada toplam 25 adet sağlıklı insan üst küçükazı dişleri kullanılmıştır. Dişler rastgele beş gruba ayrılmıştır. Grup PK (Pozitif kontrol): Sağlam dişler, Grup NK (negatif kontrol) MOD kavite hazırlanıp restorasyon yapılmayan dişler, Grup SDR: SDR Bulkfill kaide + kompozit, Grup FJL: Fuji II LC kaide + kompozit, Grup TB: TheraBase kaide + kompozit ile restore edilmiştir. Örnekler universal test cihazı ile kırılma testine tabi tutulmuştur. Kırılma noktaları Newton cinsinden kaydedilmiştir. Kırık örnekler stereomikroskop altında incelenmiş ve adeziv, koheziv, miks olarak üç gruba ayrılmıştır.

Bulgular: En yüksek kırılma direnci pozitif kontrol gruplarında, en düşük ise negatif kontrol gruplarında ölçülmüştür. Kaide materyali olarak TheraBase ve SDR kullanılan grup, Fuji II LC ye göre anlamlı olarak daha yüksek kırılma direnci göstermiştir ($p<0.05$).

Sonuç: Kaide materyalinin restorasyonunun kırılma direnci üzerinde önemli etkisi olduğu görülmüştür. TheraBase, hem mekanik hem de biyouyumluluğu sayesinde klinik kullanım açısından umut vaat eden bir materyaldir. Bu elde edilen sonuçlar, restoratif diş tedavisi ve materyal seçiminin, restorasyonun sürdürülebilirliği açısından kritik rol oynadığını göstermektedir.

Anahtar Kelimeler: Kaide materyalleri, kırılma direnci, kompozit rezin, TheraBase,

Hande HAKSÖZ, Uzmanlık Tezi Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Samsun, MAYIS 2025

Abstract

Comparative Investigation of the Effect of Silica-Containing Base Material on the Fracture Resistance of Composite Resin in Cavities

Aim:

The reduction of supporting tooth structure adversely affects the fracture resistance of teeth. A base material placed in the area of lost dentin helps to distribute stress and load evenly throughout the restoration. Therefore, the aim of this study is to compare the fracture resistance of restorative base materials commonly used in dentistry with that of a recently developed material, resin-modified calcium silicate (TheraBase, Bisco Dental, USA), and to identify the associated fracture types.

Materials and Methods:

A total of 25 extracted healthy human maxillary premolars were used in this study. The teeth were randomly divided into five groups group 1 (Positive control): Intact teeth, group 2 (Negative control): Teeth with MOD cavity preparations and no restorations, group 3: SDR Bulkfill base + composite restoration, group 4: Fuji II LC base + composite restoration, group 5: TheraBase base + composite restoration. All specimens were subjected to a fracture test using a universal testing machine, and fracture loads were recorded in Newtons. Fracture patterns were evaluated under a stereomicroscope and classified into three categories: adhesive, cohesive, and mixed.

Results: The highest fracture resistance was observed in the positive control group, while the lowest resistance was recorded in the negative control group. Among the experimental groups, the TheraBase group exhibited significantly higher fracture resistance compared to other base materials ($p < 0.05$).

Conclusion: The results showed that the choice of base material significantly affects the fracture resistance of restorations. TheraBase appears to be a promising material for clinical use due to its favorable mechanical and biocompatible properties. These findings indicate that material selection in restorative dental treatment plays a critical role in the long-term sustainability and success of restorations.

Keywords: Base materials, fracture resistance, composite resin, TheraBase

Hande HAKSÖZ, Specialty Thesis, Ondokuz Mayıs University

Samsun, May 2025

Simgeler ve Kısaltmalar

% : Yüzde

= : Eşittir

oC : Derece Santigrat

MPTS : metakriloksipropiltrimetoksisilan

MMA : Metil metakrilat

Alüminyum Oksit (Al_2O_3)

Bis-GMA : Bis-Fenol-A Glisidil Metakrilat

BIS-EMA : Bisfenol-A Etil Metakrilat

CaOH₂:Kalsiyum Hidroksit

CQ :Komforkinon

Dk: Dakika

DMAEM :dimetilaminoetil metakrilat

HEMA : Hidroksietil Metakrilat

IPT: İndirekt Pulpa tedavisi

ISO: Uluslararası Standizasyon Örgütü

GI:Cam iyonomer

TEGDMA : Trietilen glikol dimetakrilat

UDMA : Üretan dimetakrilat

SBS:shear bond strenght

Si:Silisyum

O:Oksijen

10-MDP : 10-Metakriloiloksidetil Dihidrojen Fosfat

UV : Ultraviyole

CQ : Kamforokinon

Al : Alüminyum

Ba : Baryum cm : Santimetre

mm : Milimetre

mm² : Milimetrekare

nm : Nanometre

MOD:mezial oklizal distal

µm : Mikrometre

sn : Saniye

SiO₂ : Silisyum Dioksit

SDR: Smart Dentin Replacement

PC :Portland Siman

RMCIS:Rezin modifiye cam iyonomer siman

TB :TheraBase

ZOE:Çinko oksit ojenol

İÇİNDEKİLER

ÖZET

ABSTRACT

SİMGELER VE KISALTMALAR

1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	2
2.1.Kaide ve Kaide Türleri.....	2
2.1.1.Therabase.....	3
2.1.2.Cam İyonomerler.....	4
2.1.3.Kompozit Rezinler.....	15
2.2. Restoratif Materyallerin Mekanik ve Fiziksel Özellikleri.....	27
2.2.1.Gerilim.....	28
2.2.2.Gerinim/deformasyon.....	28
2.2.3.Stress/strain.....	29
2.2.4.Sertlik.....	29
2.2.5.Elastik Özellikler.....	30
2.2.6.Kırılma Dayanımı.....	31
3.MATERYAL METOD	34
4.BULGULAR	43
5.TARTIŞMA	48
6.SONUÇ VE ÖNERİ	62
KAYNAKLAR	63
EKLER	70
ÖZGEÇMİŞ	71

1.GİRİŞ

Çürük, travma ve kavite preparasyonları sonucu oluşan destek diş yapısının azalması, dişlerin kırılma direncini olumsuz yönde etkiler. Diş ve posterior tüberküllerinin kısmi veya tam kırıklarına ve hatta kök kırıklarına yol açan birincil nedenler, kapsamlı kavite preparasyonlarının varlığı ve endodontik tedavidir.¹ Kaybolan dentinin yerine yerleştirilen kaide materyali restorasyon boyunca eşit olarak dağılmış gerilim ve yük sağlar.² Ferracane kaidelerin restoratif bir materyali destekleyecek kadar güçlü olması gerektiğini bildirmiştir.³

Günümüzde bu alanda kullanılan bulkfill ve rezin esaslı silikat simanlar gibi yeni materyaller, çalışma süresi, adezyonu artırma ve mekanik dayanıklılığı geliştirme gibi avantajlar sunmaktadır. SDR (Smart Dentin Replacement) bulkfill materyali, düşük polimerizasyonun büzülmesi ve yüksek mekanik özelliklerle öne çıkarken;⁴ TheraBase, kalsiyum salınımı ve dentin kimyasal bağ kurabilme özellikleriyle biyouyumluluk açısından dikkat çekmektedir. Öte yandan, cam iyonomer simanlar, kendi başına adeziv özellikleri, flor salınımı ve dentinle iyonik bağ oluşturma kapasitesiyle uzun yıllardır tercih edilmektedir.^{5,6}

Literatürde; cam iyonomer simanlar, rezin modifiye cam iyonomerler ve akışkan kompozitler gibi çeşitli kaide materyalleri kullanımıyla elde edilen kırılma dirençleri karşılaştırılmıştır.² Kaide olarak kullanılan ışıkla sertleşen materyaller, diğer kaide materyallerine kıyasla daha yüksek kırılma direnci göstermiştir. Bu bulgu, ışıkla sertleşen kaide materyallerinin, son restorasyon materyaliyle olan uyumluluğu sayesinde, restorasyonun bütünlüğünü ve dayanıklılığını artırabileceğini düşündürmektedir.

Bu tez çalışmasında, MOD kavite hazırlanmış insan premolar dişlerinin kırılma dayanıklılığı, farklı kaideler ile restore edilerek (SDR bulk-fill, Fuji II LC ve TheraBase) ölçülecektir. Ayrıca, sadece kavite açılmış ve restore edilmiş dişler ile sağlam dişlerin karşılaştırılması değerlendirilmeyecek, kavite açılmış ve restore edilmemiş dişler ile sağlam dişlerin karşılaştırılması yoluyla diş bütünlüğü üzerindeki etkileri de analiz edilecektir. Çalışmanın amacı, klinikte kullanılacak ideal kaide materyalini belirleyerek, dişin uzun ömürlü fonksiyonel çalışmasını artıracak klinik tedavilere katkı sağlamaktır

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Kaide ve Kaide Türleri

Kaide materyalleri, restoratif dolgu materyali ile dentin arasına yerleştirilen, üstteki restorasyonun kalınlığını kontrol eden ve pulpaya termal ve kimyasal bariyer görevi gören materyallerdir. Kaideler, pulpaya termal koruma sağlamak ve restorasyondan gelen stresleri alttaki dentin yüzeyine dağıtarak mekanik destek sağlamak amacıyla kullanılırlar. Kaide materyalinin birincil işlevi derin kavitelerde dentin sızdırmazlığını sağlamak, büyük kompozit restorasyonda dentinin yerini alıp kompozit hacmini azaltmaktır.⁷

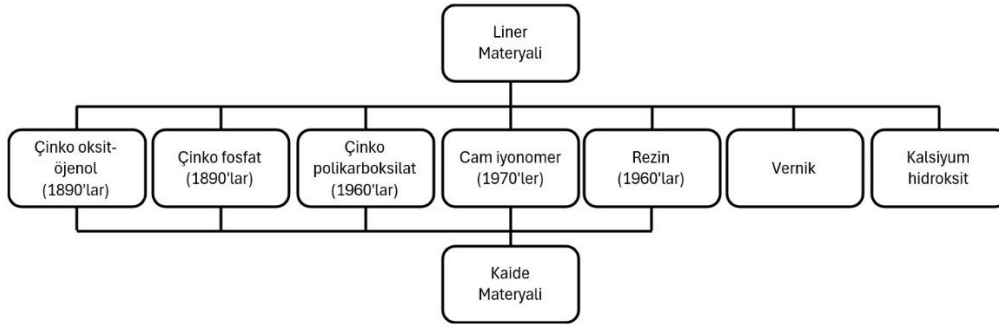
Ferracane kaidelerin kalın katmanlar halinde yerleştirilmesi gerektiğini ve restoratif bir materyali destekleyecek kadar güçlü olması gerektiğini söyler.⁸ Craig ve Powers ise kaideleri iki kategoriye ayırır; birincisi, liner olarak adlandırılan düşük mukavemetli kalsiyum hidroksit (CaOH) ve çinko oksit öjenol (ZOE) siman, ikinci ise, Ferracane ile aynı tanımı taşıyan yüksek dayanımlı kaidelerdir.⁹

Florür iyonları, bazı liner ve kaideler tarafından salınabilmektedir. Florürün, antikaryojenik etkiye sahip olduğu ve sekonder çürüklerin oluşumunu engellediği bilinmektedir. Florür, bakteriyeye nüfuz eden ve enzim aktivitesini inhibe eden hidroflorik asit sentezi yoluyla bakteriyel metabolizmayı inhibe ederek, asit üretim oranını azaltır. Bununla birlikte, florür salınan bileşiklerin klinik faydası hala bilinmemektedir.^{10, 11}

Kaide Türleri:

- 1.Çinko oksit ojenol (ZOE)
- 2.Polikarboksilatlar 1970'lerde popülerlik kazandı.
- 3.Çinko fosfat siman 1960'lardan önce yaygın olarak kullanılıyordu .(1)
- 4.Cam İyonomer (GI)
- 5.Rezin¹²

Kaide ve linerlar, kalsiyum hidroksit(CaOH), çinko oksit öjenol, çinko fosfat, çinko polikarboksilat, cam iyonomer ve rezin içerikli olarak gruplandırılırlar. Liner ve kaide olarak kullanılan materyaller piyasaya çıkış tarihlerine göre Şekil 1 de gösterilmiştir.¹²



Şekil.1 Liner ve kaide olarak kullanılan materyaller¹²

2.1.1. Therabase

Therabase® (Bisco Inc., Schaumburg, IL, ABD) dual cure, rezin modifiye kalsiyum silikat materyalidir. Uygulanması kolay bir biyomalzemedir ve sertleştikten hemen sonra daha fazla beklemeye gerek kalmadan kalıcı restorasyona olanak tanır ve böylece tüm tedavi süresini en aza indirmeye yardımcı olur.

Bisco Inc. tarafından üretilen, Portland siman kalsiyum iyonları salan ve aynı zamanda self adeziv bir liner olarak işlev gören dual cure bir formüle sahip olan yeni bir kalsiyum silikat simandır.

TheraBase, Portland siman, baryum içeren itriyum camı, itriyum florür, BisGMA içerir ve dual bir özellik gösterir; hem oto-polimerize hem de fotopolimerize edilebilir. Bunun nedeni, kimyasal yapısındaki tiksotropik bir matrisin varlığıdır; bu, materyalin nem ve sıcaklığa bağlı olarak 60 saniye içinde ilk sertleşmeyi sağlamasına ve ardından fotopolimerizasyon ile tam sertleşmeyi tamamlamasına olanak tanır.¹³

TheraBase® [TB] (Bisco Inc. Schaumburg, IL, ABD) indirek pulpa tedavisi (IPT) sırasında kaide materyali olarak kullanılmak üzere önerilmektedir ve 10-metakriloloksi dekil dihidrojen fosfat (10-MDP) bileşeni sayesinde dentine doğrudan bağlanabilmektedir.¹⁴

Yeni Portland siman bazlı malzeme, diş yapısıyla kimyasal bir bağ kurmanın yanı sıra, pulpa canlılığını desteklemeye elverişli alkali bir pH ortamı üreten bir kalsiyum salma mekanizması da oluşturur.

Florür salan yeni Portland siman esaslı materyalle indirekt pulpa kapaklama, geri dönüşümlü pulpitis tanısı konmuş süt azı dişlerinde bile yüksek başarı oranı sunarak, dişlerin korunmasında umut vadeden bir seçenek olabilir.¹⁵

TheraBase (BISCO, Schaumburg, IL, ABD) materyali, TheraCal LC (BISCO, Schaumburg, IL, ABD) ve TheraCal PT (BISCO, Schaumburg, IL, ABD) materyalleri ile karşılaştırıldığında en yüksek ortalama SBS (shear bond strength) değerini elde etmiştir. Ayrıca, TB'nin daha fazla örneği test edilen materyal içinde kalsiyum silikat bazlı materyalin kompozitten ayrılması koheziv (yapışma) hatayla sonuçlanmıştır. Daha dayanıklı bir bağ, rezinin koheziv hatayla kırılmasına yol açacaktır.¹⁴

Üretici, yeni Portland siman bazlı materyalin kalsiyum saldıgını, kolay ve hızlı bir şekilde uygulanabileceğini ve dolaylı pulpa tedavilerinde kaide olarak kullanılabileceğini belirtmektedir.¹⁶

TB yeni piyasaya sürülen bir üründür; dolayısıyla, Portland bazlı kalsiyum salan materyalin klinik ve radyografik başarısını değerlendiren fazla çalışma yapılmamıştır.

2.1.2. Cam İyonomerler:

Cam iyonomer simanlar 1970'lerin başında silikat siman ve poli-karboksilat simanlardan türetilmiştir.

Polikarboksilatlar, diş dokusuna adezyon gösteren ilk dental siman olarak hızla yapıştırıcı simanlar olarak popülerlik kazanmışlarsa da, yüksek çözünürlük, zayıf mekanik özellikler nedeniyle restoratif materyal olarak kullanılamamışlardır. Ancak, polikarboksilat simanın çinko oksidi yerine, silikat simanda kullanılan benzer reaktif iyon salabilen bir camla değiştirilmesiyle daha güçlü, daha az çözünür ve daha trasludent bir siman elde edilebileceği keşfedilmiştir.¹⁷

Her ne kadar Uluslararası Standardizasyon Örgütü (ISO) tarafından bu materyaller için 'cam polialkenoat siman' terimi önerilse de, literatürde uzun süredir 'cam iyonomer siman' ifadesi kullanılmakta olup, bu terim diş hekimliğinde yaygın olarak kabul görmektedir.¹⁸

- Cam İyonomer Simanların İçeriği :

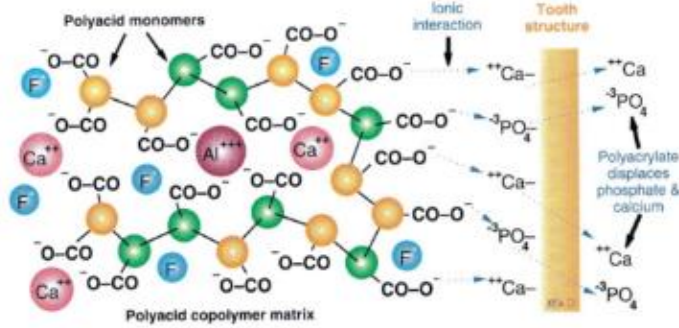
Cam iyonomerler, kalsiyum stronsiyum, alüminasilikat cam tozu (baz) ile suda çözünen bir polimerin (asit) birleşimiyle oluşur.¹⁹ Günümüzde asit, akrilik asit veya maeik asit/akrilik asitten oluşabilmektedir. Polimerizasyon zamanını kontrol etmek için üreticiler tarafından tartarik asit de eklenmektedir.

Bu malzemeler toz ve sıvı olarak veya su ile karıştırılmış toz halinde temin edilebilirler. Toz/sıvı formülasyonlarında, toz bileşeni, silikat malzemelerinde kullanılan benzer bir kompozisyona sahip sodyum alumino-silikat camından oluşmaktadır. Ancak, bu camdaki alüminyum oksit (Al_2O_3) ile silisyum dioksit (SiO_2) oranı, silikatlarda kullanılan oranla kıyaslandığında artırılmıştır. Bu değişiklik, camın reaktivitesini önemli ölçüde artırarak, poliakrilik asit ile hızlı bir şekilde reaksiyona girmesini sağlar. Ayrıca, tıpkı silikat malzemelerinde olduğu gibi, camlar yüksek oranda florür içerir. Florür, doğrudan sertleşme reaksiyonuna dahil olmasa da, çevredeki diş dokusunun çürük hassasiyetini etkileyebilir.¹⁷ Üreticiler doğru oranda karıştırma sağlamak için damlalıklı şişede asit temin ederler. Cam iyonomer simanlar, bir spatula kullanılarak bir ped veya cam blok üzerinde elle karıştırılabilir. Malzeme ayrıca, bir membranla ayrılmış, özel yapım bir kapsülde de üretilir. Membran, karıştırmadan hemen önce kırılır ve kapsül, otomatik karıştırıcıda hızla titreştirilir. Oranlar üretici tarafından kontrol edilir ve hızlı temiz bir karıştırma işlemi sağlanır.^{17, 18}

- Cam İyonomer Simanların Sertleşme Mekanizması:

Asidik bir çözelti ($pH = 1$), silika camın yüzeyini kısmen çözerek, kalsiyum alüminyumu, florür ve diğer iyonları serbest bırakır. Serbest kalan kalsiyum iyonları, poliakrilik asit polimerlerinin karboksilleri dağılarak hızla ivmelenerek şelat oluşturur. Bu bağlanma, poliakrilik asit zincirlerinin çapraz bağlanmasını sağlar ve bunun sonucunda amorf bir polimer jel meydana gelir. Takip eden 24-72 saatlik süre içinde, kalsiyum iyonları daha yavaş reaksiyona giren alüminyum iyonları ile yer değiştirir. Bu süreç, mekanik olarak daha sağlam, çapraz bağlı matrisin yayılmasını sağlar. Alüminyum iyonlarının çapraz birleşmesi ile gerçekleşen bu süreçte, silikon iyonları ve serbest su, inorganik bir ko-matris oluşturmak için bir matris ve bu genellikle hidratlı silikat olarak büyür (şekil 2). Ayrıca, aynı karboksilik asitleri dağıtan diş yapısındaki kalsiyum iyonlarıyla da etkileşime girerek yüzeydeki iyonları çalıştırır. Bu reaksiyon, koşullar

uygun olduğunda, iç ve dış yüzeylerde gerçek kimyasal bağların ortaya çıkmasına yol açar.⁷



Şekil 2. Cam iyonomer iyonlarıyla diş yapısı arasındaki iyonik etkileşim⁷

- Cam İyonomer Simanların Tipleri ve Kullanım Alanları:

Cam iyonomerlerin diş hekimliğinde çeşitli kullanımları vardır. Cam iyonomerler siman liner, kaide, ve restoratif materyal olarak kullanılabilir. (3) Amaçlanan klinik kullanıma bağlı olarak aşağıdaki gibi üç türe ayrılabilirler:

Tip I: Yapıştırma ve bağlama simanları.

- Kron, köprü, inley, onley ve ortodontik aparatların simantasyonunda kullanılır.
- Nispeten düşük toz:sıvı oranı (1,5:1 ila 3,8:1) kullanılır.
- Hızlı sertleşir, suya karşı erken direnci iyidir.
- Radyopaktır.

Tip II: Restoratif simanlar

Tip II simanlar, görünümün önemine göre iki alt gruba ayrılır.

Görünümün önemli olduğu ön restorasyonlar için Tip II (i):

- Yüksek toz:sıvı (en az 3:1 ve en fazla 6,8:1) oranı kullanılır.
- Renk uyumu ve şeffaflığı iyidir.
- En az 24 saat boyunca vernik veya vazelin ile nemden korunması gerekir.
- Genellikle radyopaklardır.

Görünümün önemli olmadığı durumlarda (posterior restorasyon) kullanım için, Tip II (ii):

- Ayrıca yüksek toz:sıvı oranı (3:1 ila 4:1) kullanılır.
- Hızlı sertleşme ve suya karşı erken direnç gösterir.
- Radyopaklardır.

Tip III: Liner ve kaide

- Linerler için düşük toz:sıvı oranı (1,5:1) kullanılır.
- “Açık sandviç” tekniğinde kompozit rezin ile birlikte dentin yerine geçen bir kaide olarak işlev görür.
- Kaide için daha yüksek toz:sıvı oranında (3:1 ila 6,8:1) kullanılır.
- Radyoopaktırlar¹⁸

Geleneksel Cam İyonomer Simanlar:

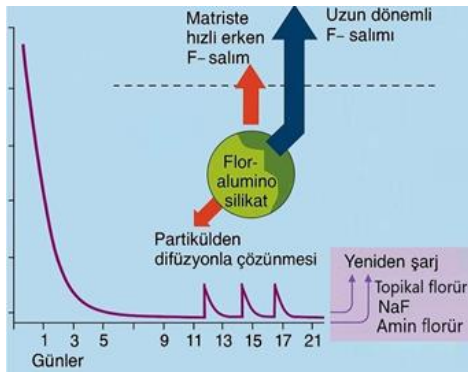
- Adezyon:

Geleneksel cam iyonomer simanların mine ve dentin adezyonu, simanın bileşimindeki karboksil gruplarının diş yapısındaki kalsiyum veya dentin kollajeni ile reaksiyona girmesiyle gerçekleşir. Bu reaksiyon sırasında, simanın sertleşmesiyle birlikte bağlantı ortaya çıkar. Bu bağlanma, simanla mine apatiti ve dentin kollajeni arasında hidrojen köprüleri veya metal iyonları komplekslerinin ürünleriyle sağlanır. Bu bağlanma, kimyasal çekim güçleriyle meydana gelir.

Geleneksel cam iyonomer simanlar, mine ve dentin bağlanabilmektedir. Etkileşim genellikle 0,5-10 mikronluk intertübüler dentin bölgesinde gerçekleşir, yani dentin tübüllerinin arasındaki alanda bu bağlantı sağlanır.²⁰

- Flor Salınımı:

Cam iyonomer simanın flor salma özelliği tekrarlayan çürüklere karşı dişi daha dirençli hale getirir.



Şekil 3. Florur salımı ve reşarji²¹

Reaksiyonun başlangıcında, toz partiküllerinin asitle çözünmesi matrise büyük miktarda florür salınımına neden olur. Florür iyonları matriks dış yüzeyinden hızla yayılır. Ancak bu aşamadan sonra florun tek kaynağı floralümina silikat parçalarıdır ve bu nedenle difüzyon süreci yavaştır. Matriksdeki iyonlar partiküllerden yayılan flour iyonlarıyla çok yavaş şekilde değiştirir (Şekil.3). Cam iyonomerler topikal florürler, florürlü gargaralar veya florür içeren diş macunları kullanımında yüksek miktarda flor iyonuna maruz kalır. Konsantrasyon gradyanı geçici olarak tersine döner ve florür cam iyonomere yayılır. Bu işleme flor reşarjı denir. Bu olay cam iyonomerlerin ikincil çürükleri önlemesini sağlar.²¹

Özetle; florürün cam iyonomerlerden sulu bir ortamda salınabileceği iki mekanizma vardır. Birinci mekanizma, dış yüzeyden çözeltiye hızlı bir şekilde çözünmeyi içeren kısa aralıklı bir reaksiyon olup, bu "işlem I" olarak adlandırılır. İyonların toplu siman boyunca difüzyonu ise; "işlem II" olarak adlandırılır. Bu iki işlem, denklemlerle gösterilir (Şekil 4).

$$[F]_c = \frac{[F]_I t}{(t + t_{1/2})} + \beta t t_{1/2}$$

Şekil 4. Florür iyonunun sulu ortama salınma mekanizması

1. $[F]_c$ - Bu, cam iyonomerden salınan florür iyonlarının konsantrasyonunu temsil eder. Simanın çözünerek sulu ortamda salınan flor iyonlarının miktarıdır.

2. $[F]_I$ Bu, işlem I (hızlı çözünme) için florür salınımının başlangıçtaki miktarını ifade eder. Yani, simanın dış ortamdan salınan florür iyonlarının ilk baştaki yüksek birikimidir.

3. (t) Zamanı temsil eder. Bu terim, florür salınımının zamanı içindeki nasıl değiştiğini gösterir.²²

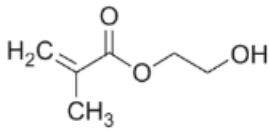
Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMGIC) :

1980'lerin sonlarına doğru, daha uzun çalışma süresi ve kontrollü sertleşme zamanı sağlamak amacıyla rezin modifiyeli cam iyonomer (RMGI) kavramı geliştirilmiştir. Bu materyalin sertleşmesi, cam iyonomer simanların bilinen asit-baz reaksiyonu ve hidroksietilmetakrilat (HEMA)'nın polimerizasyonu ile gerçekleşmektedir. Özünde, RMGIC'ler polimerizasyon reaksiyonunda yer alan az miktarda monomer ve başlatıcıların dahil edildiği cam iyonomer simanlardır. Temel asit-baz reaksiyonu, ikinci bir polimerizasyon reaksiyonu ile desteklenir. Özetle formülasyon farklılık gösterse de, hidroksietilmetakrilat (HEMA) veya Bis-GMA gibi küçük miktarda (% 4,5 ila % 6) rezin bileşenlerinin ilave edildiği GIC'lerdir.²³

Rezin modifiye cam iyonomerlerin temel özelliği, asit-baz sistemiyle polimerize olabilen bileşenler içermesidir.

1. Cam tozu
2. Polimerik asit, poliakrilik asit veya akrilik/maleik asit kopolimeri
3. Monomer, 2- Hidroksietil metakrilat, HEMA (şekil.5)

Rezin modifiye cam iyonomerlerin, geleneksel cam iyonomerlerden daha fazla sayıda birleşen içerirler. Bir dizi reaksiyonla polimerize olur ve bu reaksiyonlar birbirlerinden etkilenir.²⁴



Şekil 5. HEMA

RMGIC simanda kullanılan camlar geleneksel simanlarda kullanılanla aynı içeriğe sahiptir. Temel özelliği bazik olmasıdır. Bu nedenle asidik polimer birleşimiyle reaksiyona girerek yapısal olarak sert ve sulu ortamda çözünmeyen iyonik olarak çapraz polimerik tuzlar oluşturabilirler.

RMGIC asidik birleşeni poli(akrilik) asit veya akrilik / maleik asit kopolimeridir. Bu polimer HEMA ile harmanlanır. HEMA daha yavaş bir asit baz reaksiyonu göstermesini sağlar.²⁴

İkinci polimerizasyon reaksiyonu HEMA +foto kimyasal başlatıcılar/aktivatör ile poli HEMA matriksi oluşumudur. ²⁵

Başlatıcılar genellikle ışığa duyarlıdır, bu nedenle çoğu rezin modifiye cam iyonomer 470 nm'de bir dalga boyunda ışık yayan geleneksel bir ışık cihazı kullanılarak polimerize edilir. ²⁶

Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanların Biyouyumluluğu:

Rezin modifiye cam iyonomerler, geleneksel cam iyonomerler kadar biyouyumlu olarak kabul edilemez. HEMA'nın pulpa iltihabından alerjik kontakt dermatite kadar çeşitli zararlı biyolojik özelliklere sahip olduğu bilinmektedir. Ancak, bugüne kadar bildirilen bu malzemelerle ilgili klinik sonuçlar genellikle olumludur.²⁷ Rezin modifi cam iyonomerlerin biyouyumluluğu, bir in vitro pulpa hücresi canlılığı (MTT testi) testinde pulpa hücrelerine karşı sitotoksitesisi açısından değerlendirilmiştir. Bu çalışmalar, Sr²⁺, Al³⁺ ve F⁻ gibi inorganik iyonların konsantrasyonunun herhangi bir sitotoksik etki yaratamayacak kadar düşük olduğunu göstermiştir.²⁸

Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanların Adezyonu:

Rezin cam iyonomerler (RCGI) özellikle poli(akrilik asit) gibi polimerik asitler içerir, bu değişiklik de onların dişin mineral fazı ile güçlü bir bağlantıya sahip olmalarını sağlar. Ayrıca, günümüzde dentin bonding ajan bileşeni olarak da kullanılan bir madde olan HEMA'yı içerirler.²⁴

Rezin modifiye cam iyonomer simanlarda (RMGIC) adezyon, geleneksel cam iyonomer simanlardaki (GIC) mekanizmaya benzese de, rezin sistemlerine özgü bazı özellikler taşır. Dentine bağlanma mekanizması kullanılan materyale göre değişiklik göstermektedir. Kavite yüzeyine uygulanan düzenleyiciler monomer içeriği taşıdıkları için hibrit yapılı materyallerde farklı bir etki mekanizması göstermektedir. Bu monomerler polimerizasyon süreci sonrasında demineralize dentin dokusuna ya da asitle pürüzlendirilmiş mine yüzeyine penetre olarak mikromekanik bağlanma sağlar. Mikromekanik bağlanma, monomer sisteminin dişindeki kollajen ağını açmasıyla ve aynı zamanda iyonik bağlanması için gerekli olan hidroksiapatit kristallerinin oluşumunu sağlamak için polialkeonik asit kullanılarak elde edilir.²⁰

Flor ve iyon salınımı

RMGIC ve GIC ile geleneksel simanlar arasındaki flor salınımı açısından belirgin bir fark bulunmamaktadır. Işıkla sertleşen simanların, geleneksel simanlarla benzer florür salınımı potansiyeline sahip olduğu gözlemlenmiştir. Ancak salınım miktarı ve oranı siman türlerine bağlı olarak farklılık göstermektedir. Bu fark, yalnızca karmaşık florür reaksiyonlarının oluşumundan ve poliakrilik asit ile etkileşimlerinden değil, aynı zamanda fotokimyasal polimerizasyon reaksiyonu için kullanılan rezinin türü ve miktarından da etkilenmektedir.²⁹

Rezin modifiye cam iyonomerler gelişmeye devam etmektedir. Yüksek çürük riskli hastalar için florür salınımı, yeniden şarj ve klinik dayanıklılık açısından en iyi dengeyi sunar.³⁰

Cam iyonomer Simanların Dayanıklığı:

Cam iyonomerlerden, rezin modifiye cam iyonomerlere, kompomerlere ve kompozit rezinlere doğru ilerledikçe, basınç dayanımları genellikle artış gösterir. Bu artışın temel nedenlerinden biri, materyal sınıfları arasında rezin içeriğinin kademeli olarak artmasıdır. Kompomerler ve kompozitlerdeki çapraz bağlı polimer matrisleri (genellikle Bis-GMA, UEDMA ve TEGMA kopolimerlerinden oluşur), cam iyonomerlerde asit-baz reaksiyonu sonucu oluşan jel ağ yapısına kıyasla daha yüksek mekanik dayanıma sahiptir.³¹

Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanın Klinik Kullanımı:

RMGIC klinik uygulamaları arasında liner, fissur örtücü, kaide, restoratif amaçlı, ortodontik braketler için yapıştırıcı, retrograd dolgu malzemesi olarak kullanımı vardır (Tablo.1). Cam iyonomer simanları uygulamadan önce kavite içine bağ oluşumunu sağlamak için diş yapısının yüzeyinin bir asit uygulanmalıdır. Resin içerikli olan simanlar ise adeziv sistem ile birlikte kullanılmalıdır.³²

Tablo.1 RMGIC ve GI Endikasyonları

Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman Endikasyonları	Geleneksel Cam İyonomer Siman Endikasyonları
<ul style="list-style-type: none">• Küçük Sınıf I, II ve III kavitelem• Sınıf V kavitelem• Süt dişlerinde Sınıf I, II, III ve V kavitelem Kaide materyali• Geçici yapıştırma simanı Pit ve fissür örtücü Kor yapımı (kalan diş dokusunun en az % 50 oranında olduğu durumlarda) ³³• Sandviç tekniğinde kompozit rezin ile birlikte• Ortodontik braketlerin yapıştırılmasında ³²	<ul style="list-style-type: none">• Sınıf I ve V kavitelem• Tünel kavitelem• Süt diş restorasyonları• Kaide materyali• Geçici restorasyonlar• Yapıştırma simanı• Pit ve fissür örtücü³³

Cam İyonomer Simanın Dayanıklılığı:

Rezin modifiye cam iyonomerleri (RMGIC'ler), nem hassasiyeti sorunlarının bir kısmını aşmak ve ayrıca estetik ve fiziksel özellikleri iyileştirmek için 1990'ların başında geliştirildi. Bu materyallerin geleneksel cam iyonomer simanlara göre üstün başlangıç mekanik özelliklerine sahip olduğu gösterilmiştir. ³⁴

Cam iyonomerler sertleşme sırasında düşük gerilimler oluşturdukları için, düşük bağlanma güçlerine rağmen okluzal kuvvetlerin ve diğer dış kuvvetlerin nispeten daha az gerilim yarattığı Sınıf V kavitelemlerde iyi bir tutunma sağlarlar. Ancak, fissür örtücü olarak kullanıldıklarında sınırlı başarı gösterirler. Okluzal bölgelerdeki intraoral kuvvetlerin neden olduğu daha yüksek gerilimler nedeniyle, bu materyallerin bu bölgelerde daha fazla yerinden oynama ve kırılma riskine maruz kalmasına neden olur. ³²

- Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman Avantajları:

- ✓ Polimerizasyon ve sertleşme süresi kısalmır.
- ✓ Estetik görünüm sunar.
- ✓ Cam iyonomerlere kıyasla daha uzun çalışma süresi sunar.
- ✓ Doğrudan mine dentine bağlanmır.(genellikle 10 saniye boyunca %10-20 poliakrilik asit ile birlikte kullanılmır)
- ✓ Florür salınımı yapar (kompozit rezin ve kompomerlerden daha fazla cam iyonomerlerden daha az)
- ✓ Florür kaynaklarına maruz kaldığında florür yüklemesi meydana gelir.

- ✓ Hemen cilalanabilir ve bitirilebilir.
- ✓ Rezin kompozit ile birlikte kullanıldığında bağ oluşturur ³⁵.

Sandviç Tekniği:

Biyomühendisliğin hedefleri, Bugliarello tarafından "canlı sistemlerin özelliklerini taklit etme girişimi" olarak tanımlanan biyomimesis ilkelerine dayanmaktadır. Diş hekimleri kaybolan diş yapısını, dokuların biyolojik özelliklerini en iyi şekilde taklit eden malzemelerle değiştirmeye çalışılmaktadır. ³⁶

Cam iyonomer siman ve dentin arasındaki kimyasal adezyon, uzun vadeli bir mekanik birleşmenin mümkün olduğunu göstermiştir. Bu, özellikle kavo-yüzey kenarı dentinde olduğunda, cam iyonomer simanının kompozit rezin restorasyonlarının altına liner olarak kullanıldığı 'sandviç tekniği'nin geliştirilmesine yol açmıştır. ³⁷

Cam iyonomer simanlar, florür salınımı, dentin bağlanabilirliği ve marjinal bütünlük açısından üstün özellikler sunar. Ancak, genellikle ön ve arka bölge restorasyonları için ikincil seçenekler olarak değerlendirilirler. Bunun temel nedenleri arasında yavaş sertleşme, kırılabilirlik, yarı saydamlık eksikliği ve teknik hassasiyet gerektiren yapıları yer alır. Bu özellikler, cam iyonomerlerin, kullanımı daha kolay, cilalanabilir ve estetik olarak daha kabul edilebilir olan kompozit rezinlerle kıyaslanmasını zorlaştırır. ³⁸ Kombine iyonomer-kompozit restorasyonlar ise her iki malzemenin avantajlarını birleştirerek etkili sonuçlar sunar. Bu yaklaşım, dentine güvenilir bir kimyasal bağ, kompozitin cam iyonomer yüzeyine mikromekanik bağlanması ve estetik olarak tatmin edici bir sonuç sağlar.

Cam İyonomer siman, adeziv ve kompozit rezinin birleşimi olan sandviç tekniği, restoratif materyallerin istenen özelliklerini optimal bir şekilde birleştiren etkili bir tekniktir. Sandviç tekniğinde, Cam İyonomer liner veya kaide olarak yerleştirilir ve ardından kalan boşluğu estetik bir restorasyon sağlamak için rezin kompozit uygulanır. ³⁹

Sandviç Tekniği Türleri

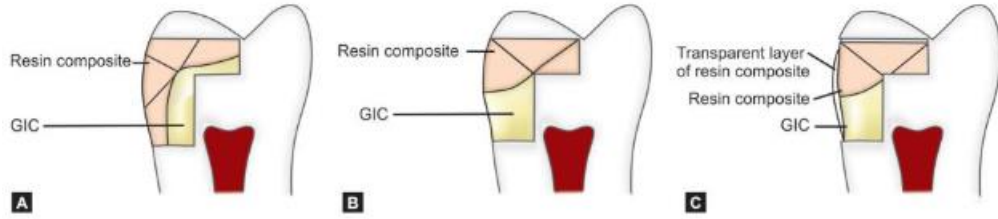
a. Açık Sandviç Tekniği

b. Kapalı Sandviç Tekniği

a. Açık sandviç tekniğinde, kavitenin servikal kısmını doldurmak için cam iyonomer kullanılır ve bu durumda cam iyonomer'nin bir kısmı ağız ortamına maruz

kalır. Bu teknik, özellikle diş eti kenarında mine dokusu bulunmadığı durumlarda tercih edilir.³⁹

b. Kapalı sandviç tekniğinde ise dentin, cam iyonomer (GI) ile kaplanır ve GI tamamen kompozit materyal ile örtülür. Bu yaklaşım, diş eti kenarında mine dokusunun mevcut olduğu durumlarda uygulanır³⁶ (Şekil.6).



Şekil 6. Açık ve Kapalı Sandviç Tekniği⁴⁰

Kompozit rezin sertleşirken polimerizasyon büzülmesine uğrar ve rezin modifiyeli cam iyonomer bağı, sertleşmeden önce bu büzülmeyle karşılayarak kavite çevresinde diş yapısına stressiz bir bağ oluşmasını sağlar.⁴¹

Sandviç tekniği, sert diş dokusu kaybının onarımında en önemli yöntemlerden biri olarak kabul edilmektedir. Bu yöntem, rezin kompozitinin polimerizasyon büzülmesini minimize ederek daha az rezin kullanımı sağlamakta ve dolayısıyla klinik başarıyı artırmaktadır. Uygulama sırasında, kullanılan iki malzeme olan cam iyonomer ve rezin kompozitin kaviteye yerleştirilme oranları, kaybedilen diş dokusunun miktarına bağlı olarak değişiklik gösterir. Cam iyonomer, özellikle orta ve derin kavitelere, dentin kaybı miktarına göre daha fazla kullanılırken; rezin kompozit, minenin morfolojik kalınlığına yakın olan yaklaşık 2 mm derinlikte yerleştirilir. Bu yaklaşım, tedavinin hem mekanik hem de estetik açıdan optimal sonuçlar vermesini sağlar.⁴²

Cam iyonomer liner/base kullanmanın tek dezavantajı, zaman almasıdır. Ancak, sandviç yönteminin avantajları bu tek dezavantajı açıkça geride bırakır.³⁶

2.1.3. Kompozit Rezinler

Amalgama alternatif restoratif materyaller arasında, estetik görünümleri ve mekanik özellikleri nedeniyle kompozit rezinler en çok öne çıkan ve klinik olarak en yaygın tercih edilen materyallerdendir.⁴³ Kompozit iki ya da daha fazla farklı birleşen veya faz içeren birleşik demektir (Tablo.2). Diş hekimliğinde kompozit rezin ise genellikle sert dokuları örneğin mine ve dentini restore etmek için kullanılan polimer sistemini ifade eder.⁴⁴

Tablo 2. Kompozit Rezin Fazları

Organik Faz (devamlı faz)	<ul style="list-style-type: none">• Monomer: Bisfenol-A-Glisidilmetakrilat (Bis-GMA), Üretandimetilakrilat (UDMA)• Komonomer: Trietilen glikol-dimetakrilat (TEDGMA)• İnhibitörler: (Fenol türevi bileşikler)• İnitiatörler / akseleratörler: Dibenzolperoksit, amin, kamferokinon• Uv stabilizatörleri 2-hidroksi-4-metoksibenzofenon
İnorganik Faz (dağılan faz)	<ul style="list-style-type: none">• Kristabalit, quartz, bor silikat, hidroksilapatit, nonkristalin cam, tridimit(sertlik, ışığı geçirme)• Lityum alüminyum• Baryum, çinko, boron, zirkonyum, yitrium (radyoopasite)
Ara Faz	<ul style="list-style-type: none">• Silan^{44, 45}

Kompozit Rezin Fazları

Organik Faz:

Kompozit rezinler, içerdiği organik matriksin türüne göre iki ana gruba ayrılmaktadır:

a. Metil metakrilat (MMA) bazlı matrikse sahip olanlar: Metil metakrilat, düşük moleküler ağırlıklı, suda çözünmeyen visköz bir bileşiktir. Bu polimerlere renklendirici madde eklenmediğinde şeffaf bir görünüm sunarlar. Akrilik esaslı bu

yapılar mekanik özellikleri bakımından serttir ve hem çekme hem de eğilme kuvvetlerine karşı dirençlidirler.

b. BIS-GMA matriksli olanlar: BIS-GMA (bisfenol-A glisidil metakrilat), peroksit katalizör ve amin hızlandırıcılarla birlikte polimerizasyon tepkimesine girerek iki fonksiyonel çift bağ üzerinden reaksiyona katılabilen, renksiz visköz bir sıvıdır. Bu yüksek viskoziteyi azaltmak amacıyla yapıya di- ve tri-metakrilat türevleri eklenebilir. Bu şekilde elde edilen rezine, trietilenglikol dimetakrilat (TEG-DMA) adı verilir. Ayrıca, son dönemlerde adeziv özellikleri daha güçlü ve renk stabilitesi daha yüksek olan üretilen dimetakrilat (UDMA) da alternatif bir matriks monomeri olarak tercih edilmektedir. BISGMA ile daha düşük viskoziteye sahip olan üretilen dimetakrilatlar (UDMA), günümüzde kullanılmakta olan tüm kompozitlerin rezin matrikslerini oluşturmaktaydır.

45, 46

İnorganik Faz:

İnorganik fazı oluşturanlar maliyet düşürmek ve fiziksel özellikleri geliştirmek amacıyla içeriğe eklenirler. Kompozitlerin sertliğini artırma, ısı ile boyutsal değişimi sabit tutma, polimerizasyon büzülmesinin azalması için eklenir. Genel olarak bakıldığında doldurucu miktarı arttığında kompozitin fiziksel ve mekanik özellikleri doğru orantılı olarak artış gösterir.⁴⁷

Modern kompozit sistemler kuvars, kolloidal silika ve baryum, stronsiyum ve zirkonyum içeren silika cam gibi doldurucu partikül içerir. Bu doldurucu partiküller mukavemeti ve elastikiyet modülünü artırır ve polimerizasyon büzülmesini, termal genleşme katsayısını ve su emilimini azaltır.⁴⁸ Stronsiyum, baryum ve diğer ağır metallerin ilave edilmesi radyoopasiteyi artırır.⁴⁹

Silika partikülleri mekanik özelliklerini güçlendirir, ışığı geçirir. Böylece kompozit rezine, mineye benzer şeffaf bir görüntü kazandırır. Kristalin formlarının sert olması kompozit rezinin bitirme ve polisaj işlemini güçleştirir.⁴⁶

Polimerizasyon büzülmesi genellikle rezin matrisinden kaynaklanır; ancak, doldurucu oranının artırılması rezin miktarını azaltır. Bu azalma, polimerizasyon büzülmesini azaltarak nanokompozitlerin fiziksel özelliklerini iyileştirir.⁴⁸

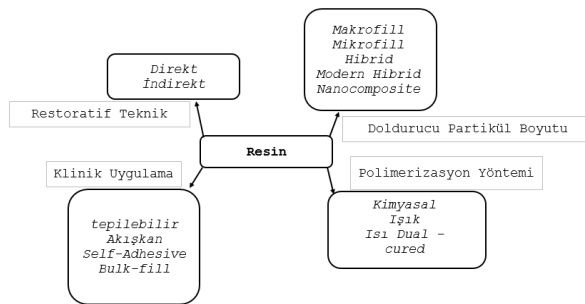
Doldurucu partiküller genellikle kuvars veya camların öğütülmesiyle 0.1-100 mikrometre (μm) boyutlarında üretilir. Kolloidal silika parçacıkları ise çökeltilerek veya pirolitik yöntemlerle yaklaşık 0.04 μm boyutunda elde edilir ve bu partiküller "mikrofill" olarak adlandırılır.⁴⁹

Ara Faz:

İnorganik dolgu maddeleri ile organik matris arasında güçlü bir kovalent bağın oluşması kompozitlerde iyi mekanik özellikler elde etmek için esastır. Kompozit materyallerde üstün mekanik özelliklerin sağlanabilmesi için, inorganik dolgu partikülleri ile organik matris arasında kuvvetli bir kovalent bağın oluşturulması gereklidir.⁴⁸ Bu iki fazın birbirine bağlanmasını mümkün kılan ajanlar, silisyum içeren hidrojenli bileşikler olup, literatürde bu maddeler 'silan' olarak adlandırılmaktadır.⁴⁶ Yaygın olarak kullanılan bir bağlayıcı madde, 3-metakriloksipropiltrimetoksisilandır (MPTS). Molekülün bir ucu silika parçacıklarının hidroksil gruplarına bağlanırken, diğer ucu polimer matrise kopolimerize eder. Böylece, dolgu maddesi ile matris arasında güçlü bir etkileşim sağlanır ve bu durum kompozitin mekanik performansını önemli ölçüde artırır.⁴⁸

Kompozit Türleri ve Sınıflandırması

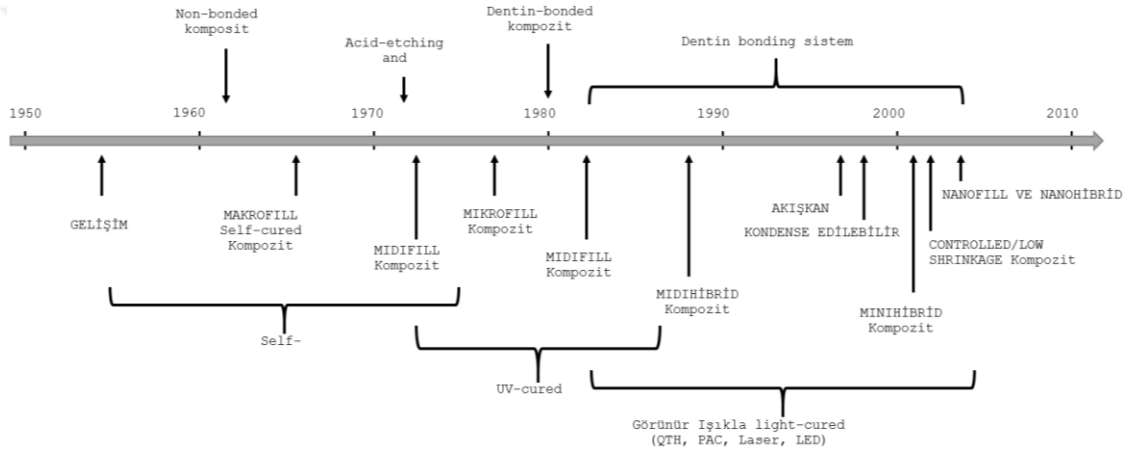
Kompozit rezinler inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüklerine, yüzdelere, viskozitelerine veya polimerizasyon yöntemlerine göre sınıflandırılabilirler (Şekil 7).



Şekil 7. Kompozitlerin sınıflandırılması⁵⁰

Kompozitler İçerdikleri İnorganik Partikül Büyüklükleri ve Yüzdelerine Göre;

- a-) Makrofill,
- b-) Mikrofill,
- c-) Hybrit,
- d-) Nonofill,
- e-) Midifill,
- f-) Minifill olarak sınıflandırılırlar³(Şekil 8).



Şekil 8. Kompozitlerin tarihsel gelişimi

-Megafill Kompozitler

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 50- 100 µm olan kompozit rezinlere “megafill kompozitler” adı verilir. Okluzal temas alanlarına yeleştirilmesi önerilen cam partiküller (insert) mega doldurucu partiküllere örnek olarak verilebilir.⁵¹

-Makrofill Kompozitler

1960'larda ön diş dolgularında kullanılmak üzere piyasaya sunulan ilk rezin kompozitlerdir⁵² (Şekil.8). Partikül boyutları 1-15 µm arasında olup doldurucu içerikleri hacimce % 60'ın üzerindedir. Diğer kompozit rezinlere göre daha yüksek basma ve aşınma direncine sahiptirler. Daha çok posterior dişlerinin restorasyonu için uygun materyallerdir. Doldurucu partiküllerin boyutları fazla olduğundan, çok parlak olarak cilalanmaları mümkün değildir. Ön bölge restorasyonları için gerekli translüsentlikleri

yoktur ve renk değişimi daha hızlı olur.^{51, 53} Pürüzlü bir yüzeye sahip olduklarından plak birikimine ve lekelenmeye eğilimlidir. Makro dolgulu kompozitler, röntgenlerde çürükle ayırt edilmesini zorlaştıran, radyopak olmayan materyaller içermemektedir.⁵²

-Küçük (İnce) Parçacıklı Kompozitler

Ortalama parçacık çapı 0,1 ila 10 µm arasında değişen minifiller ve midifiller içerir. Bu kompozitler, geleneksel makro kompozitlere (yani 10 ila 100 µm) göre daha cilalanabilir olmalarına rağmen, yüksek parlaklığa kadar cilalanamaz. Ancak, doldurucu yükleme oranları, makro kompozitlerle aynı ya da daha yüksek olup % 77 ile % 88 arasında değişir. Bu kompozitler, yüksek sertlik ve güç sağlar, ancak aynı zamanda kırılabilirlik da barındırır. Cilalanabilirlik, görünüm ve dayanıklılık arasındaki denge, bu kategorinin genel anterior restorasyonlar için uygun olmasını sağlar.⁵⁴

-Mikrofill Kompozitler

Mikrofill rezin kompozitler 1970'lerin sonlarında tanıtıldı.⁵⁴ Partikül büyüklüğü 0.01-0.1 µm arasında değişmektedir ve partiküller amorf kolloidal silika yapıdadır. Bu tip kompozit rezinlerde, inorganik doldurucular, organik matrisle aynı oranda aşınmaktadır ve polisajlanabilirliği oldukça iyidir. Doldurucu partikül miktarı ağırlıkça % 35-60 oranındadır.⁵¹ Mikrofill kompozitler partiküller sertleştirme işlemi sırasında büzülmediğinden, geleneksel veya küçük partiküllü kompozitlere kıyasla çok daha düşük inorganik doldurucu oranına sahip olmasına rağmen, toplam rezin hacmine dayalı olarak beklenenden daha az büzülme gösterir.

-Hibrit Kompozitler

Kompozit rezinlerde, farklı dolgu partikülü tiplerinin avantajlarını bir araya getirmek amacıyla geliştirilen hibrit kompozitler, uzun süredir diş hekimliği uygulamalarında başarıyla kullanılmaktadır. Bu materyaller, çeşitli boyutlarda inorganik doldurucu partikülleri içermekte olup, genellikle hacimce en fazla bulunan partikül tipine göre isimlendirme yapılmaktadır (Minihibrit, mikrohibrit gibi). Yüksek doldurucu oranları (% 50-70 hacimce) sayesinde hibrit kompozitler, özellikle I. ve II. sınıf restorasyonlarda yeterli aşınma direnci ve dayanıklılık sunarken, aynı zamanda yüzey pürüzsüzlüğü ve cilalanabilirlik özellikleri sayesinde estetik açıdan ön planda olan anterior bölge restorasyonları için de uygun bir seçenek olarak tercih edilmektedir. Hibrit kompozitler, genel kullanıma yönelik bir sınıf olarak değerlendirilir ve estetiğin önem

taşıdığı bazı yüksek stres bölgelerinin restorasyonu için uygundur. Örneğin, insizal kenarların restorasyonu ve küçük, temas dışı oklüzal kavitelerde kullanılabilir. Ayrıca, sınıf IV restorasyonlar gibi ön diş bölgesinde de yaygın olarak uygulanmaktadır.^{54 51}

-Nanokompozit

Son yıllarda, nanopartiküllerin (1 ila 100 nm) üretiminde, koloidal silika için kullanılan pirolitik çökeltme yönteminden farklı, yenilikçi bir teknik geliştirilmiştir. Bu yöntem, partiküllerin üç boyutlu makromolekül zincirlerine dahil edilmeden önce yüzeylerinin, örneğin γ -metakriloksipropiltrimetoksisilan ile kaplanmasını sağlamaktadır. Bu süreç, partiküllerin büyük ağ yapıları oluşturacak şekilde aglomerasyona uğramasını engelleyerek viskozite artışını önler.

Nanopartiküllerin boyutları, mikro dolgulu kompozitlerdeki partiküllerle benzerlik gösterse de, yapısal düzen açısından farklılık taşımaktadır. Mikro dolgulu kompozitlerde partiküller genellikle viskoziteyi artıran üç boyutlu aglomerat veya ağ yapılarında bulunurken, nanodolgulu kompozitlerde partiküller ayırık ve bireysel halde bulunmaktadır. Bu ayırık yapı, viskozite üzerinde minimum bir etkiye sahip olmasını sağlar. Bunun sonucunda, nanodolgulu kompozitler üstün optik özellikler ve yüksek cilalanabilirlik sunarak mikro dolgulu kompozitlere benzer estetik avantajlar sağlamaktadır.⁵⁴

Nano-hibrit kompozitler, üstün estetik, aşınma dayanımı, yüksek cilalanabilirlik ve işlenebilirlik özellikleri sayesinde giderek daha fazla tercih edilmektedir. Bu materyaller, hem ön hem de arka diş restorasyonlarında kullanılabilen universal kompozitler olarak tanımlanır. İşlenebilirlik ve estetik özellikleri, nano-hibritleri ön diş restorasyonları için ideal hale getirirken, mikro boyutlu partiküllerle harmanlanmış aglomere nano-kümelere, aşınmaya karşı kabul edilebilir bir dayanıklılık sağlar.

Nano-hibrit kompozitlerin basma ve çapraz dayanımı ile kırılma direnci, hibritler, mikro-hibritler ve mikro-doldurucu kompozitler gibi diğer kompozitlerin seviyesine eşit ya da daha yüksektir. Mekanik olarak, bu materyaller evrensel hibritler kadar dayanıklı olup posterior diş restorasyonları için de uygundur.

Bu kompozitler üç farklı tip doldurucu partikülü içerir:

1. Önceden polimerize edilmiş, ince öğütülmüş ve aglomere edilmiş nano-kümelere
2. Daha büyük, submikron boyutunda cam veya silika partiküller (yaklaşık 0.4 mikron)
3. Bireysel nano boyutlu partiküller (yaklaşık 0.05 mikron)(Tablo.3).

Büyük aglomere nano-kümelere, yoğun olarak paketlenmiş nano boyutlu partiküllerle kompozite aşınmaya dayanıklı bir yüzey sağlar. Ayrıca, bu partiküller kompozit akışkanlığını koruyarak kolay işlenebilir olmasını sağlar. Mikro boyutlu partiküller ise büyük aglomere partiküller arasındaki boşlukları doldurur.

Nano-hibrit kompozitlerde kullanılan daha küçük ara partiküller, hem işlenebilirlik hem de estetik özellikler kazandırır. Bu özellikler, nano-hibritleri hem ön hem de arka diş restorasyonları için ideal bir seçenek haline getirir. Bu kompozitler, aglomere nano-kümeleredeki küçük partiküllerin aşınma dayanıklılığını, mikro-hibritlerin estetik ve işlenebilirlik avantajlarıyla birleştirir.⁵²

Tablo 3. Kompozit rezinlerin Partikül boyutuna göre sınıflandırılması

Sınıflandırma	Partikül Boyutu
<i>Makrofiller</i>	<i>10 to 100 µm</i>
<i>Small/fine filler</i>	<i>0,1 to 10 µm</i>
<i>Midifiller</i>	<i>1 to 10 µm</i>
<i>Minifiller</i>	<i>0,1 to 1 µm</i>
<i>Mikrofiller</i>	<i>0,01 to 0,1 µm</i>
<i>Nanofiller</i>	<i>0,005 to 0,1 µm</i>

Polimerizasyon Yöntemine Göre Kompozitler

Polimerizasyon sürecini başlatan serbest bir radikal oluşturmak için çeşitli başlatma sistemleri ve aktivasyon yöntemleri kullanılabilir. Başlatma sistemlerine veya polimerizasyon mekanizmalarına göre kompozitler kimyasal olarak başlatılan/kendiliğinden polimerize olan, ışıkla aktive edilen, ısıyla polimerize veya ikisiyle polimerize kompozitler olarak ayrılabilir.

Ancak, kendiliğinden polimerize kompozitlerin çoğu artık doğrudan restorasyonlar yerine rezin bazlı yapıştırma simanları veya çekirdek malzemeleri olarak kullanılmaktadır.

Buna karşılık, ışıkla polimerize yöntem polimerizasyonunun başlatma reaksiyonunu desteklemek için ultraviyole (UV) veya görünür ışık kullanır. Işıkla aktive olan kompozitler, 410-500 nm dalga boyu aralığında mavi ışık aracılığıyla ışıklama yoluyla polimerizasyona uğrar.⁵⁰

-Kimyasal Aktive Olan (self cure) Kompozitler

Kimyasal olarak aktifleştirilen rezinler biri peroksit başlatıcı, diğeri ise aromatik üçüncül amin aktivatörü içeren iki pat şeklinde sunulur (örneğin, N, N-dimetil-p-toluidin). Bu iki pat karıştırıldığında, amin benzoil ile reaksiyona girer ve serbest radikaller oluşturarak polimerizasyonu başlatır. Ancak kimyasal aktivasyonla ilgili bazı sorunlar bulunmaktadır. Birincisi, karıştırma sırasında havanın karışmasını önlemek neredeyse imkânsızdır. Bu durum, yapıyı zayıflatan gözeneklerin oluşmasına ve ışıklama sırasında polimerizasyonu engelleyen oksijenin hapsolmesine neden olabilir.⁵⁵

Bir diğerk sorun ise, operatörün iki bileşen karıştırıldıktan sonraki çalışma süresini kontrol edememesidir. Bu nedenle, yerleştirme ve şekillendirme işlemlerinin rezin bileşenleri karıştırıldıktan sonra hızlı bir şekilde tamamlanması gerekmektedir. Bu sebeple, kimyasal kompozitler günümüzde genellikle restorasyonlar ve ışık kaynağıyla kolayca iyileştirilemeyen büyük temel yapılar için kullanılmaktadır.⁵⁴

-Işıkla Polimerize Olan Kompozitler

Kimyasal aktivasyonun getirdiği sorunları aşmak için, üreticiler ışık kaynağı ve fotosensitif başlatıcı sistemi kullanarak karıştırma gerektirmeyen rezin geliştirmiştir. İlk ışıkla aktive edilen sistemler, serbest radikalleri başlatmak için UV ışığı kullanacak şekilde formüle edilmiştir. UV ışığıyla polimerize olan kompozitler, kontrol edilebilir bir çalışma süresi ve diğerk avantajlar sunan mavi ışıkla aktive edilen sistemlerle yer değiştirmiştir. Işıkla polimerize kompozitler, ışığa karşı geçirgen olmayan bir tüpte sunulur. Bu tüpte bir fotosensitizer ve bir amin başlatıcıdan oluşan serbest radikal başlatıcı sistemi bulunur. Bu iki bileşen ışığa maruz kalmadığı sürece etkileşime girmez. Ancak, mavi ışığa (yaklaşık 468 nm dalga boyu) maruz kaldığında, fotosensitizer uyarılmış bir duruma geçer ve ardından amin ile etkileşime girerek serbest radikaller

oluşturur. Bu radikaller, polimerizasyonunu başlatır. Kamforkinon (CQ), 400 ile 500 nm arasındaki dalga boylarına sahip mavi ışığı emen yaygın bir fotosensitizer'dır. CQ'nin yalnızca küçük miktarları gereklidir (tüpte % 0,2 veya daha az). DMAEM (dimetilaminoetil metakrilat) gibi CQ ile etkileşime giren birçok amine başlatıcı vardır ve bu bileşen, macunda yaklaşık % 0,15 oranında düşük seviyelerde bulunur.

-Dual Cure Kompozit Reziner:

Dual cure kompozit rezinler, karıştırıldığında kendiliğinden çok yavaş bir şekilde sertleşecek şekilde formüle edilmiştir. Bu sistemin en büyük avantajı, ışıkla polimerizasyon yetersiz olsa bile, polimerizasyonun tamamen tamamlanacağını güvencesidir. Aromatik amin hızlandırıcıları nedeniyle ışıkla polimerize rezinlerle kıyaslandığında renk stabilitesi daha düşüktür, ancak bu, kendiliğinden polimerize sistemlerine göre daha iyidir. Çünkü hızlandırıcıların konsantrasyonu kendiliğinden polimerize rezinlere göre daha düşüktür. Kimyasal olarak polimerize rezinlerde olduğu gibi, hava inhibisyonu ve gözeneklilik, dual cure de sorun teşkil etmektedir. Dual cure kompozitler, yeterli ışık penetrasyonu sağlanamadığı durumlar için tasarlanmıştır.

Klinik Uygulama Yöntemlerine Göre Kompozit Reziner

-Akışkan Kompozitler

Kompozitlerin sınıflandırılması, kullanım alanları ve özelliklerine göre farklılaştırılmaktadır. Diş hekimliği pratiğinde ise, ürünlerin kullanım şekillerine dayalı bir sınıflandırma yöntemi yaygın olarak kullanılmaktadır. Yüksek viskoziteliye sahip kompozit materyaller, diş hekimliği uygulamalarında genellikle 'tepilabilir' kompozitler olarak sınıflandırılırken; daha akışkan yapıya sahip ürünler, 'akışkan' kompozitler olarak adlandırılmaktadır.⁵⁶

Akışkan kompozitler, geleneksel hibrit kompozitlerden türetilen ve belirli modifikasyonlar ile geliştirilmiş düşük viskoziteli rezin kompozitleridir. Bu özellikler, hibrit kompozitlerin küçük parça boyutlarını korurken, rezinin viskozitesini düşürerek daha akışkan bir yapı elde edilir. Akışkan kompozitlerin bu özellikleri, diş hekimliğinde çeşitli uygulamalara uygulamalarda kullanılır. Örneğin akışkan kompozitler, liner, fissür örtücü olarak kullanılabilir ve tünel preparasyonlarını restore edebilirler.

Geleneksel hibrit kompozitlerle karşılaştırıldığında akışkan kompozitlerin düşük mekanik özellikleriyle nedeniyle restoratif diş hekimliğinde yüksek stresli uygulamalarda kullanılmalarını önerilmemiştir. Tepilebilir kompozitlerin altında liner olarak kullanıldıklarında, artan akış kapasiteleri daha fazla büzülme stres azaltabilir ve marjinal mikro sızıntının sıklığını ve olası kopmayı azaltabilir.^{57, 58}

-Kondense Edilebilir Kompozitler

Yüksek vizkoziteli olan bu kompozitler, amalgama alternatif olarak geliştirilmiştir. Hibrit kompozitlerden, daha fazla doldurucu partikül içerdikleri ve partikül boyutları daha fazla olduğundan viskoziteleri artmaktadır.

Kondense edilebilir kompozitler posterior bölgelerde daha rahat yerleştirmeye izin verebilir ve geleneksel kompozitlere göre bazı teknik avantajlar sunabilir.⁵⁹ Yoğun çiğneme kuvvetlerinin etkili olduğu posterior bölgeler için önerilmektedir. Amalgamın tepilmesine benzer uygulama tekniği ve Class II kaviteelerde fizyolojik interproksimal kontaktların kolay oluşturulabildiği vurgulanmaktadır. Üretici firmaların önerilerinin aksine, kavitenin derinliğinin ışıkla yeterli şekilde polimerizasyon sağlamayacak düzeyde olduğu durumlarda tepilebilir kompozitlerin tek tabaka halinde polimerize edilmemesi gerektiği bildirilmektedir.^{58, 60}

Kondense edilebilir kompozitler, klinisyenler için konvansiyonel rezin bazlı kompozitlerden daha kolay işlenebilir; ancak, fiziksel özellikleri konvansiyonel küçük parçacıklı hibrit rezin bazlı kompozitlerden üstün değildir. Ek olarak, bu malzemeler erken, büyük parçacıklı kompozit restoratif malzemelerde görülen artan aşınma ve yüzey pürüzlülüğü gibi klinik dezavantajlara sahiptirler.⁶¹

Kompozit Resin Sistemlerdeki Güncel Gelişmeler

-Kendi Bağlanabilen (Self adeziv) Kompozit Resinler

Self-adeziv kompozitler, 2009 yılından bu yana kullanılmakta olup, düşük viskoziteli materyallerdir. Self adeziv kompozitlerin, self adeziv rezin simanlardan temel farkı, asit baz nötralizasyon reaksiyonu göstermemeleri ve florür salan cam doldurucular içermemeleridir.⁵¹

Self adeziv kompozitlerdeki adezyon, kendiliğinden aşındırma yaklaşımına dayanır ve adezyonun üç geleneksel adımı (etching, priming and bonding), bir

solüsyonun tek bir uygulamasıyla gerçekleştirilir. Adezivın uygulanmasındaki klinik adımların azaltılması, kavite kontaminasyonu ve aşırı kurutma/ıslatma sorunları olasılığını ortadan kaldırır. ⁶²

Self adeziv kompozit rezinler düşük viskoziteli, akışkan özellikte materyallerdir; çürüksüz servikal lezyonlar ve Sınıf I ve V kaviteleerin restorasyonu ile porselenlerin tamirinde kullanılabilirler. ⁶³

-Siloran Esaslı Kompozit Resinler

Kompozit rezinlerde polimerizasyon büzülmesini azaltmak için siloran adı verilen bir monomer geliştirilmiştir. Siloran ismini içeriğinde bulunan siloksan ve oksiran fonksiyonel gruplarından alır. ⁵¹

Siloran kompozitleri daha düşük polimerizasyon sırasında büzülme ve stresi gösterirler. Özel adezivler ile uygulanırlar. ⁹

Siloran esaslı resin kompozitler düşük polimerizasyon büzülmesine ve stresi, sulu ortamlarda iyi stabiliteye ve biyolojik sıvı simülantlarında çözünmezliğe sahiptir. ⁶⁴

-Ormoserler (Organik Modifiye Seramikler)

Organik modifikasyonlu seramikler, 1998 yılında restoratif diş hekimliğinde yenilikçi bir kompozit materyal olarak tanıtılmıştır. Bu malzeme, organik, modifikasyon ve seramik kelimelerinin ilk hecelerinden oluşan "ormoser" (ormocer) adıyla anılmaktadır. ⁴⁶

Çok işlevli üretan ve tiyoeter(met)akrilat alkoksi silanlar, sol-jel öncüleri olarak, diş restoratif materyalleri olarak inorganik-organik kopolimer ormocer kompozitlerinin sentezi için geliştirilmiştir. Silanın alkoksisisilil grupları, hidroliz ve polikondensasyon reaksiyonları ile inorganik bir Si-O-Si ağının oluşumuna izin verir ve (met)akrilat grupları fotokimyasal olarak indüklenen organik polimerizasyon için kullanılabilir. Doldurucuların dahil edilmesinden sonra, ormocer kompozitler diş hekimi tarafından hibrit kompozit gibi işlenebilir. ⁶⁵

Ormocerler, Bis-GMA (Bisfenol A-glisidil metakrilat) bazlı konvansiyonel kompozit rezinlerin olası ikameleri olarak incelenmektedir. Bu materyalde, matrisin ana bileşeni olarak metakrilat polisiloksanlar kullanıldığından, bu sayede geleneksel

kompozitlerle karşılaştırıldığında dimetakrilat monomerlerinin miktarı azaltılmaktadır. Monomerin azalmış olması allerjik reaksiyon görülmesi ihtimalini azaltmıştır.^{66, 67}

-İyon Salabilen/Antibakteriyel Kompozit Reziner

Restoratif diş hekimliğindeki bir diğer yeni yaklaşım, 1998'de iyon salan bir kompozit materyalin tanıtılmasıydı. Bu kompozit materyal, restoratif materyalin hemen bitişindeki pH değerine bağlı olarak florür, hidroksil ve kalsiyum iyonlarını serbest bırakır. Aktif plak nedeniyle azalan pH değeriyle, fonksiyonel iyonların salınım hızı artar ve bunun tersi de geçerlidir. Bu olgu, yeni geliştirilen alkali cam dolguya dayanmaktadır ve bakteriyel büyümenin engellenmesi, demineralizasyonun azalması ve karyojenik mikroorganizmalar tarafından üretilen asitlerin tamponlanması nedeniyle restorasyonların kenarlarında sekonder çürük oluşumunu azaltması beklenmektedir.^{65 63}

-Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Reziner

Posterior bölgedeki büyük restorasyonlarda kullanımları mekanik özelliklerinden dolayı sınırlıdır ve kompozit rezinlerin bu alanlarda kullanımlarının artırılması amacıyla fiberle güçlendirilmiş kompozitler üretilmiştir.⁶⁸

-Giomerler

Giomerler, resin matrisinde önceden reaksiyona girmiş cam-ionomer içerirler. Floro-alümino-silikat cam, bir cam-ionomer matris yapısı oluşturmak için poliasitle önceden reaksiyona sokulmuş ve ardından resinle karıştırılmıştır. Resinle karıştırılmadan önce daha kapsamlı bir asit-baz reaksiyonu gerçekleştirildiğinden, giomerdeki cam dolgu maddesinin hidrojel tabakası kompomerlerdekinden daha kapsamlıdır.⁶⁹

Resin matrisi içine eklenen PRG partikülleri giomere geleneksel kompozitlerle kıyaslanabilecek fiziksel ve estetik özellikler kazandırırken, diş dokusunun remineralizasyonunu da sağlamaktadır. Giomerler, sadece daimi diş ve süt diş restorasyonları için değil, aynı zamanda kavite tabanlarının kaplanması ve pit-fissür örtülmesi gibi farklı klinik koşullar için de çeşitli tipleri mevcuttur.⁷⁰

-Bulk-Fill Kompozit Reziner

Kompozitlerin kaviteye daha büyük kütlelerde ve daha fazla kalınlıkta uygulanabilmesini sağlamak amacıyla "bulk fill" kompozitler geliştirilmiştir. Bulkfill kompozitler gelişmiş translusent yapılarından dolayı geleneksel kompozitlerden daha

yüksek polimerizasyon derecesine sahiptir. Bu kompozitlerin polimerizasyon derecesinin artması, kaviteye daha büyük kütleler hâlinde yerleştirilebilmelerine olanak sağlamaktadır.⁷¹

Bulkfill kompozitler yüksek viskoziteli veya düşük viskoziteli, ışıklı veya çift polimerize olarak kategorize edilebilir.⁷² Yüksek viskoziteli olanlar, tüm kaviteyi doldurmak ve oklüzal yüzeyi aynı anda şekillendirmek için kullanılabilir.⁷³ Düşük viskoziteli olan bulkfill kompozitler ise sınıf I ve II restorasyonlarda liner (Surefil® SDR™ flow, Dentsply, Caulk, ABD) olarak kullanılabilirler. Üreticiler bu malzemelerin polimerizasyon büzülmesinin yaygın olarak kullanılan akışkan ve geleneksel rezin bazlı kompozitlerle karşılaştırıldığında daha da düşük olduğunu belirtmektedirler. Böylece, polimerizasyon büzülmesiyle ilgili sorunlar olan bakteri kolonizasyonundan kaynaklanan sekonder çürüklere neden olan boşluk oluşumu, pulpa irritasyonu, çiğneme sırasında hassasiyet en aza indirilebilir.⁷⁴

Bulk fill kompozitler, kimyasal yapı açısından geleneksel kompozitlerle büyük ölçüde benzerlik göstermektedir. Dolgu içeriği yönünden klasik kompozitlerle ortak özellikler taşısalar da, bazı üreticiler polimer matris bileşiminde yer alan bisfenol A glisidil metakrilat (Bis-GMA) monomerini formülasyondan çıkarmış ve bunun yerine farklı dimetakrilat türevlerini içeren organik matris yapılarına yönelmişlerdir.⁷⁵ Monomerlerde ve organik yapıdaki bu değişim sayesinde hem polimerizasyon derinliği hem de ışık geçirgenliğinde artış sağlanmıştır. Hem polimerizasyon büzülmesi ve stresleri azalmış hem de rezin yapısındaki translüsent yapı geliştirilmiştir.⁷⁶

Temelinde, bulk fillerin esas olumlu özelliği olarak sunulan polimerizasyon derinliğindeki artış materyallerin translüensliğinin yüksek olmasına bağlanırken; polimerizasyon stresindeki azalma organik matris ve doldurucu içeriğindeki değişikliklerle ilişkilendirilmiştir. Bulk fill kompozitler, geleneksel kompozit rezinlere oranla daha az "organik doldurucu daha büyük doldurucu boyutlarına sahiplerdir. Bu sayede doldurucu matris ara yüzünün toplam alanında azalma sağlanır. Bu durum ışık saçılmasını azaltır, derin bölgelere daha kolay penetrasyonunu sağlar ve polimerizasyon derinliği artmış olur⁷⁶. Bu duruma ek olarak foto dinamiklerdeki artış da bulkfill kompozitlerinde daha kalın tabaka kullanımına olanak tanır.⁷³

SDR (Dentsply) fotoaktif gruplara sahip UDMA monomeri içermektedir. Bu fotoaktif gruplar monomerin polimerizasyon büzülme stresini kontrol altına alarak kompozitin 4 mm derinliğe kadar polimerize olmasını sağlamaktadır.⁷⁵

Klinik bir bakış açısından, bulkfill kompozitler daha az teknik hassasiyet, hastada çalışma süresinin kısa olması ve operatör hassasiyetinde azalma nedeniyle büyük ilgi uyandırmaktadır.⁷³ Tedavi süresinin kısa tutulması gereken uyumlu olmayan, endişeli ocuk ve erişkin hastalarda kullanılabilirler.⁷⁷

2.2.Restoratif Materyallerin Mekanik ve Fiziksel zellikleri

Tüm mekanik özellikler, bir malzemenin uygulanan bir kuvvet veya basınc ve oluşan gerilme altında deformasyona, çatlak büyümesine veya kırılmaya karşı direncinin ölçüleridir. Genel anlamda mukavemet, kırılma veya kalıcı deformasyon (plastik gerilme) olmaksızın oluşan gerilmeye direnme yeteneğidir.⁷⁸

Restoratif malzemeler çiğneme sırasında yüksek mekanik oklüzal kuvvetlere dayanacak kadar yüksek mukavemete sahip olmalıdır. Bu nedenle, mekanik özellikler kompozit restoratif malzemelerin klinik davranışını ve uzun ömürlülüğünü anlamak ve tahmin etmek açısından önemlidir.⁷⁹

Restoratif materyal özellikleri kimyasal ve mekanik olarak sınıflandırılabilir. Kimyasal zellikler arasında korozyon, higroskop, çözünürlük, pH duyarlılığı, reaktivite, yüzey enerjisi ve yüzey gerilimi bulunurken, mekanik özellikler arasında kırılma dayanımı, baskı dayanımı, snme, elastik modül, yorgunluk dayanımı, kırılma dayanımı, sertlik, mikro çekme dayanımı, Poisson oranı, oransal sınır, makaslama dayanımı, çekme dayanımı ve akma dayanımı yer almaktadır.⁸⁰

Materyal performansının belirlenmesinde laboratuvar ve klinik deneyler kullanılmaktadır. Laboratuvar testleri, materyalleri karşılaştırmak ve klinik deneyleri yorumlamak için önemli veriler sağlar. Laboratuvar testlerinin avantajları arasında hızlı veri toplama, kolaylık, özelliği lme imkanı ve eşzamanlı test etme imkanı bulunmaktadır. Ancak laboratuvar testlerinde tekrar edilebilir sonuçlar, değişkenlerin kontrol altında tutulması ve cihaz kalibrasyonunun doğru yapılması önemlidir.⁸⁰

2.2.1. Gerilim (Stress)

Bir cisme dışarıdan bir kuvvet uygulandığında, cisim bu kuvvete karşı bir direnç gösterir. Oluşan bu içsel direnç kuvveti, uygulanan kuvvete büyüklük olarak eşit fakat yön olarak zıttır ve “gerilme” (stres) olarak tanımlanır. Gerilme genellikle “S” ya da “ σ ” sembolleri ile gösterilir. Gerilme birimi, kuvvetin (Newton, N) birim alana (metrekare, m^2) bölünmesiyle elde edilir ve Uluslararası Birim Sistemi'nde Pascal (Pa) olarak ifade edilir. Buna göre, 1 Pascal = 1 N/ m^2 ya da 1 Megapascal = 1 N/ mm^2 şeklindedir.^{9, 81}

2.2.2 Gerinim /deformasyon (strain)

Bir cisme kuvvet uygulandığında, bu kuvvetin etkisiyle cisimde bir deformasyon meydana gelir. Gerinim (strain), uygulanan gerilme sonucunda cismin birim uzunluğunda oluşan boyutsal değişim olarak tanımlanır. Başka bir ifadeyle, gerinim; orijinal uzunluğa göre meydana gelen uzama ya da kısalmanın oranıdır.⁸²

Bir cisme dışarıdan bir kuvvet uygulandığında, bu etki sonucunda cisimde bir boyutsal değişim oluşur. Bu değişim, cismin orijinal boyutuna oranlanarak değerlendirilir. Uygulanan kuvvetin etkisiyle ortaya çıkan deformasyon, elastik ya da plastik özellik gösterebilir. Eğer kuvvet kaldırıldığında cisim eski boyutlarına geri dönebiliyorsa bu deformasyon elastik olarak tanımlanır; ancak şekil değişikliği kalıcıysa ve cisim eski haline dönmüyorsa, bu durumda oluşan deformasyon plastik karakterlidir.⁸³

2.2.3. Stress/strain Tipleri

Gerilim, yönü ve boyutu cinsinden tanımlanır. Yönü bakımından üçe ayrılır:

a-)Çekme Gerilimi (Tensile Stress)

b-)Sıkıştırma Gerilimi (Compressive Stress):Silindirik bir numunenin basınç yüküne tabi tutulmasıyla belirlenir. Kırılma yükünün kesit alanına bölünmesiyle elde edilir.⁸⁴

c-)Makaslama/Kayma Gerilimi (Shear Stress): Cismin parçasını diğer parçasının üzerinde kaydıracak yöndeki kuvvetin neden olduğu deformasyona karşı koyan kuvvettir.

d-)Kompleks Gerilimler

2.2.4. Sertlik

Mineraloji alanında sertlik, bir malzemenin çizilmeye karşı gösterdiği dirençle tanımlanırken, metalurji ve diğer birçok mühendislik dalında en yaygın kabul gören

sertlik tanımı, "girintiye (indentasyona) karşı direnç" olarak ifade edilir. Günümüzde kullanılan sertlik testlerinin büyük çoğunluğu da bu prensibe dayanarak geliştirilmiştir.

Bir malzeme yüzeyine keskin bir uç veya aşındırıcı bir parçacık ile uygulanan kuvvet sonucu oluşan girinti, çeşitli malzeme özelliklerinin etkileşimiyle meydana gelir. Sertlikle doğrudan bağlantılı olan özellikler arasında basma dayanımı, orantılı limit ve süneklik yer alır.

Diş hekimleri ve malzeme bilimcileri açısından, diş malzemelerinin sertlik değerleri önemli bir değerlendirme kriteridir. Uluslararası Standardizasyon Örgütü (ISO) tarafından belirlenen birçok diş malzemesi standardında sertlik testleri de yer almaktadır. Diş malzemelerinin sertliğini belirlemede en yaygın kullanılan testler arasında Barcol, Brinell, Rockwell, Shore, Vickers ve Knoop sertlik testleri yer almaktadır. Hangi test yönteminin seçileceği, ölçülecek malzemenin türüne bağlı olarak belirlenmelidir.³²

2.2.5. Elastiklik Modülü

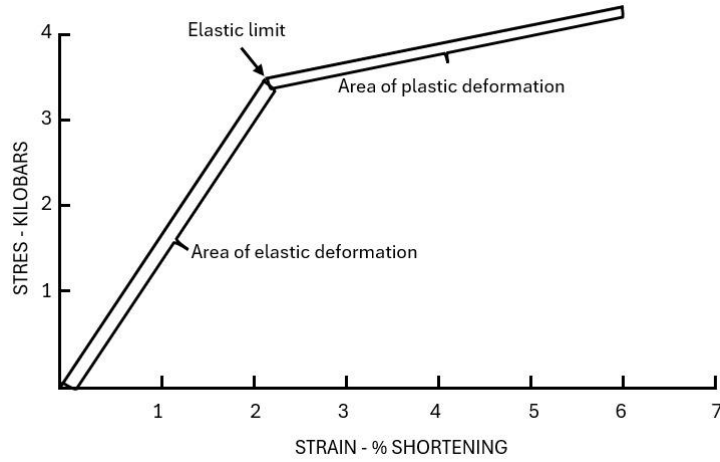
Maddenin elastikliğinin bir ölçümüdür. Young's Modulus olarak da isimlendirilir. Bir materyale gerilim ya da baskı kuvveti uygulandığı zaman materyalin elastiklik sınırları dâhilindeki sertliği demektir. Elastiklikten çok rijitliği belirleyen bir özelliktir.⁸³ Belirli bir gerilim için gerginlik ne kadar azsa sertliğin o kadar fazla olacağı sonucu çıkar.

Elastiklik Özellikleri

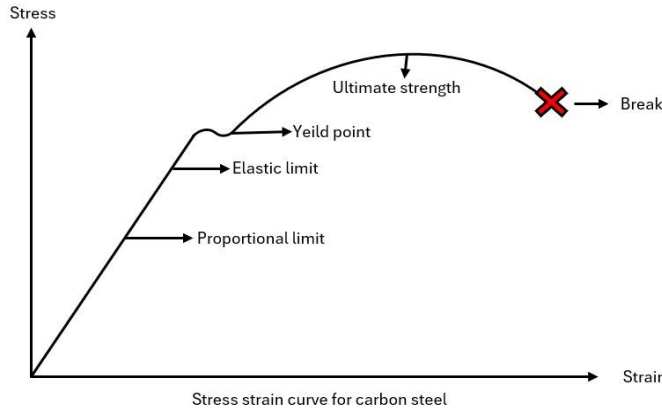
a-)Elastik Sınır :Elastik limit materyalde kalıcı deformasyon oluşmaksızın etki edebilecek maksimum stres miktarıdır (şekil 9).⁸³

b-)Oransal Limit: Gerilim-şekil değişimi eğrisinde, gerilim ile şekil değişiminin doğru orantılı olduğu en yüksek gerilim değeridir.

c-)Yield Strenght (Akma Dayanıklılığı): Gerilim-gerinim eğrisinde gerilimdeki artışla orantısız olarak şekil değişiminde hızlı bir artış görülen noktadır (Şekil 10). Bu noktadan sonra meydana gelen deformasyon plastik karakterdedir. Plastik deformasyonun başladığı gerilim, akma dayanımı olarak adlandırılır.⁸³



Şekil 9. Kalıcı deformasyon oluşmaksızın etki edebilecek maksimum stres



Şekil 10. Elastiklik Özellikleri

2.2.6.Kırılma Dayanımı:

Yapılan araştırmalar, kavite preparasyonunun boyutu ile uzaklaştırılan dentin miktarının, dişin sertliğinde ve kırılma direncinde belirgin bir azalmaya yol açtığını ortaya koymuştur. Potashnick ve arkadaşları, endodontik tedavi uygulanmış dişlerin, çoğunlukla tedavinin başarısızlığından değil, uygun olmayan restorasyonlar sonucu gelişen kırıklar nedeniyle kaybedildiğini rapor etmişlerdir.⁸⁵

Dayanıklılık, materyalde kırılma veya plastik deformasyon görülmesi için gereken maksimum stres olarak tanımlanmaktadır. Test edilen materyal yüzeyindeki çatlak ve defektlerin tipi, boyutu ve dağılımı, kırılma tokluğu, testin yapıldığı ortam ve ortamdaki su varlığı dayanıklılığı etkileyen önemli faktörlerdir.⁸⁶

Kırılma dayanımı, dental seramik gibi kırılğan materyallerin yükleme kuvvetlerine ve çatlak yayılımına verdiği tepkileri karakterize eder. Dayanıklılık, kırılmaya veya plastik deformasyona neden olmayan nihai stres olarak tanımlanır ve test edilen materyalin yüzeyinde bulunan kusur ve kusurların boyutundan, termal ve mekanik işlemler sırasında oluşan ve büyüyen mikro çatlaklardan önemli derecede etkilenir.⁸⁷

Bir restoratif materyal mekanik özellikleri açısından analiz edilip test edildikten sonra, belirli in vitro dental endikasyonlar altında test edilmesi gerekir. Bu amaçla, periodontal enfeksiyon veya ortodontik tedavi planlaması gibi durumlar için çekilmiş sağlam insan dişleri yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak, insan dişlerinin testlerde kullanımı bazı dezavantajlar barındırmaktadır. Örneğin, mekanik ve fiziksel özellikler bireysel dişler arasında büyük farklılık gösterebilir ve dentindeki mevcut mikro çatlaklar test öncesinde her zaman tespit edilemeyebilir. Bu durum, genellikle yüksek standart sapmalara yol açabilir. Buna rağmen, doğal insan dişlerinin kullanımı kırılma testlerinde güvenilir bir yöntem olmaya devam etmekte olup, in vitro testler için halen en çok tercih edilen seçeneklerden biridir.

Diş restorasyon malzemelerini test ederken en önemli adımlardan biri, kırılma direncinin ölçülmesidir. Bu işlem, universal bir test makinesi kullanılarak statik yük-kırık düzeninde gerçekleştirilebilir. Statik yükleme genellikle yeni diş malzemelerinin ve ilgili tekniklerin değerlendirilmesinde ilk aşamayı oluşturur. Aynı zamanda, restore edilmiş bir dişin kırılma davranışı ve yük taşıma kapasitesi hakkında temel bilgiler sağlamak amacıyla yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir.

Kırılma direncini etkileyebilecek çeşitli faktörler bulunmaktadır. Bunlar arasında numuneler arasındaki yapısal farklılıklar, dişin gömme yöntemi, yük uygulama şekli ve yönü, çapraz kafa hızı ile termal veya mekanik yorgunluk simülasyonu yer almaktadır.

Örnekler gömüldükten sonra, test edilecek dişin türüne uygun şekilde yükleme sağlayan yuvarlak silindirik çubuğun altına yerleştirilmeleri gerekmektedir. Azı dişlerinde, çubuk diş kronunun oklüzal yüzeyinin ortasına, bukkal ve oral çıkıntılar arasına konumlandırılır. Bu yerleşim, dişin uzun eksenine paralel dikey bir yük uygulanırken, çubuğun meziobukkal, distobukkal ve lingual çıkıntılarla eş zamanlı ve eşit temas sağlayarak üç noktalı bir destek oluşturmasını sağlar.

Azı dişlerinden farklı olarak, premolar dişlerde bukkal çıkıntının oklüzal eğimine, dişin uzun eksenine 45 derece eğimli bir yükleme yapılıır. Bu yükleme düzeni, normal çalışma tarafı oklüzal temaslarını simüle etmeyi amaçlayarak, premolar dişler için en olumsuz oklüzal yükleme senaryosunu oluşturur ve test edilen restorasyonların ve diş yapısının dayanıklılığını değerlendirir.

Ön dişlerde ise yükleme ucu, doğal ön diş ilişkisini simüle edebilmek için dişin uzun eksenine 30-45 derecelik bir açıyla konumlandırılır. Yükleme çubuğu genellikle yuvarlak ve 6 mm çapında paslanmaz çelikten yapılmış küresel bir uç şeklindedir.

Çapraz kafa hızı (yükleme hızı) da yüklemeye önce ayarlanmalıdır. Azı dişleri genellikle 2 mm/dakika hızında yüklenir, küçük azı dişleri ve ön dişler genellikle 0,5 mm/dakika hızında yüklenir. Ancak, belirlenen bu hızlardan sapmalar mümkündür. Önemli olan, tüm numunelerin aynı hızda test edilmesi olup, hızın mutlak değeri yerine gruplar arasındaki tutarlılık esas alınmalıdır.

Test sırasında her diş için dinamik olarak bir kuvvet-mesafe eğrisi oluşturulur. Diş restorasyon kompleksinde ilk kırığın meydana geldiği ve kuvvet-mesafe eğrisinde bir tepe noktasıyla sonuçlanan yük, arıza yükü olarak tanımlanır ve Newton (N) cinsinden kaydedilir. Her testte, kuvvet-mesafe eğrisinde ani bir değişiklik gözlemlendiğinde ve numunenin basınca karşı direncinde belirgin bir azalma meydana geldiğinde, belirli bir arıza yükü belirlenir. Ancak, yükteki bu ani düşüş her zaman kırık yükünü ifade etmez. Eğer arıza yükü ile kırık yükü farklı ise, klinik açıdan ilk arıza yükü kırık direncinden daha önemli ve daha anlamlı bir parametre olarak değerlendirilir. Bunun sebebi, tespit edilebilir bir çatlak oluştuğunda (yük düşüşü ile belirlenir), ağız sıvılarının bu çatlağa nüfuz etmesi çürük riskini artırabilir ve restorasyonun ağız ortamındaki dayanıklılığını olumsuz yönde etkileyebilir. Bu nedenle, ilk yapısal bozulma meydana geldiğinde tespit edilmesi büyük önem taşımaktadır.

Kırılma direncinin belirlenmesinin yanı sıra, kırık tipinin değerlendirilmesi de klinik açıdan büyük önem taşımaktadır. Bu nedenle, yük-kırık testi uygulanırken yalnızca kırılma direnci değil, aynı zamanda kırılma modu da dikkate alınmalıdır. Mekanik testin ardından, kırılan numuneler kırık desenleri açısından analiz edilir.

Scotti ve çalışma arkadaşlarının araştırmasına göre, optik mikroskop altında yapılan değerlendirmede, iki bağımsız gözlemcinin ortak görüşü doğrultusunda kırıklar restore edilebilir ve restore edilemez olarak sınıflandırılır. Bu değerlendirme sistemine

göre, restore edilebilir kırıklar servikal mine-sement birleşim çizgisinin (CEJ) üzerinde meydana gelir, yani diş restorasyonla yeniden işlevsel hale getirilebilir. Buna karşılık, restore edilemez kırıklar CEJ'nin altına kadar uzanır ve bu durumda genellikle dişin çekilmesi gereklidir.

Kırılma direnci ve kırılma deseni birlikte değerlendirilmelidir. Yüksek kırılma direnci gösteren bir restoratif materyal, eğer kırılma anında olumsuz bir kırılma deseni sergiliyorsa, diğer materyaller ve teknikler arasında en iyi seçenek olarak kabul edilemez. İdeal restoratif çözüm, sağlam bir dişin kırılma direncine benzer bir direnç sergileyen ve ağırlıklı olarak olumlu bir kırılma deseni gösteren materyaldir.⁴⁰

Amaç ve Hipotez

Çalışmamızda yeni formülasyonlarla üretilmiş, çeşitli materyallerle takviye edilip güçlendirilmiş kalsiyum salan kaide materyalleri ile diğer cam iyonomer siman grupları ve bulkfill kaidenin kompozit rezin ile birlikte kırılma dayanımı açısından değerlendirmek amaçlanmıştır. Bu tez çalışmasının sıfır hipotezleri:

1-Sağlam ve restore edilmiş premolarların kırılma dayanımı değerlerinde anlamlı bir fark yoktur.

2-Piyasaya yeni sürülmüş kalsiyum silikat esaslı kaide materyali ile bulk fill kompozit ve rezin modifiye cam iyonomer ile yapılan restorasyonlar arasında kırılma dayanımı açısından fark yoktur.

3.MATERYAL VE METOT

Bu in vitro çalışma, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 29.05.2024 tarihli ve 2024/245 sayılı kararıyla (Ek 1) etik onay alınarak, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı tarafından yürütülmüştür. Araştırma, BAP-04-B2024-5509 proje numarası ile Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi (BAP) tarafından desteklenmiştir.

Çalışmanın tüm restorasyon aşamaları, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda test aşamaları Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

3.1. Çalışmada Kullanılacak Dişlerin Seçimi

Bu çalışmada, ortodontik tedavi veya periodontal hastalık nedeniyle çekilmiş, yapısal olarak sağlam 25 adet insan maksiller premolar diş kullanılmıştır. Dişler çalışmaya dahil edilmeden önce, çürük, restorasyon, çatlak veya yapısal defekt açısından dikkatlice incelenmiş; bu tür lezyonlar taşıyan dişler çalışma dışı bırakılmıştır. Dişlerin bekleme süresinin standartlaştırılabilmesi amacıyla, yalnızca çalışmanın başlangıç tarihinden en fazla iki ay önce çekilmiş olan dişler çalışmaya dahil edilmiştir. Çalışmaya başlanana kadar, uygun saklama koşullarının sağlanması için dişler 24 °C sıcaklıkta, distile su içerisinde muhafaza edilmiştir.

Kaliper yardımıyla dişlerin mezio-distal mesafesi ölçülmüştür. Yüzde 10'luk sapmadan fazla boyut farkı gösteren dişler çalışmaya dahil edilmemiştir. Dişlerin üzerindeki eklentiler keskin el aletleri ile uzaklaştırıldıktan sonra, dişler düşük devirde çalışan mikromotor (Kavo, Germany) ile fırça ve pomza yardımıyla temizlenmiştir.

Takiben, çalışmada kullanılacak dişler olacak şekilde rastgele 5 gruba ayrılmıştır (n=5). Çalışma grupları Tablo 4'de gösterilmiştir.

1-Grup PK: Pozitif kontrol grubu

2-Grup NK: Negatif kontrol grubu

3-Grup SDR: SDR Plus bulkfill flowable (Dentsply, Sirona, Almanya) + universal bond (All Bond Universal, Bisco, USA) + kompozit rezin (Aelite Ls Posterior® Bisco,Schaumburg, U.S.A)

4-Grup FLC : Cavity conditioner (GC Cavity Conditioner; GC Dental, Japonya) + rezin modifiye cam iyonmer restoratif siman (Fuji II LC Capsule; GC Dental, Japonya) + kompozit rezin (Aelite Ls Posterior® Bisco,Schaumburg, U.S.A)

5-Grup TB : Resin modifiye kalsiyum silikat (TheraBase Bisco,Schaumburg, U.S.A) + universal bond (All Bond Universal, Bisco, USA) + kompozit rezin (Aelite Ls Posterior® Bisco,Schaumburg, U.S.A) olacak şekilde planlanmıştır.

Tablo 4. Test Grupları

	Kaide Materyali	Yüzey işleme veya adeziv ajan	Restoratif Materyal
Grup PK	-	-	-
Grup NK	-	-	-
Grup SDR	SDR Plus Bulkfill (Dentsply,Sirona, Almanya)	Universal bond (All Bond Universal, Bisco, USA)	Kompozit rezin (Aelite Ls Posterior® Bisco,Schaumburg, U.S.A)
Grup FLC	rezin modifiye cam iyonmer restoratif siman (Fuji II LC Capsule; GC Dental, Japonya)	cavity conditioner (GC Cavity Conditioner; GC Dental, Japonya)	kompozit rezin Aelite Ls Posterior® (Bisco,Schaumburg, U.S.A)
Grup TB	TheraBase (Bisco,Schaumburg, U.S.A)	-	kompozit rezin Aelite Ls Posterior® (Bisco,Schaumburg, U.S.A)

Bu invitro çalışma için 5 grup oluşturulmuştur. Tüm bu gruplar için kullanılan malzemeler Tablo 5’de gösterilmiştir.

Tablo 5. Kullanılan Materyaller

Çalışmada Kullanılan Materyaller	İçeriği ve Kimyasal Yapısı	Üretici Firma	LOT.No
Rezin Modifiye Cam İyonomer Fuji II LC®	Likit:Poliakrilik asit Toz:Floroalüminosilikat cam, HEMA, üretan dimetakrilat, su, kamforokinon	GC, Tokyo,JAPONYA	240306A
Prime &Bond ® universal	Bi- and multifunctional acrylate, Phosphoric acid modified acrylate,Isopropanol resin,başlatıcı,sabitleyici,su,	Sirona,Denstply, ALMANYA	24090000265
Bulk Fill Flowable SDR® Plus	UDMA, EBPDMA, CQ, cam, BHT, TEGDMA, stronsiyum silikat, <u>Bariumaluminofloro</u> <u>boroaluminofluroborosilikat</u>	Sirona,Denstply, ALMANYA	2409000548
Rezin Modifiye Kalsiyum Silikat TheraBase®	Ytterbium/Barium Glass, Ethoxylated Bis A Dimethacrylate Acetyl-2-Thiourea Ytterbium Fluoride, Brombenzenesulfonic Acid, Sodium Dihydrate, portland sement,Titanium Dioxide	Bisco,Schaumburg, U.S.A	18475346000
Aelite Ls Posterior®	Ethoxylated Bis A Dimethacrylate,Triethylene Glycol Dimethacrylate, BisGMA	Bisco,Schaumburg, U.S.A	2300112844
All Bond universal®	MDP, Bis-GMA, HEMA, ethanol, Su, initiator	Bisco,Schaumburg, U.S.A	2400013576
Conditioner	% 20 Poliakrilik Asit	GC Tokyo,JAPONYA	2310251

3.2. Kaviteilerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılan tüm dişlerde kavite boyutlarının standart hale getirilmesi amacıyla belirli referans noktaları esas alınmıştır. Kavite genişliği, ilgili dişin bukkal ve palatinal tüberkülleri arasındaki mesafenin üçte biri olacak şekilde; okluzal derinlik ise bukkal-palatinal yönün orta hattına denk gelecek biçimde belirlenmiştir. Gingival duvar, mine-sement sınırının 1 mm koronalinde olacak şekilde ve gingival basamak genişliği 2 mm olarak planlanmıştır (Şekil 11 ve Şekil 12). Bu ölçüm ve sınırlandırmalar, suya dayanıklı bir kalemle (Faber-Castell, Almanya) diş yüzeylerine dikkatlice işaretlenmiştir.

Tüm işaretlemelerin ardından, yüksek devirli aeratör cihazı ile su soğutması altında, elmas fissür frezler kullanılarak MOD kavite hazırlanmıştır. Preparasyon sırasında, bukkal ve palatinal duvarların birbirine paralel olmasına özen gösterilmiş ve her kavite hazırlığından sonra yeni bir frez kullanılmıştır. İşaretlemelere ek olarak, kavite boyutları preparasyon süresince periodontal sond yardımıyla da kontrol edilerek standardizasyon sağlanmıştır.



Şekil 11. Kavite genişliği Bukkal ve palatinal tüberküller arası mesafenin 1/3'ü



Şekil 12. Gingival basamak genişliği 2 mm

Çalışmada Kullanılacak Dişlerin Restorasyonu:

Çalışmada kullanılmak üzere hazırlanan dişler rastgele 5 gruba ayrılmıştır (n:5).

Grup PK; Kavite açılmadı. (sağlam diş - pozitif kontrol grubu).

Grup NK; MOD kavite açıldı, herhangi bir restorasyon yapılmadı (negatif kontrol grubu).

Grup SDR; Açılan kaviteye Prime and Bond universal adeziv (Dentsply, Sirona, Almanya) 20 saniye boyunca aplikatör ile uygulanmıştır. Adeziv yüzeye yayılınca temiz, kuru hava ile parlak ve düzgün bir katman elde edilinceye kadar her yüzeye 5 saniye boyunca orta derecede hava akışı işlemi yapılmıştır. Hemen ardından adeziv ışıkla (3M ESPE Elipar TM S10) 20 saniye boyunca sertleştirilmiştir. 1 mm SDR Plus Bulk Fill Flowable (Dentsply, Sirona, Almanya) (şekil 13) kavite üzerine uygulanmış ve 20 Saniye Boyunca ışıkla (3M ESPE Elipar TM S10) ile polimerize edilmiştir. Kaide üzerine kompozit rezin restorasyon yapılmıştır. Dişlere preparasyon işleminden sonra mine yüzeyleri % 37'lik ortofosforik asit (K-Etchant Syringe, Kuraray Okayama, Japonya) ile 30 sn süresince pürüzlendirilmiştir. Asit 30 sn suyla yıkanıp 5 sn hava ile kurutulmuştur.



Şekil 13. Prime and Bond universal adeziv (Dentsply, Sirona, Almanya) SDR Plus Bulk Fill Flowable (Dentsply, Sirona, Almanya),

Grup FLC; Restorasyon için MOD kaviteye “Cavity Conditioner” (GC,Tokyo,Japonya) pelet yardımıyla 10 saniye boyunca uygulanmış su ile yıkanmıştır. Nemli kalacak şekilde kurulanmıştır. Kapsül çalkalanmış, arkasındaki butonun tamamı gövde içine gömülenene kadar ittirilmiş, 2 saniye basılı tutulmuştur (Şekil 13) 4200 rpm devir/ dk karıştırma hızına sahip amalgamatörde (Linea TAC 200 S, Listed Laboratory Equipment, İtalya) 10 sn karıştırılmıştır. Tabanca aracılığıyla kaviteye yerleştirilmiştir. 20 saniye boyunca ışıklandırılmıştır. (3M ESPE Elipar TM S10) polimerize edilmiştir. Kaide üzerine kompozit rezin restorasyon yapılmıştır. Dişlere preparasyon işleminden sonra mine yüzeyleri % 37’lik ortofosforik asit (Vocoid; Voco, Cuxhaven, Almanya) ile 30 sn süresince pürüzlendirilmiştir. Asit 30 sn suyla yıkanıp 5 sn hava ile kurutulmuştur.



Şekil 14. Fuji II LC Cavity Conditioner (GC,Tokyo,Japonya), Amalgamatör (Linea TAC 200 S, Listed Laboratory Equipment, İtalya),

Grup TB; Restorasyon için TheraBase (BİSCO, Schaumburg, U.S.A) karıştırma ucu takılıp saat yönünde çevrilmiştir (Şekil 14). Pistona basılarak kaviteye uygulanmıştır. 20 saniye ışıkla (3M ESPE Elipar TM S10) polimerize edilmiştir. Kaide üzerine kompozit rezin restorasyon yapılmıştır. Dişlere preparasyon işleminden sonra mine yüzeyleri % 37'lik ortofosforik asit (Vococid; Voco, Cuxhaven, Almanya) ile 30 sn süresince pürüzlendirilmiştir. Asit 30 sn suyla yıkanıp 5 sn hava ile kurutulmuştur.



Şekil 14.Therabase

Kaide yerleştirilen dişlere, 2 tabaka All Bond Universal (BİSCO, Schaumburg, U.S.A) tabaka başına 10 saniye pelet ile uygulanmıştır. Fazla solvent hava spreyi sıkılarak uzaklaştırılmıştır. Camsı görüntü elde edilmiştir. 10 saniye ışık (3M ESPE Elipar TM S10) tutulmuştur.

Aelite LS Posterior (BİSCO, Schaumburg, U.S.A) (Şekil 15) 2 mm lik tabakalar halinde ağız spatülü (LM Arte™, Parainen, Finlandiya) ile dişlere uygulanıp 20 saniye ışıkla (3M ESPE Elipar TM S10) polimerize edilmiştir. Final tabakasına 40 saniye ışık uygulanmıştır. Polisaj diskleri (3M™ Sof-Lex™, U.S.A) ve lastikleri (3M, U.S.A) ile polisaj yapılmıştır.



Şekil 15. All Bond Universal (BİSCO, Schaumburg, U.S.A), Aelite LS Posterior (BİSCO, Schaumburg, U.S.A)

3.4.Akrilik Kalıpların Hazırlanması

Örneklerin universal test cihazına yerleştirilebilmesi için otopolimerizan akril rezin (İntegra, Ankara, Türkiye) içine mine sement sınırının 2 mm altından olacak şekilde gömülmüştür (şekil 16). Sertleşen akrilik kalıp silikon kaptan dikkatlice çıkarılarak tüm yüzeyleri kontrol edilmiştir ve bu şekilde düzgün yüzeyli toplam 25 adet örnek elde edilmiştir. Örnekler distile su içinde 24°C de distile su içinde bekletilmiştir.



Şekil 16. İçine mine sement sınırının 2 mm altından olacak şekilde gömüldü

3.5.Kırılma Dayanımının Ölçülmesi

Kırılma dayanımının değerlendirilmesi amacıyla Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi'nde bulunan Shimadzu (Tokyo, Japonya) marka universal test cihazı ve Trapezium yazılım programı kullanılmıştır (Şekil 17 ve Şekil 18). Test sırasında, her örnek test cihazına sabitlendikten sonra, dişlerin kuronlarına 4 mm çapında çelik küresel uç ile yük uygulanmıştır (Şekil 17). Yükleme hızı 1 mm/dk olarak ayarlanmış, test süresince restorasyonun ya da dişin kırıldığı andaki maksimum kuvvet değeri Newton (N) cinsinden kaydedilmiştir.



Şekil 17. 4 mm çaplı çelik küresel uç, Universal test cihazı (Shimadzu, Tokyo, Japan)



Şekil 18. Trapezium bilgisayar yazılımı



Şekil 19. Olympus SZ-PT Stereo Mikroskop

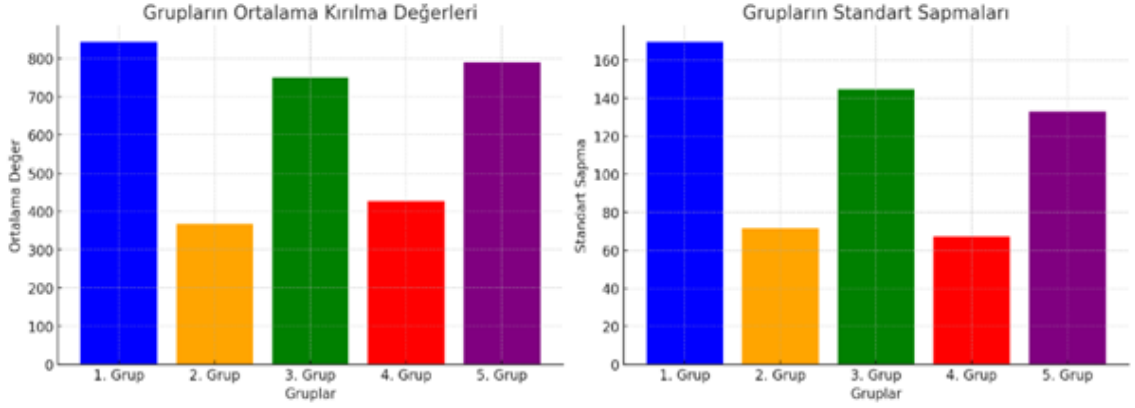
Kırılma dayanımı testinden sonra kırılma tipleri adeziv, koheziv, miks olmak üzere ayırt edebilmek için Olympus SZ-PT Stereo Mikroskop (Olympus Corporation, Shinjuku, Tokyo, Japonya) altında x25 büyütme ile incelenmiştir (Şekil 19).

Tüm istatistiksel hesaplamalar SPSS 21.0 V. istatistik paket programında yapılmıştır. Araştırmada elde edilen verilere normallik varsayımı ve varyansların homojenliği varsayımları kontrol etmek için Shapiro-Wilk ve Levene testleri uygulanmıştır ($P>0,05$).

4.BULGULAR

4.1.Kırılma Dayanımı Değerlendirilmesi

Çalışmanın kırılma testi sonucunda, tüm deney gruplarından elde edilen kırılma değerlerinin ortalama değerleri ve standart sapmaları şekil 20.'de verilmektedir.



Şekil 20. Ortalama değerleri ve Standart sapma

Kırılma testi sonucunda, en düşük kırılma dayanım değerlerinin negatif kontrol grubundaki (367 N) örneklerden, en yüksek kırılma dayanım değerlerinin ise pozitif kontrol grubundaki (842,5 N) örneklerden elde edilmiştir. Bu iki grubun dışındaki deney gruplarının kırılma dayanımları ortalamaları incelendiğinde; en yüksek kırılma dayanımının Therabase ile restore edilen Grup TB'deki örneklerden (788,6 N) elde edildiğini, bunu sırasıyla SDR ile restore edilen Grup SDR (749,5 N), Fuji II LC ile restore edilen Grup FLC (427 N) elde edildiği görülmüştür.

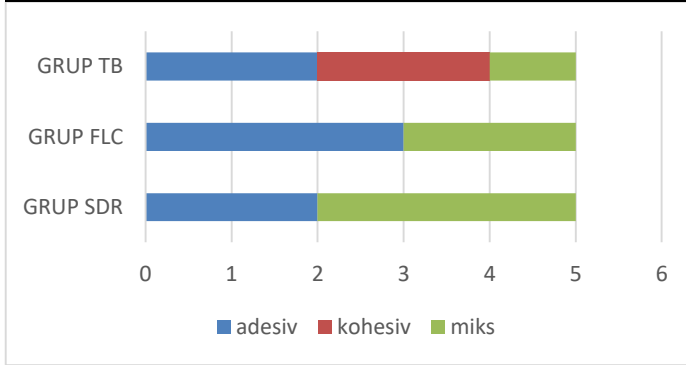
4.2. Kırılma Tipleri

Kırılma dayanımı testinden sonra kırılma tipleri adeziv, koheziv, miks olmak üzere ayırt edebilmek için Olympus SZ-PT Stereo Mikroskop (Olympus Corporation, Shinjuku, Tokyo, Japonya) altında 25 büyütme ile incelenmiştir (Şekil 6).

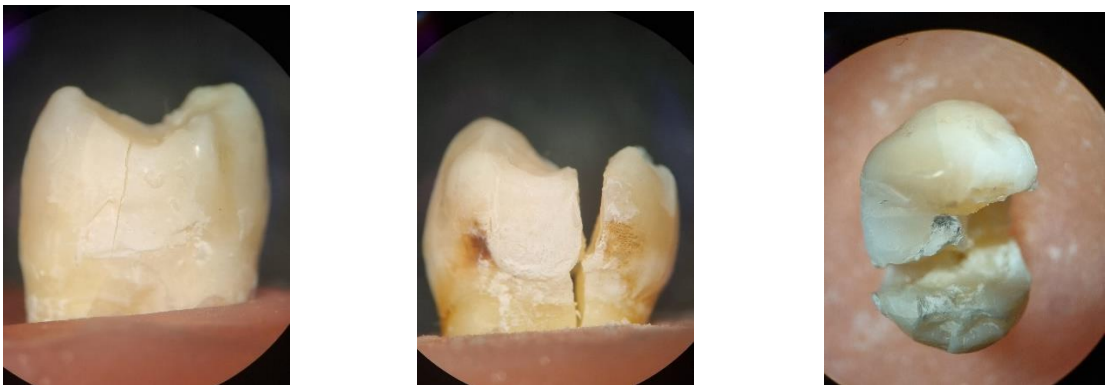
SDR ile restore edilen örneklerin % 40'ında adeziv, % 60 ında miks kırık, Fuji II ile restore edilen dişlerin % 60 ında adeziv, % 40' ında miks, Therabase ile restore edilen dişlerin % 40 'ında adeziv, % 40'ında koheziv, % 20'sinde miks kırık gözlenmiştir (Tablo 6 ve Şekil 21 ve 22).

Tablo 6. Kırılma Tipleri

	adeziv	koheziv	miks
GRUP SDR	2	0	3
GRUP FLC	3	0	2
GRUP TB	2	2	1



Şekil 21. Kırılma Tipleri Grafiği



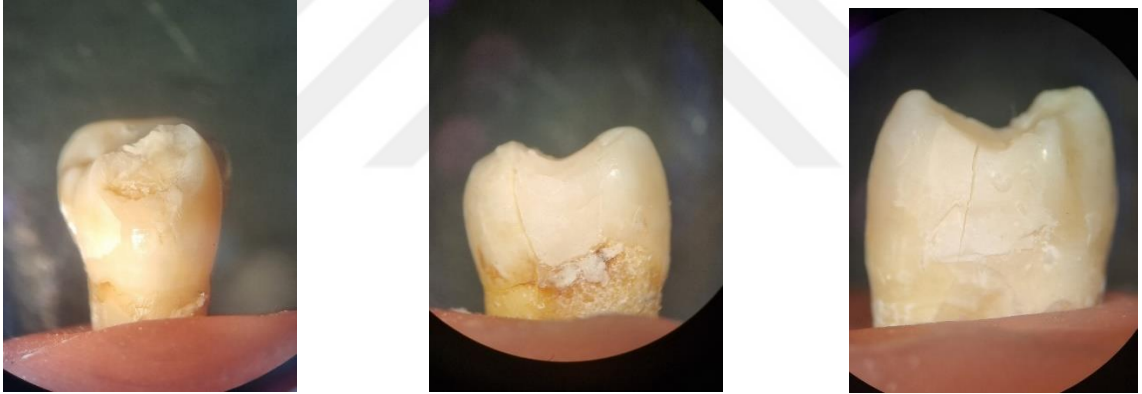
Şekil 22. Adeziv, Koheziv, miks kırık örnekleri

4.3.Kırıkların Değerlendirilmesi:

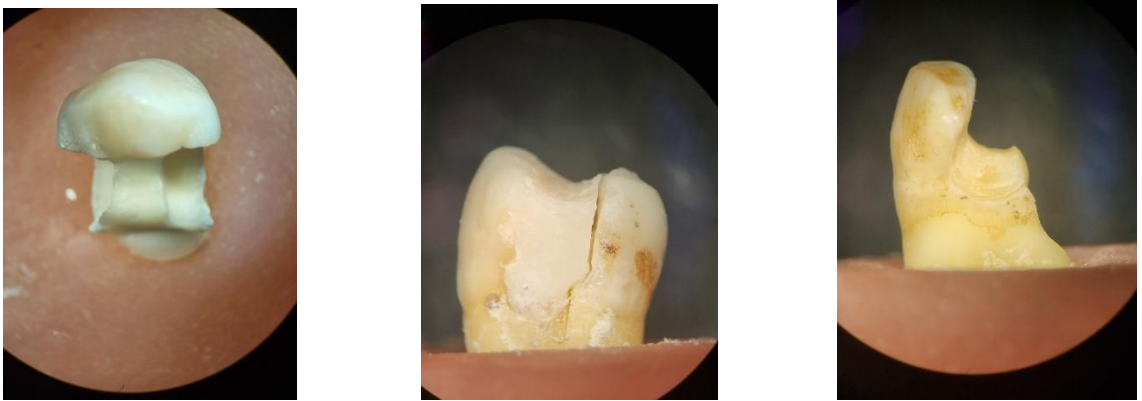
Çalışmada okluzal kuvvet uygulanarak kırılan örnekler, kırık tiplerini belirlemek için bir büyütme altında incelenmiştir. Oluşan kırık tipleri belirlenmiş ve restore edilebilir ve restore edilemez diye iki gruba ayrılmıştır (Tablo 7)(Şekil 23)(Şekil 24)

Tablo 7. Kırıkların Değerlendirilmesi

	Restore Edilebilir	Restore Edilemez
Grup pozitif kontrol	5	0
Grup negatif kontrol	1	4
Grup SDR Bulk fill	1	4
Grup Fuji II LC	1	4
Grup Therabase	2	3



Şekil 23. Restore Edilebilir Kırık



Şekil 24. Restore Edilemeyen Kırık

İstatistik Analiz:

Araştırmada elde edilen verilere normallik varsayımı ve varyansların homojenliği varsayımları kontrol etmek için Shapiro-Wilk ve Levene testleri uygulandı ($P>0,05$). Kullanılan materyale göre kırılma dayanımları arası farklılıklar Tek Yönlü Varyans Analizi ve Tukey çoklu karşılaştırma testi ile belirlendi. Ayrıca, Kırılma tipi ve restore edilebilme durumlarının kullanılan materyale göre değişimi Fisher kesin testi ile belirlendi. Ki-kare analizi sonucunda anlamlı bulunan gruplar arasında ikili kıyaslama (pozitif kontrol-therabase) oranların farkına ait hipotez testine göre z-testi ile belirlendi. Tüm istatistiksel hesaplamalar SPSS 21.0 V. istatistik paket programında yapılmıştır (Tablo 8 ve Tablo 9).

Tablo 8. Kullanılan materyale göre kırılma dayanımı (N)

Materyal	n	Ortalama	Std. Sapma	F-değeri	P-değeri
Pozitif Kontrol	5	842,8 ^a	169,5	15,838	<0,001
Negatif Kontrol	5	367,0 ^b	71,6		
SDR Bulk fill	5	749,6 ^a	144,7		
Fuji II LC	5	427,0 ^b	67,0		
Therabase	5	788,6 ^a	132,9		
Toplam	10 (40)	15 (60)	25 (100)		

a,b harfleri aynı sütun (gruplar arası) içerisindeki farklılıkları göstermektedir ($p<0,05$).

İstatistiksel analizler sonucunda, kullanılan materyallerin kırılma dayanımları arasında anlamlı farklılıklar olduğu belirlenmiştir ($p<0,001$). Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) ve Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçlarına göre, en yüksek kırılma dayanımı Pozitif Kontrol (842,8 N) grubunda gözlenmiş olup, SDR Bulk Fill (749,6 N) ve Therabase (788,6 N) grupları da benzer şekilde yüksek kırılma dayanımı göstermiştir ($p>0,05$). Buna karşılık, Negatif Kontrol (367,0 N) ve Fuji II LC (427,0 N) gruplarının kırılma dayanımları istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük bulunmuştur. ($p<0,05$)

Tablo 9. Kırılma tipinin kullanılan materyale göre değişimi

Materyal	Kırılma Tipi [n(%)]				χ^2 -değeri	p-değeri
	Adeziv	Koheziv	Miks	Toplam		
SDR Bulk fill	2 (40)	0 (0)	3 (60)	5 (100)	3,985	0,517
Fuji II LC	3 (60)	0 (0)	2 (40)	5 (100)		
Therabase	2 (40)	2 (40)	1 (20)	5 (100)		
Toplam	7 (46,7)	2 (13,3)	6 (40,0)	25 (100)		

Kırılma tipinin kullanılan materyale göre değişiminde gruplar arasında anlamlı bir fark çıkmamıştır. Ki-kare analizinden Fisher's Exact Test (Fisher's Kesin Test) yapılmıştır. Kırılma tipi kullanılan materyale göre değişiklik göstermemektedir.

Ayrıca, kırılma tipi ve restore edilebilme durumlarının kullanılan materyale göre değişimi Fisher kesin testi ile analiz edilmiştir. Ki-kare analizi sonucunda anlamlı farklılık bulunan gruplar arasındaki ikili kıyaslamalar, oranların farkına ait hipotez testine göre z-testi ile değerlendirilmiştir (Tablo 10).

Tablo 10. Restore edilebilirlik durumunun kullanılan materyale göre değişimi

Materyal	Restore [n(%)]			χ^2 -değeri	p-değeri
	Edilebilir	Edilemez	Toplam		
Pozitif Kontrol	5 (100)	0 (0)	5 (100)	9,267	0,036
Negatif Kontrol	1 (20)	4 (80)	5 (100)		
SDR Bulk fill	1 (20)	4 (80)	5 (100)		
Fuji II LC	1 (20)	4 (80)	5 (100)		
Therabase	2 (40)	3 (60)	5 (100)		

Ki-kare analizinden Fisher's Exact Test (Fisher's Kesin Test)

5.TARTIŞMA

Çürük, travma ve kavite preparasyonları sonucu oluşan destek diş yapısının azalması, dişlerin kırılma direncini olumsuz yönde etkiler. Diş ve posterior tüberküllerinin kısmi veya tam kırıklarına ve hatta kök kırıklarına yol açan birincil nedenler, geniş kavite preparasyonlarının varlığı ve endodontik tedavidir.^{1, 2} Farklı materyallerle restore edilen mezial-oklüzal-distal (MOD) boşluklara sahip posterior dişlerin kırıkları, sert diş dokularındaki kayıp miktarıyla orantılı olarak sağlıklı olanlara kıyasla çiğneme sırasında daha sık meydana gelmektedir.² Bu boşluklar hem mineyi hem de dentini içerir; diş dokularının miktarının azalması kırık için yatkınlık oluşturan bir faktördür.

Kompozitin altına bir kaide dahil edilmesi rezin kompozitin hacmini azaltır, rezin monomerinin hacmini düşürür, bu da daha düşük büzülme stresi ve daha iyi bağ mukavemetleri sağlar.^{88, 89} Kaide kullanımı fonksiyonel yük altında diş-restorasyon kompleksi içinde daha düzgün stres dağılımına ve gerinim değerlerine katkıda bulunur.⁹⁰ ⁹¹ Diş hekimliği literatüründe, kompozit rezinlerin altına elastisite modülü düşük kaide materyali uygulayarak yapılan restorasyonların klinik başarısının yüksek olduğunu bildiren çalışmalar mevcuttur.^{2, 92}

Bu tez çalışmasının amacı MOD kaviteli üst küçük azı dişlerin farklı kaide materyalleri restore edilmesi ile kırılma dayanımını karşılaştırmalı değerlendirmektir.

Diş hekimliğinde yeni geliştirilen materyallerin değerlendirilmesinde kullanılan in vivo testler; yüksek maliyetli, zaman alıcı ve standartlaştırılması güç yöntemlerdir. Bu nedenlerle, araştırmacılar daha pratik, hızlı sonuç veren, parametreleri kolaylıkla değiştirilebilen ve elde edilen verilerin karşılaştırılabilir olduğu in vitro test yöntemlerini tercih etmektedirler.⁹³ in vitro testler, diğer yöntemlere kıyasla daha düşük maliyetli olmalarının yanı sıra, uygulama kolaylığı, deneysel kontrol imkanı ve tekrarlanabilirlik açısından da avantaj sunmaktadır.⁹⁴ Bu avantajlarından dolayı bu çalışma için in vitro test yöntemleri kullanılmıştır. In vitro deneyler genellikle yeni hipotezleri test eder veya yeni malzemelerin davranışları hakkında öngörü sağlamayı amaçlar ve sistematik incelemeler ilgili araştırma sorularını yanıtlamak için bireysel çalışmalardan en iyi kanıtları derler. Klinik uygulamaya dahil edilebilecek potansiyel olarak umut vadeden yeni tedavileri test etmek için in vitro deneyler önemlidir. ⁹⁵

Ancak laboratuvar testlerinin sonuçları önemli ölçüde farklılık gösterir. Bu durum yalnızca malzemelerin özelliklerindeki ve dentinin karakteristiklerindeki farklılıklara değil, aynı zamanda numune hazırlamadaki farklılıklara da bağlanabilir.⁹³

İn vitro çalışmalarda hem insan hem de sığır dişleri kullanılabilceği literatürde bildirilmiştir.⁹⁶ Ancak in vivo koşulları daha gerçekçi yansıması bakımından, insan dentini kullanılması daha avantajlıdır. Öte yandan, sığır dişleri; kolay temin edilebilir olmaları ve geçirgenlik özelliklerinin insan dentinine kıyasla daha az bireysel farklılık göstermesi nedeniyle bazı çalışmalarda tercih edilebilmektedir.⁹⁴ Küçük azı dişleri, morfolojik özellikleri ve ağızdaki konumları nedeniyle kırılma kuvvetlerinden, özellikle ön dişlere kıyasla daha fazla etkilenmektedir. Ayrıca, büyükazı dişlerine kıyasla daha küçük kron yapısına sahiptirler. Sorrentino ve ark.⁹¹ çalışmalarında, küçük dişlerinin endodontik tedavide kırılma riskinin daha yüksek olabileceğini göstermiştir.⁹¹ Ayrıca, küçük azı dişleri boyut, form, şekil olarak aynıdır ve çoğunlukla ortodontik tedavi için çekilmiş sağlam dişlerdir.⁹⁷ Bu faktörler göz önünde bulundurularak bu çalışma için 25 adet üst çene küçük azı diş tercih edilmiştir.

Kuronların bukko-lingual boyutu kırılma dayanıklılığıyla önemli ölçüde ilişkilidir. MOD kavite genişliklerinin bukko-lingual boyutuna orantılı olarak hazırlanması göz önüne alındığında mantıklıdır. Daha büyük bukko lingual genişliklerine sahip kronların bukkaal tüberkülleri, daha büyük kırılma dayanıklılığına yol açan daha büyük bukko-lingual kalınlıklara sahip olacaktır.⁹⁸ Toplanan dişlerin bukko-lingual mesafesi kaliper (Stainless Hardened®, Mitutoyo, Japonya) yardımıyla ölçülmüş ve boyut olarak % 10'dan fazla sapma gösteren dişler kullanılmamıştır.

Kavite sınırlarının, bukkolingual tüberküller arasındaki mesafenin üçte birini kapsayacak şekilde hazırlanması durumunda, dişin kırılma direncinde azalma meydana geldiği çeşitli çalışmalarla ortaya konmuştur.^{99, 100} Dişlerde kırılma olasılığını değerlendiren Reeh ve ark.¹⁰¹ yaptıkları çalışmada, dişin tüberkül kırılma direncini Sınıf I kavite preparasyonunun % 20 oranında, Sınıf II kavite preparasyonunun ise % 63 oranında azalttığını bildirmişlerdir. Aynı zamanda tüberkül kırılma direncinde en büyük kaybın, marjinal sırt bütünlüğünün kaybolması ile gerçekleştiğini rapor etmişlerdir.

Bu nedenle çalışmamızda, kaide materyali uygulanmış dişlerin kırılma dayanıklılığını değerlendirebilmek amacıyla, premolar dişler ile geniş çürüklerde

önerilen kavite tasarımına uygun mesafe ve derinlik ölçüleri esas alınmıştır. Bu yaklaşımla, klinikte sık karşılaşılan geniş doku kaybı olan dişlerin yapısı laboratuvar ortamında taklit edilmeye çalışılmıştır. Sınıf II MOD kaviteye sahip dişler, marjinal sırttaki hasar sonucu kırılma direncinde daha fazla azalmaya uğrar, bu da kalan diş yapısını zayıflatır ve kırılmaya karşı duyarlılıklarını artırır.¹⁰² Başka bir çalışmada da, MOD kavite açılan dişlerin, hazırlanmayanlara kıyasla % 60 oranında dirençlerini kaybettiğini bildirmiştir.¹⁰³

Bu araştırmaların ışığı altında, çalışmamızda basınç kuvvetlerine karşı direncin incelenmesinde Sınıf II (MOD) kavite hazırlığı yapılması tercih edilmiştir. Çalışmamızda bukkal ve lingual tüberküller arasındaki uzaklığın 1/3 ü olacak şekilde bukkal ve lingual genişlik ve mine sement sınırının 1 mm üstünde olacak şekilde kavite hazırlanmıştır.

Laboratuvar çalışmalarında dişlerin kimyasal içeriğini değiştirmeyecek sıcaklıkta ve ortamda saklanması önemli bir faktördür.¹⁰⁴ Literatürde saklama sıvısı olarak serum fizyolojik, tuzlu su, distile su, timol çözeltisi, sodyum hipoklorit gibi birçok solüsyonun kullanılabileceği belirtilmiştir.¹⁰⁵ Yapılan çalışmalarda, dentin geçirgenliğinin solüsyon tipi ve depolama süresine bağlı olarak değiştiği gösterilmiştir.^{106, 107} Bu durum, dişlerin bekletildiği sıvının diş yapısında değişikliklere neden olabileceğini ve dolayısıyla yapılan ölçümlerin hatalı sonuçlanma riskini taşıdığını göstermektedir. Bu nedenle, çalışmamızda kullanılmak üzere toplanan dişler, işlem yapıncaya kadar ve işlemlerden sonra her aşamada oda sıcaklığında distile suda bekletilmiştir. Ayrıca, dişlerin kuru kalma riskini önlemek amacıyla distile su sık aralıklarla değiştirilmiştir. Bu çalışmada, ISO (1988) standartları gereği dişler temizlendikten sonra testler yapılana dek 24°C’de distile su içerisinde yaklaşık iki ay süre ile saklanmıştır.

Restoratif diş hekimliğinde kullanılan materyallerin fiziksel, kimyasal, mekanik ve biyolojik özellikleri büyük önem taşımaktadır. Bir materyalin klinik başarısı, laboratuvar test sonuçlarına dayanarak tahmin edilmektedir.¹⁰⁸ Diş hekimliğinde kullanılan materyaller, klinik kullanıma geçilmeden önce çeşitli mekanik testlerle değerlendirilmekte ve uygunlukları araştırılmaktadır. Biyomekanik test ve analizlerin temel amacı; çiğneme kuvvetlerine karşı direnç, dayanıklılık düzeyi ve ikincil çürük oluşumu gibi klinik açıdan önemli parametreleri in vitro koşullarda inceleyerek, materyalin in vivo kullanım için uygunluğunu öngörebilmektir.¹⁰⁹

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin mekanik dayanıklılığını değerlendirmek amacıyla çeşitli test yöntemleri uygulanmaktadır. Kuvvet uygulaması sonucunda sıkışma, gerilme ve makaslama olmak başta üç farklı stres oluşabilmektedir.¹¹⁰

Diş restorasyon materyallerinin değerlendirilmesinde en önemli adımlardan biri, bu materyallerin kırılma direncinin ölçülmesidir.⁴⁰ Restoratif materyallerin değerlendirilmesinde, uygulanan restorasyonun yük taşıma kapasitesini ve kırılma davranışını belirlemek amacıyla kırılma dayanımı testleri yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu test yöntemi, özellikle yük altındaki restorasyonların dayanıklılığı hakkında bilgi sunarken, aynı zamanda kırık oluşum yönü ve şekli ile ilgili önemli ipuçları da verir. Çünkü başarılı bir restorasyon yalnızca yüksek direnç göstermemeli, aynı zamanda olası bir kırık durumunda, kırığın dişin merkezi yerine marjinal bölgelerde oluşmasını sağlayarak dişin yeniden restore edilebilirliğini kolaylaştırmalıdır.¹¹¹

Bir dişin klinik ömrü boyunca bruksizm, travmatik çiğneme kuvvetleri, yabancı cisim ısırılmaları veya sert partiküllerle karşılaşma gibi çeşitli aşırı yüklenme durumlarına maruz kalabileceği bilinmektedir. Bu nedenle, kırılma dayanımı testleri, sadece statik dayanımı değil, aynı zamanda potansiyel travmatik senaryoların simülasyonunu da sağlamaktadır.¹¹²

Bu bağlamda, tez çalışmamızda farklı kaide materyallerin dişin bütünlüğünü koruma kapasitelerini değerlendirebilmek için kırılma dayanımı testi tercih edilmiştir. Bu test, restorasyon sonrası kalan diş dokusunun işlevsel yükler altındaki davranışını analiz etme konusunda önemli avantajlar sunmakta ve restoratif materyal seçiminde bilimsel bir temel oluşturmaktadır.

Kırılma direncinin belirlenmesinin yanı sıra, kırık tipinin değerlendirilmesi de klinik açıdan büyük önem taşımaktadır.⁴⁰ Bu doğrultuda, yük-kırık testi sırasında yalnızca kırılma direnci değil, aynı zamanda kırılma modu da dikkate alınmıştır. Mekanik testin ardından, kırılan numuneler kırık desenleri açısından detaylı olarak analiz edilmiştir.

Kırılma testi sırasında oklüzal yükleme yöntemi bir diğer önemli faktördür. Deneysel çalışmalarda, statik yüklemeye karşı kırılma direnci, kavite hazırlama ve/veya restorasyonun diş dayanıklılığı üzerindeki etkisinin bir ölçüsü olarak kullanılmıştır.

Kırılma yükü tipik olarak işlevsel oklüzal yüklerden çok daha yüksek olsa da, restoratif materyalleri ve farklı kavite tasarımlarını karşılaştırmak için hala geçerli bir yöntemdir.¹¹³ Kırılma direnci testlerinde kullanılan yük uygulama cihazının tipi, sonuçları önemli ölçüde etkileyebilir; kama şeklindeki cihazlar, küresel veya silindirik cihazlardan daha yüksek kırılma direnci değerleri üretir.¹¹⁴ Silva ve ark.¹¹⁴ yaptığı çalışmada kompozit rezin ile restore edilen maksiller premolarların kırılma direnci ve kırılma modu üzerinde farklı yük uygulama cihazlarının etkisi analiz etmişlerdir. Yük uygulama cihazı tipi, kompozit rezin ile restore edilen maksiller premolarların kırılma direnci değerlerini ve başarısızlık modunu etkilediği sonucuna varmışlardır. Çalışmalar, çapraz kafa hızının dişlerin kırılma dayanıklılığı ve bağlanma test sonuçları üzerinde önemli bir etkisi olduğunu göstermektedir.^{115, 116} Bu nedenle, mekanik testlerde kullanılan çapraz kafa hızının dikkatlice seçilmesi, elde edilen sonuçların güvenilirliği açısından büyük önem taşımaktadır. Farik ve ark.¹¹⁷ çalışmasında, restore edilmiş dişlerin ortalama kırılma dayanıklılığı, düşük bir çapraz kafa hızında (0,5 mm/dak) test edildiğinde sağlam dişlerle anlamlı bir fark göstermemiştir. Ancak, daha yüksek bir çapraz kafa hızında test edildiğinde, restore edilmiş dişlerin kırılma dayanıklılığının daha düşük olduğu belirlenmiştir. Bu bulgular doğrultusunda, travmaya neden olabilecek kuvvetlere karşı direnci değerlendiren çalışmalarda yüksek çapraz kafa hızının daha uygun olabileceği sonucuna varılmıştır. Bu nedenle, bu tez çalışmasında 1 mm/dak çapraz kafa hızı kullanılarak test uygulanmıştır.¹¹⁷

Çiğneme kuvvetleri, posterior bölgede yer alan dişlere genellikle uzun aksları doğrultusunda, yani aksiyel yönde etki etmektedir. Posterior dişlerin kırılma dayanımlarını değerlendiren çalışmalarda, uygulanan yük bu doğal kuvvet yönünü taklit edecek şekilde, dişin uzun aksına paralel olarak uygulanmaktadır. Bu yönlendirilmiş kuvvet uygulaması, stresin diş dokusu ile restoratif materyal arasında fizyolojik bir şekilde dağılmasına olanak tanır ve böylece doğal oklüzal koşulların laboratuvar ortamında daha gerçekçi bir şekilde simüle edilmesini sağlar.¹¹⁸ Bu nedenle bu tez çalışmasında fizyolojik oklüzyonun taklit etmek amacıyla dişin uzun aksına paralel olacak şekilde kuvvet uygulanmıştır.

Dişlerin meziodistal ve bukkolingual genişliklerine uygun, 4 mm çapında paslanmaz çelik bir küre kullanılmış ve dişlerin merkez fossasına kuvvet uygulanacak şekilde sürekli dikey basınçlara tabi tutulmuştur. Ölçümler, yükleme sırasında

gerçekleştirilmiştir. Ağız içinde dişler, fonksiyon sırasında sürekli stres altında olup, tüberküller fonksiyonel kuvvetler karşısında deformasyona uğramaktadır. Kompozitler, sıcaklık, pH ve mekanik streslerdeki dalgalanmalar da dahil olmak üzere ağız ortamı koşullarına sürekli olarak maruz kalmaktadır. Ağız ortamındaki kompozitler hem kimyasal hem de mekanik bozunma süreçlerine maruz kalır ve hidroliz bu mekanizmada önemli bir rol oynar. Diş hekimliğinde, en temsili in vitro yaşlandırma protokolleri konusunda hala bir fikir birliği eksikliği vardır. Bu standardizasyon eksikliği, farklı malzemelerin performansını doğru bir şekilde karşılaştırma ve klinik uzun ömürlerini güvenle tahmin etme yeteneğini engeller.¹¹⁹ Bu nedenle, dişler sürekli yüklemeye altında test edilse de, periyodik yüklemenin etkileri, pH değişimleri ve materyalin yaşlanması gibi faktörler değerlendirme dışında bırakılmıştır. Ayrıca, çiğneme sırasında intraoral olarak oluşan kuvvetler büyüklüğü, uygulama hızı ve yön açısı değişkenlik gösterirken, in vitro analizlerde kullanılan kırılma testinde, dişlere uygulanan kuvvetler belirli bir yön ve hızda olacak şekilde uygulanmıştır.

Bununla birlikte, bizim çalışmamızda da benzer şekilde, dişler yalnızca sürekli dikey yüklemeye altında test edilmiş olup, periyodik yüklemeye döngüleri (siklik yüklemeye), pH değişimlerinin veya in vitro yaşlandırma protokollerinin etkileri dikkate alınmamıştır. Ayrıca, çiğneme sırasında intraoral ortamda karşılaşılan kuvvet yönü, büyüklüğü ve hızındaki değişkenlikler, laboratuvar koşullarında sabit hız ve yönde uygulanan yüklemeye tam olarak simüle edilememiştir. Bu durum, çalışmamızın klinik koşulları tam olarak yansıtamaması yönünde bir kısıtlılık oluşturmaktadır. Gelecek çalışmalarda, siklik yüklemeye, termal döngüleme ve pH değişimleri gibi faktörler de göz önünde bulundurularak daha kapsamlı analizler yapılması önerilmektedir.

Çalışmamızda kullanılan diş örnekleri, sabitlenmeleri amacıyla sert bir materyal olan akrilik rezin içine yerleştirilmiştir. Bu yöntemi seçmemizin nedeni, benzer literatür örneklerinde periodontal ligament (PDL) simülasyonunun kırılma dayanımı üzerindeki etkisinin sınırlı olduğuna dair bulgulara dayanmasıdır. Örneğin Carlo Geita ve ark.¹²⁰ yaptığı çalışmada, periodontal ligament simülasyonunun, yük eğiminin ve uç morfolojisinin sağlam premolarlarda kırılma dayanıklılığı test sonuçlarına olan etkisi değerlendirmiş; 90° yük eğimi kırılma dayanıklılığını önemli ölçüde artırırken, periodontal ligament simülasyonu ve uç morfolojisi sonuçları önemli ölçüde etkilemediği sonucuna ulaşmıştır. Bu nedenle, bu tez çalışmasında da PDL etkisini göz ardı edilerek

sabit gömme metodunu tercih edilmiştir. Literatürdeki birçok çalışma PDL simülasyonunu dışlayarak benzer şekilde doğrudan sabit gömme yöntemini tercih etmiştir.^{2, 121, 122}

Bir dişin kırılmaya karşı gösterdiği direnç üzerinde etkili olan temel unsurlar, kullanılan restoratif materyalin fiziksel özellikleri ile kavite tasarımının boyutlarıdır. Özellikle kompleks direkt kompozit restorasyonlarda, polimerizasyon sırasında meydana gelen büzülme, restoratif materyalin diş dokusundan ayrılmasına (debonding) neden olan başlıca etkenlerden biridir. Ancak bu olumsuz etkinin azaltılmasında, düşük viskoziteli ve akıcı yapıya sahip rezinlerin stres kırıcı ara tabaka olarak kullanılması fayda sağlayabilmektedir.¹²³

Bazı çalışmalar, düşük elastikiyet modülüne sahip bir taban malzemesinin kullanılmasının, oklüzal kuvvetler altında daha yüksek deformasyon avantajı sağladığını ve bu sayede kırılma riskini azalttığını bildirirken, farklı taban malzemeleriyle restore edilen canlı olmayan dişlerin kırılma direncini analiz eden başka bir çalışma, farklı elastikiyet modülünün dişlerin kırılma direncini hiçbir şekilde etkilemediğini göstermiştir.^{98, 124, 125} Chan ve ark.⁹⁸ kaide materyali kullanımının polimerizasyon büzülmesine etkisini inceledikleri çalışmalarında, kaide materyali olarak rezin modifiye cam iyonomer siman ve üç farklı kaide materyali ile kompozit rezin kullanmışlardır. Çalışmanın sonucunda, kaide materyali kullanımının dişlerin kırılma dayanımını arttırdığını fakat kullanılan kaide materyalleri arasında dişin kırılma dayanımları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark çıkmadığını bulmuşlardır.

Opdam ve ark.¹²⁶ gerçekleştirdiği uzun dönemli klinik çalışmada, kaide materyali kullanılmadan yapılan kompozit restorasyonlar ile rezin modifiye cam iyonomer simanın kaide materyali olarak kullanıldığı restorasyonlar karşılaştırılmıştır. Dokuz yıl süren bu takip çalışmasında, kaide materyali uygulanan dişlerde daha fazla kırık olduğu gözlemlenmiştir.¹²⁶

Oz ve ark. gerçekleştirdiği in vitro çalışmada ise kaide materyali olarak kullanılan rezin modifiye cam iyonomer siman (RMGIC) ve SDR Bulkfill materyalinin kaide materyali kullanılmadan yapılan doğrudan kompozit restorasyonlara kıyasla, kırılma dayanımını artırdığını bulmuştur. Çalışmanın sonuçlarına göre, kontrol grubu (CO) ve RGIC grubu, CGIC ve SDR gruplarına kıyasla anlamlı derecede daha yüksek kırılma

dayanımı göstermiştir ($p < 0.05$). Bu bulgular, kaide materyali seçiminin restorasyonların mekanik dayanıklılığı üzerinde önemli bir etkisi olduğunu göstermektedir.¹²⁷ Bu sonuçlar Opdam ve ark. klinik takip çalışması sonuçları ile uyuşmamaktadır.

Bu çalışmada; SDR ve Therabase kaide materyali kullanarak restore edilen dişler ile sağlam dişler arasında kırılma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı sonuç çıkmamıştır. Kaide ve restoratif materyal kullanımı dışın kırılma dayanıklılığı sağlam dişe yakın çıkmıştır. Bu sonuç, her iki kaide materyalinin de uygulandığı restorasyonların, dışın kırılma dayanıklılığını sağlam dişe yakın düzeyde koruyabildiğini göstermektedir. Öz ve ark. yaptığı çalışmadan farklı olarak, RMGIC kaide kullanılan dişlerin kırılma dayanımı SDR ve TheraBase materyallerine kıyasla daha düşük çıkmış, ayrıca restore edilmemiş, yalnızca kavite açılmış dişlerle karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0.05$).

Bu farklılıklar, in vitro ve klinik çalışma ortamlarının farklılıklarından, yükleme protokollerinden ve yaşlandırma faktörlerinin göz önünde bulundurulup bulundurulmamasından kaynaklanıyor olabilmektedir.

Sağlam Dişlerin (Pozitif Kontrol) Kırılma Dayanımı En Yüksek Bulunmuştur

Çalışmamızda sağlam dişlerin ortalama kırılma dayanımı 842,8 N olarak ölçülmüştür. Doğal diş dokusunun yüksek mekanik bütünlüğe sahip olduğu ve herhangi bir restoratif müdahale olmaksızın en iyi kırılma direncini gösterdiği görülmektedir. Diş minesinin sertliği ve dentin-mine yapısının doğal bütünlüğü, kuvvetin dengeli bir şekilde dağılmasını sağlar ve bu durum, dışın kırılma dayanıklılığını artırır.

Bu tez çalışmasında, sağlam ve restore edilmiş premolarların kırılma dayanımı değerlerinde anlamlı bir fark olmayacağını belirten ilk sıfır hipotezi, kısmen kabul edilmiştir.

SDR Bulkfill ve Therabase ile restore edilen dişlerde sağlam dişlerle istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmezken, rezin modifiye cam iyonomer esaslı fuji II LC ile restore edilen dişlerde sağlam dişler arasında istatistiksel anlamlı farklar gözlenmiştir.

Bu, sağlam dişlerin hazırlanmış restore edilmemiş dişlerle karşılaştırıldığında daha yüksek bir kırılma değeri gösterdiğini bildiren diğer çalışmalarla genel olarak uyuşmamaktadır.^{128-130 129, 130}

Literatürde sağlam dişlerdeki kırılmaların en yüksek kırılma kuvvetine sahip olduğu belirtilmiş, restorasyonun kırılma direncini tam olarak geri kazanamayacağı vurgulanmıştır. Guilherme Briao Camacho ve ark.¹³¹ yaptığı farklı dental materyallerle, direkt kompozit rezin restorasyonlar indirekt kompozit rezin restorasyonlar, seramik inleyler, konvansiyonel amalgam restorasyonlar, restore edilen dişler, çürüksüz insan premolarlarıyla karşılaştırıldı. Restore edilen premolarların iki eksenel yük altında kırılma direncini sağlam dişten daha düşük olduğu sonucuna vardı.

Ancak Soares ve ark.¹³² endodontik tedavi uygulanmış üst premolar dişlerin kompozit rezinle restore edilmesi durumunda elde edilen kırılma dayanımının, sağlam dişlerle istatistiksel olarak benzer düzeyde olduğunu bildirmiştir.¹³²

nl ve ark.¹³³ yaptığı derlemenin sonuçlarına göre; literatürdeki çalışmaların değerlendirilmesinden posterior ve anterior dişlerde kompozit rezin restorasyonların olumlu performans göstermiştir.

Kavite Açılmış Ancak Restore Edilmemiş Dişlerin (Negatif Kontrol) Kırılma Dayanımı En Düşük Bulunmuştur

Kavite açılmış ancak restore edilmemiş dişlerin (Grup NK) kırılması 367 N olarak llmştir. Bu değer, sağlam dişlere kıyasla % 56 daha düşük bir kırılma direnci göstermektedir. Bu durum, dentin kaybının dişin bütünlüğünün ölçüde önemli olduğunu ve kavitenin dişlerin restorasyona ihtiyaç duyduğunu göstermektedir.

Literatürde yapılan çalışmalarda, MOD kavitede meydana gelen diş dokusundaki kayıplar önemli ölçüde desteğin azalmasını ve bu dişlerin restoratif müdahalesi olmaksızın uzun süre fonksiyon görülemeyeceğini destekler .^{132, 134}

Yapılan alışmalar kırık sıklığının hastanın cinsiyeti veya yaşı, dişin türü veya yeri veya pulpanın canlılığından etkilenmediğini göstermiştir. Bir kırığın görünümünü önemli ölçüde etkileyen faktörler arasında çürük, restore edilmiş yüzeyler ve diş morfolojisi bulunur. Lingual tüberküller bukkal tberkllerden daha sık kırılır, kırıklar

canlı pulparları olan dişlerde daha sık gingival kretin üstünde veya üzerinde sonlanırken ve canlı olmayan dişlerde kırıklar daha sık kretin altında sonlanır. Diş restorasyonları için konservatif kavite tasarımları ve endodontik tedavi için kök kanallarına konservatif erişim, diş veya restorasyon kırığı sıklığını azaltacaktır.¹³⁵

Bazı çalışmalar, bir dişin mukavemetinin, özellikle oklüzal kutu preparasyonunun vestibül-palatal genişliğiyle ilişkili olarak, çıkarılan diş dokusu miktarıyla orantılı olarak azaldığını iddia etmektedir.^{1, 136} Ayrıca, diş yapısının önemli bir miktarı kaybolduğunda, kırılma ve kırılmaya karşı duyarlılık artmaktadır.¹³⁴

Soares ve arkadaşları büyük restorasyonlara sahip dişlere yük uygulanmasının, palatal ve bukkal tüberküller arasında kama etkisi yarattığını, bunun da kırılma direncinin azalmasına ve daha yüksek oranda felaketle sonuçlanan kırık oluşumuna yol açtığını savunmuştur.¹

Özellikle premolar dişlerin kuvvetlerine yüksek oranda maruz kalması, restore edilmemiş dişlerdeki kırılmaların daha sık görülmesine neden olabilir.¹³⁷ Bu nedenle, restoratif uygulamaların diş bütünlüğünün en iyi şekilde korunması gerekmektedir.

Pottmaier ve ark.¹⁰² çalışmanın sonuçlarına dayanarak, MOD preparasyonları ve kompozit restorasyonlar alan sağlam dişlerin maksiller premolarların kırılma direncini önemli ölçüde azalttığı sonucuna varılabilir. Preparasyon ve restorasyon yapılan tüm gruplar, klinik olarak gösterilen çiğneme kuvvetlerine dayanacak kadar iyi kırılma direnci değerleri sunmalarına rağmen, sağlam dişlerin kırılma direncini yeniden sağlayamamıştır.¹⁰²

Bu tez çalışmasının sonuçları da benzer şekilde bulunmuş; preparasyon yapılan dişler, sağlam dişlerin kırılma direncini yeniden sağlayamamış ve restorasyon yapılan dişlerle karşılaştırıldığında SDR ve TheraBase den istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük çıkmıştır.

SDR Bulkfill Kaide ile Restore Edilen Dişlerin Kırılma Dayanımı Sağlam Dişlere Yakın Bulunmuştur

Çalışmamızda SDR Bulkfill kullanılan gruptaki dişlerin kırılma dayanımı ortalama 749,5 N olarak ölçülmüş ve bu değer, sağlam diş grubuna oldukça yakın bulunmuştur. İstatistiksel analizler sonucunda, SDR Bulkfill ile restore edilen dişler ile sağlam dişler arasında kırılma dayanımı açısından anlamlı bir fark olmadığı belirlenmiştir ($p > 0.05$). Bu bulgu, SDR Bulkfill materyalinin dişin yapısal bütünlüğünü desteklemede ve fonksiyonel yükleri absorbe etmede etkin bir kaide materyali olduğunu göstermektedir.

SDR Bulkfill, düşük polimerizasyon büzülmesi ve yüksek akışkanlık özellikleri sayesinde kavite duvarlarına iyi adaptasyon gösterirler.¹³⁸ Literatürde, bu materyallerin kavite tabanına olan yüksek adaptasyonu ve polimerizasyon sırasında daha düşük stres oluşturmaları sayesinde, dişin yapısal bütünlüğünü korumaya yardımcı oldukları bildirilmiştir.⁷¹ Akışkan bulkfill kompozitler üst kabakaya geleneksel kompozitlerle kaplama yapılarak kaide materyali ve stres kırıcı olarak kullanılabilirler.¹³⁹

Polimerizasyon sırasında bulk-fill ve konvansiyonel kompozitlerin polimerizasyon büzülmesini ölçmek ve diş-kompozit arayüzey ayrışması ile kompozitlerin büzülme gerilimi arasındaki ilişkiyi araştıran bir çalışmada; polimerizasyon büzülme stresi gösteren kompozitler daha fazla diş-kompozit ara yüzey debondinge sebep olduğu bulunmuştur. Yüksek viskoziteli kompozitler, geleneksel, düşük viskoziteli bulk-fill kompozitler (SDR) polimerizasyon büzülme stresi ve diş-kompozit ara yüzey debondingi açısından düşük viskoziteli geleneksel kompozitten daha iyi sonuçlar göstermiştir.¹⁴⁰

Çalışmamızda SDR kullanımı, restore edilmemiş dişlerle ve cam iyonomer kaide ile karşılaştırıldığında dişlerin kırılma dayanıklılığını istatistiksel olarak anlamlı ölçüde arttırmıştır; ancak daha restore edilebilir kırıklar oluşmasını sağlamamıştır. SDR kaidenin daha iyi mekanik özelliklerine sahip olması, SDR grubunda elde edilen daha yüksek kırılma mukavemetini açıklar.

Taha ve ark.¹⁴¹ kök kanal dolgulu dişlerle yaptığı çalışmada da çalışmamıza benzer bulgular elde edilmiştir. Bulkfill akışkan kompozit taban (SDR) kullanımı ve

sağlam dişler arasında kırılma dayanıklılığı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark çıkmamıştır. Bununla birlikte çalışmada SDR kullanımının ise GIC kaide kullanımına göre kök kanal dolgulu dişlerin kırılma dayanıklılığını önemli ölçüde arttırdığı bulunmuştur.

Benzer çalışmalarda da farklı kaide materyallerinin kırılma dayanımı üzerindeki etkileri araştırılmış ve sonuçların materyal türüne bağlı olarak değişkenlik gösterdiği bildirilmiştir. Al-Nahedh tarafından gerçekleştirilen in vitro çalışmada, bulk-fill kompozit (SDR) kullanılan restorasyonlar, hem RMGIC hem de amalgam bazlı restorasyonlara kıyasla daha yüksek kırılma direnci göstermiştir. Özellikle Tetric N Ceram + SDR kombinasyonu, ortalama 1364 N ile çalışmadaki en yüksek değeri sunmuştur. Bu bulgular, kendi çalışmamızda SDR grubunun Fuji II LC'ye kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha dayanıklı çıkmasıyla benzerlik gösterir. Ancak Al-Nahedh'in çalışmasında, SDR uygulanan örneklerde daha fazla sayıda şiddetli diş kırığı gözlemlenmiş olması dikkat çekicidir. Bu durum, SDR'nin düşük elastikiyet modülü nedeniyle oluşan stresin diş dokusuna daha fazla iletilmesi ile açıklanabilir. Ayrıca, çalışmada kullanılan kaide kalınlığının 4 mm olması ve restoratif tekniklerin farklılığı, sonuçlar arasındaki varyasyonu etkileyen önemli faktörlerdendir. Çalışmamızda örnek sayısının yetersizliği nedeniyle bu değişkene ilişkin istatistiksel anlamlılık testleri uygulanamamıştır sonuçlar yalnızca gözlemsel düzeyde değerlendirilebilmiştir. Restore edilebilirliği istatistiksel olarak anlamlandıramasak da SDR kaide ile restore edilen dişlerde % 80 oranında restore edilemeyen kırıklar gözlenmiştir. Bu nedenle, materyal seçiminde yalnızca kırılma dayanımı değil, kırık tipi ve tamir edilebilirlik gibi klinik kriterler de dikkate alınmalıdır.¹⁴²

Benzer şekilde, Öz ve ark.¹²⁷ tarafından yapılan bir çalışmada da MOD kaviteleler üzerine uygulanan farklı kaide materyallerinin dişin kırılma direnci üzerindeki etkileri değerlendirilmiştir; ancak bu çalışmanın sonuçları, bizim bulgularımızdan farklılık göstermektedir. Söz konusu çalışmada, en yüksek kırılma dayanımı rezin modifiye cam iyonomer (RMGIC) grubunda gözlemlenmiş (861,87 N), bunu kaidesiz restore edilen kontrol grubu (819,22 N) takip etmiştir. SDR uygulanan grupta ise ortalama kırılma direnci 694,46 N olarak bulunmuş ve orta düzeyde bir performans sergilemiştir. Geleneksel cam iyonomer siman (CGIC) grubu ise 559,15 N ile en düşük kırılma direncine sahip grup olmuştur. Bu bulgular, kompozit restorasyonun altında kullanılan

kaide materyalinin mekanik dayanıklılığı doğrudan etkileyebileceğini göstermektedir. Özellikle RMGIC ve kompozit rezin teknikleri, tek başına SDR veya geleneksel cam iyonomer kullanımına kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek dayanıklılık sağlamıştır. Ayrıca kırılma tipleri bakımından da çalışmamızla farklılık gözlenmiştir; Öz ve ark.'nın çalışmasında SDR grubunda koheziv (% 50), RMGIC grubunda ise miks (% 41,7) kırık tipleri daha baskın olarak rapor edilmiştir.¹²⁷ Çalışmamızda ise SDR grubunda % 60 miks % 40 adeziv kırık, RMGIC % 60 adeziv % 40 miks kırık tipleri gözlemlenmiştir.

Bulk fill kompozitler daha az teknik hassasiyete dayalı, hastada çalışma süresi daha kısa olan kompozitlerdir. Geliştirilen bulk-fill kompozit rezinler ise gelişmiş translusent yapı ve farklı foto-aktif başlatıcı içermektedirler. Bundan dolayı da derin kavitelere daha büyük kütleler hâlinde yerleştirilebilmektedir.⁷⁷ Yapılan çalışmalarda, bulk-fill kompozitlerin polimerizasyon büzülmesinin, yaygın olarak kullanılan akışkan ve konvansiyonel rezin bazlı kompozitlerle karşılaştırıldığında daha düşük olduğu bildirilmiştir.¹⁴³

Sonuçlarımız, SDR Bulkfill kaide malzemesi olarak kullanılmasının kırılmayı belirgin şekilde azalttığı ve mekanik olarak güçlü bir destek sağladığını göstermektedir. Fakat therabase ile karşılaştırıldığında adeziv ile uygulanması göz önüne alındığında ekstra maliyet ve zaman gerektirir. Ayrıca uygulama adımlarının fazlalığından kaynaklı kontaminasyon riskli barındırmaktadır.

Fuji II LC Kaide ile Restore Edilen Dişlerin Kırılma Dayanımı Daha Düşük Bulunmuştur

Fuji II LC ile restore edilen dişlerin kırılması 427 N olarak ölçülmüştür. Bu değer, diğer restoratif malzemelere kıyasla daha düşük, restorasyon yapılmamış dişlerden daha yüksektir. Fakat restore edilmemiş dişlerle karşılaştığında istatistiksel olarak anlamlı değildir.

Cam iyonomer siman (GIC), diş yapısına kimyasal olarak bağlanma yeteneği ve florür salınımından kaynaklanan karyostatik etkisi nedeniyle diş hekimliğinde uzun bir kullanım geçmişine sahiptir.¹⁴⁴

Farklı tipte GIC'ler "sandviç" restorasyonda kullanılmış olup, marjinal sızdırmazlığı iyileştirme açısından olumlu raporlar olmasına rağmen kırılma dayanıklılığı açısından çelişkili sonuçlar elde edilmiştir.^{145, 146} Genellikle kullanılan malzemenin fiziksel ve mekanik özellikleri, test koşulları altında restore edilen dişin davranışını etkileyebilir.¹ Fuji II LC, kompozitlere kıyasla daha az esnek olup, kırılmalara karşı daha az dirençlidir. Cam iyonomerler, polimer bazlı kompozitler kadar dayanıklı değildir.¹⁴⁷

Cam iyonomerler, nemden etkilenecek mekanik özelliklerini kaybedebilirler. Rezin modifiyeli GIC'ler su emilimine karşı çok hassastırlar.¹⁴⁷ Lorante ve arkadaşlarının yaptığı çalışmaya göre nemli bir atmosferde veya tamamen suya daldırılmış olarak suyla temas halinde tutulan kuru numunelere göre daha düşük eğilme mukavemeti, daha düşük elastik modül ve daha yumuşak yüzeyler göstermişlerdir.¹⁴⁸

Literatürde Fuji II LC'nin yüksek biyouyumluluk ve flor salinimini sunduğu, ancak mekanik direnç açısından kompozit rezinlere kıyasla daha düşük performans gösterdiği belirtilmiştir.^{149, 150}

Banomyong D. ve ark.¹⁵¹ yaptığı 1 yıllık klinik çalışma vital olmayan dişlerde kaide olarak cam iyonomer siman kullanmanın kırılma direncini artırmadığını gösterdi.¹⁵¹

Al-Nahedh farklı teknikler (amalgam, açık sandviç tekniği ve tabakalama tekniği) kullanılarak restore edilen marjinal sırtların kırılma direncini araştırmak ve SDR bulk-fill ile karşılaştırdığı çalışmasında SDR ile restore edilen dişlerin kırılma dayanımının RMCIS ile karşılaştığında daha yüksek olduğu bulmuşlardır.¹¹⁸ RMCIS ile kaide olarak kullandığı diş ile amalgam restorasyonu karşılaştırdığı çalışmada kırık tiplerinde farklılık olduğu görülmüştür. RMCIS kullanıldığında miks tipte kırıklar oluşmuştur.¹¹⁸ Bu çalışmada ise Al-Nahedh sonuçlarından farklı olarak RMGIC kullanıldığında çoğunlukla adeziv kırıklar gözlemlenmiştir.

Oz ve ark.¹²⁷ tarafından yapılan başka bir çalışmada bizim çalışmamızdan farklı olarak RMGIC'nin taban malzemesi olarak kullanılması veya dişin yalnızca kompozit rezin ile restorasyonunun, geleneksel bir cam iyonomer taban veya akışkan bir bulk-fill materyal ile kompozit rezin ile restorasyonundan daha yüksek kırılma dayanıklılığı ile sonuçlandığı sonucuna varmışlardır.

Başka bir çalışmada ise dişlerin kırılmaya karşı direnci, üzerine amalgam veya kompozit rezin yerleştirilen kaide olarak cam iyonomer simanla restore edildiklerinde kırılma dayanıklılıkları benzer olduğunu bildirmiştir.¹⁵²

Buna karşılık, bu çalışmada Fuji II LC (rezin modifiye cam iyonomer siman) kullanılan grupta, restore edilmemiş (negatif kontrol) dişlere kıyasla daha yüksek ortalama kırılma dayanımı ölçülmüş olsa da, bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p > 0.05$). Bu bulgular ışığında; Fuji II LC'nin bazı mekanik avantajlar sağladığını düşündürmekle birlikte, kırılma dayanımını anlamlı düzeyde artırmada yetersiz kalabileceğini göstermektedir.

Kaide İle Restore Edilen Dişler Arasında Therabase Kaide En Yüksek Kırılma Dayanımı Göstermiştir

Tez çalışmamızda TheraBase kullanılan dişlerin kırılma dayanımı ortalama 788,6 N olarak ölçülmüş ve bu değer, SDR Bulkfill ve sağlam diş grubuna oldukça yakın bulunmuştur. Yapılan istatistiksel analiz sonucunda, TheraBase kullanılan grup ile hem sağlam dişler hem de SDR Bulkfill uygulanan grup arasında kırılma dayanımı açısından anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p > 0.05$). Buna karşın, TheraBase grubunun, Fuji II LC kullanılan grup ve restore edilmemiş diş grubuyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek kırılma dayanımı gösterdiği belirlenmiştir ($p < 0.05$). Bu sonuç, TheraBase'in kırılma dayanımı açısından etkin bir kaide materyal olabileceğini desteklemektedir.

Çalışmamızda kullanılan TheraBase materyali, literatürde henüz yeni bir ürün olması nedeniyle sınırlı sayıda çalışma yer almaktadır. TheraBase, içeriğinde bulunan Portland siman ve MDP monomerleri sayesinde artırılmış mekanik yapıya sahiptir.¹⁶

Portland siman ana bileşikleri alit (trikalsiyum silikat (Ca_3SiO_5)), belit (dikalsiyum silikat (Ca_2SiO_4)), alüminat (trikalsiyum alüminat ($Ca_3Al_2O_6$)) ve ferrittir (tetrakalsiyum alüminoferrit (Ca_2AlFeO_5)). Portland Simanın (PC) antibakteriyel aktivite, biyouyumluluk, biyoendüktivite sitotoksik olmama, iyi kapatılabilirlik, kabul edilebilir sertleşme süresi ve fiziksel ve mekanik özellikler dahil olmak üzere faydalı özellikleri, kök perforasyonu ve rezorpsiyonunun onarımı, pulpotomi ve vital pulpa tedavisi dahil olmak üzere yaygın uygulamalarının arkasındaki gerektirir.

Bu siman üzerinde kapsamlı deneysel ve hayvan çalışmaları yapılmasına rağmen, sınırlı klinik çalışmalar bulunmaktadır.¹⁵³

Therabase içinde bulunan 10-metakriololoksidesil dihidrojen fosfat (MDP) monomerinin hidroksil apatit kristalleriyle kimyasal olarak bağlanabildiği ve bağlantı ara yüzeyinde mekanik dayanıklılığın daha da artmasını sağlayan bir nano tabakayı oluşturduğu bildirilmiştir. Ayrıca nano tabaka boyunca stabil MDP-Ca tuzlarının birikmesi yüksek bağlanma dayanıklılığının oluşmasını sağlamaktadır.¹⁵⁴

Çalışmamızda TheraBase uygulanan grupta, diğer kaide uygulanan gruplara kıyasla yüksek kırılma dayanımı görülmüştür. Sonuç olarak, kaide olarak kullanılabilirliği desteklenmektedir. Ayrıca 10-MDP içeriği sayesinde ekstra bir adeziv gereksinimi yoktur. Bu da çalışma süresinin kısaltması ve maliyetin azalması demektir.

Therabase diğer rezin matrislerin aksine Thera teknoloji suyun matrisse girmesine izin verir kalsiyum salınımı salınımı ve hidroksit iyonları salınır. Ph alkalideğere gelir.¹⁵⁵

SDR materyalinden farklı olarak İtterbiyum Florür içeriği sayesinde flor salınımı yapmaktadır.¹⁵⁶ İtterbiyum triflorür, Portland simana dahil edilebilecek potansiyel bir radyopaklaştırıcı gibi görünmektedir ve mekanik ve biyolojik özellikleri üzerinde önemli bir olumsuz etkiye sahip değildir. Yapılan çalışmalarda %20 ağırlık oranında iterbiyum triflorür eklenmesi, 3 mm Al kesme değerine eşit bir radyopaklık değeriyle sonuçlanmış ve Portland simanın basınç dayanımını artırmıştır.¹⁵³

Öte yandan, geleneksel rezin modifiye cam iyonomer simanlar (RMGIC) , flor salınımı ve kimyasal bağlanma gibi avantajlar bir arada sunmakla birlikte, elastikiyet modülü daha düşük ve kırılmaya dayanıklı TheraBase'e göre daha sınırlı bir performans göstermektedir. Öz ve ark ¹²⁷ tarafından yapılan, RMGIC materyali kırılma dayanımı yüksek olsa da, çalışmamızda RMGIC en düşük, TheraBase'in SDR'ye yakın, hatta daha üstün performans gösterdiği bulunmuştur. Bu materyalin geliştirilmiş içeriğinin restoratif başarı katkısını sağlayabileceğini düşündürmektedir.

Sonuç olarak, elde edilen bulgular, klinik uygulamalarda özellikle geniş kaviteye sahip premolar dişlerde kaide materyali kullanımının restorasyonun başarısı açısından kritik olduğunu göstermektedir. TheraBase, hem biyolojik avantajlar (kalsiyum salınımı,

alkalin pH), hem de mekanik dayanıklılık, açısından, hem SDR hem de klasik RMGIC seçenekleriyle karşılaştırıldığında klinik olarak umut verici bir alternatif olarak değerlendirilebilir.¹⁶ TheraBase'in yüksek kırılma dayanımı ve tek komponentli uygulama kolaylığı, işlem süresini kısaltarak klinik açıdan kontaminasyon riskini azaltabilir. Bu yönüyle hem hasta hem de hekim açısından avantaj sağlamaktadır.

Gelecek çalışmalarda, TheraBase gibi yeni nesil materyallerin farklı kavite konfigürasyonlarında, farklı kalınlıklarında ve farklı materyallerle kullanımının uzun dönemli in vivo klinik koşullarda değerlendirilmesi faydalı olacaktır. Özellikle derin kavite açılmış dişlerde bu materyalin performansı, randomize kontrollü klinik çalışmalar ile araştırılmalıdır.

Tüm hazırlık tek bir operatör gerçekleştirmiş olsa da, kırılma testlerini yürütürken dikkatli olunmuş olsa da, yine de kaçınılmaz olan bazı küçük farklılıklar olabilir ve bu da sonuçları etkileyebilir. Dahası, premolarlar dikkatli inceleme ve ölçümden sonra seçilmiştir, ancak yine de dişler arasındaki yapı, morfoloji ve dayanıklılıktaki bazı doğal farklılıklar sonuçlar üzerinde bir miktar etkiye sahip olabilir. Bu çalışma in vitro gerçekleştirildiğinden, sonuçlar sıcaklık ve tükürük gibi doğal ağız ortamı koşullarında değişebilir. Kırık testleri sırasında tek bir yönde uygulanan sabit kuvvetler de çiğneme sırasında ağız ortamındaki yüklemeye koşulu tam olarak taklit etmemiştir.

Mevcut çalışmada kullanılan test, arızanın öncelikle yorgunluktan kaynaklanması nedeniyle klinik durumun gerçekliğini simüle etmemektedir. Ancak, bu metodoloji literatürde büyük ölçüde kullanılmaktadır ve hangi bileşenin daha kırılma olduğu hakkında önemli bir bilgi kaynağıdır. Ek olarak, bu çalışmanın en önemli katkısı, farklı araştırmalarla karşılaştırmayı doğrulamak için yük uygulaması için kullanılan yöntemle verilmesi gereken önemdir. Çapraz kafa hızı, diş kökünün konfigürasyonu ve üniversal test makinesinde konumlandırılan numunenin eğimi gibi diğer hususlar daha ayrıntılı olarak analiz edilmelidir. Kısa sürede ve düşük maliyetle biyomekanik davranışı belirlemek için in vitro kırılma direnci testinin büyük bilgi kaynağı ve önemine rağmen, restorasyonların gerçek performansı yalnızca klinik denemelerle belirlenebilir. Sonuç olarak, yük uygulama cihazının tipi, in vitro mekanik kırılma direnci testi sırasında diş-restorasyon kompleksinin davranışını önemli ölçüde etkilemiştir.

6.SONUÇLAR VE ÖNERİ

MOD kavitesi oluşturulmuş üst küçük dişlerde farklı kaidelerin (TheraBase, SDR Bulkfill, Fuji II LC) kompozit rezin ile birlikte kırılma kırılma direncine etkileri in vitro olarak değerlendirilmiştir. Ayrıca kırılma tipleri sınıflandırılarak restoratif materyalin hem mekanik performansı hem de klinik kullanım açısından yorumlanmıştır. Yapılan analizler sonucu, kullanılan kaidelerin kırılma dayanımı üzerinde anlamlı sonuçlar görüldü. Özellikle TheraBase ve SDR ile restore edilen grup, yüksek kırılma direnci göstermiştir. TheraBase'in bu başarısı, içeriğinde yer alan Portland siman, düşük polimerizasyonun büzülmesi ve rezin cam iyonomer ile biyoseramik yapıların birleşimi sayesinde elde edilmiştir. SDR Bulkfill malzemesi ise TheraBase'e yakın sonuçlar vermiş ve dentin elastikiyetiyle uyumlu yapısı sayesinde kırılma dirençleri yüksek çıkmıştır. Fuji II LC'nin diğer malzemelere göre daha düşük kırılma direnci sergilediği görülmüştür.

Kaide materyali seçimi, kompozit restorasyonların kırılma direncini belirgin şekilde etkiler. TheraBase malzemesi, gerek mekanik parçaların biyolojik özellikleriyle gerekse klinik açıdan umut vaat eden bir alternatiftir. SDR Bulkfill, düşük büzülme ve elastik uyum özellikleriyle başarılı bir performans gösterilmiştir. Fuji II LC, flor salınımını gibi özelliklere rağmen kırılma dayanımı düşük çıkmıştır. Pozitif kontrol grubunun en yüksek kırılma dayanımı göstermesi, sağlam dişin referans olarak kullanılması açısından önemlidir.

- Klinik uygulamalarda, özellikle yüksek kuvvet alan arka bölge restorasyonlarında TheraBase gibi mekanik olarak dirençli ve biyolojik olarak uyumlu bir şekilde seçim tercihi olabilir.
- TheraBase yeni nesillerin sadece in vitro değil, uzun dönemli klinik olarak değerlendirilmesi de gereklidir.
- Dişlerin doğal varyasyonları, hazırlama ve uygulayıcı performansının en aza indirilmesi amacıyla, standardizasyonun maksimum düzeyde sağlandığı çalışmalar yürütülmelidir.

KAYNAKLAR

1. Soares PV, Santos-Filho PC, Martins LR, Soares CJ. Influence Of Restorative Technique On The Biomechanical Behavior Of Endodontically Treated Maxillary Premolars. Part I: Fracture Resistance And Fracture Mode. *J Prosthet Dent*. 2008;99(1):30-7.
2. Ciavoi G, Mărgărit R, Todor L, Bodnar D, Dina MN, Tărlungeanu DI, et al. Base Materials' Influence on Fracture Resistance of Molars with MOD Cavities. *Materials (Basel)*. 2021;14(18).
3. Ferracane JL. Resin composite—State of the art. *Dent Mater*. 2011;27(1):29-38.
4. Ilie N, Hickel R. Investigations On A Methacrylate-Based Flowable Composite Based On The Sdr™ Technology. *Dent Mater*. 2011;27(4):348-55.
5. Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P, et al. Evidence of Chemical Bonding at Biomaterial-Hard Tissue Interfaces. *Journal of Dental Research*. 2000;79(2):709-14.
6. Forsten L. Fluoride Release And Uptake By Glass-Ionomers And Related Materials And Its Clinical Effect. *Biomaterials*. 1998;19(6):503-8.
7. Gopikrishna V. *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry-E Book: Second South Asia Edition*: Elsevier Health Sciences; 2018.
8. Ferracane JL. *Materials In Dentistry: Principles And Applications*: Lippincott Williams & Wilkins; 2001.
9. Craig RG. *Restorative Dental Materials*: Mosby; 1980.
10. Wiegand A, Buchalla W, Attin T. Review On Fluoride-Releasing Restorative Materials-- Fluoride Release And Uptake Characteristics, Antibacterial Activity And Influence On Caries Formation. *Dent Mater*. 2007;23(3):343-62.
11. Randall RC, Wilson NHF. Glass-ionomer Restoratives: A Systematic Review of a Secondary Caries Treatment Effect. *J Dent Res*. 1999;78(2):628-37.
12. Weiner R. Liners And Bases In General Dentistry. *Aust Dent J*. 2011;56:11-22.
13. Henríquez E, Curiel A. Terapia Pulpar Vital En Molar Permanente Joven Con Therabase. Reporte De Un Caso. *Odous Científica*. 2022;23(2):145-54.
14. Shin W, Kim H, Song J-S, Shin TJ, Kim Y-J, Kim J-W, et al. Comparison of Shear Bond Strength in Novel Calcium Silicate-Based Materials to Composite Resin. *J Korean Acad Pediatr Dent*. 2023;50(4):443-51.
15. Kayaci ŞT, Yazici ZS, Kınıkoğlu İ, Özüdoğru S, Arslan H. A Randomized Controlled Clinical Trial Of The Performance Of Three Bioactive Endodontic Cements In Primary Molar Teeth Diagnosed With Reversible Pulpitis: 1-Year Follow-Up Study. *J Dent*. 2024;150:105378.
16. Inc. B. TheraBase®: Dual-cure, calcium and fluoride-releasing base/liner [Available from: <https://www.bisco.com/therabase/>].
17. Van Noort R, Barbour ME. *Introduction to Dental Materials-E-Book: Introduction to Dental Materials-E-Book*: Elsevier Health Sciences; 2023.
18. Sidhu SK, Nicholson JW. A Review of Glass-Ionomer Cements for Clinical Dentistry. *J Funct Biomater*. 2016;7(3):16.
19. Nagaraja Upadhya P, Kishore G. Glass Ionomer Cement: The Different Generations. *Trends Biomater Artif Organs*. 2005;18(2):158-65.
20. Bek B, Gülmez A. Farklı Cam Iyonomer Simanların Dentine Bağlanmalarının Araştırılması. *Gazi Univ Diş Hek Fak Derg*. 2001;18(1):19-25.
21. Roberson TM. *Sturdevant'S Art & Science Of Operative Dentistry (5Th Edition)*: Elsevier (A Division of Reed Elsevier India Pvt. Limited); 2006.
22. Wiegand A, Buchalla W, Attin T. Review On Fluoride-Releasing Restorative Materials— Fluoride Release And Uptake Characteristics, Antibacterial Activity And Influence On Caries Formation. *Dent Mater* 2007;23(3):343-62.

23. Sidhu S. Glass-Ionomer Cement Restorative Materials: A Sticky Subject? *Aust Dent J* 2011;56:23-30.
24. Nicholson J, Czarnecka B. *Materials For The Direct Restoration Of Teeth*: Woodhead Publishing; 2016.
25. Wilson AD. Resin-modified glass-ionomer cements. *Int J Prosthodont* 1990;3(5).
26. Nicholson JW, Czarnecka B. The biocompatibility of resin-modified glass-ionomer cements for dentistry. *dental materials*. 2008;24(12):1702-8.
27. Nicholson JW, Czarnecka B. The Biocompatibility Of Resin-Modified Glass-Ionomer Cements For Dentistry. *Dent Mater*. 2008;24(12):1702-8.
28. Stanislawski L, Daniau X, Lautié A, Goldberg M. Factors Responsible For Pulp Cell Cytotoxicity Induced By Resin-Modified Glass Ionomer Cements. *J Biomed Mater Res*. 1999;48(3):277-88.
29. Momoi Y, McCabe J. Fluoride Release From Light-Activated Glass Ionomer Restorative Cements. *Dent Mater*. 1993;9(3):151-4.
30. Wiegand A, Buchalla W, Attin T. Review on fluoride-releasing restorative materials—Fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation. *Dental Materials*. 2007;23(3):343-62.
31. Xu X, Burgess JO. Compressive Strength, Fluoride Release And Recharge Of Fluoride-Releasing Materials. *Biomaterials*. 2003;24(14):2451-61.
32. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' Science Of Dental Materials*: Elsevier Health Sciences; 2012.
33. KANIK Ö, TÜRKÜN LŞ. Restoratif Cam Iyonomer Simanlarda Güncel Yaklaşımlar. *Ege Univ Dişhek Fak Derg* 2016;37(2):54-65.
34. Kanchanasita W, Anstice HM, Pearson GJ. Long-Term Flexural Strengths Of Resin-Modified Glass-Ionomer Cements. *Biomaterials*. 1998;19(18):1703-13.
35. Scheller-Sheridan C. *Basic Guide To Dental Materials*: John Wiley & Sons; 2010.
36. Croll TP, Swift Jr EJ. The " sandwich " technique. *Journal of Esthetic & Restorative Dentistry*. 2004;16(4).
37. Mount G. Clinical Requirements For A Successful 'Sandwich' —Dentine To Glass Ionomer Cement To Composite Resin. *Aust Dent J* 1989;34(3):259-65.
38. Suzuki M, Jordan RE. Glass Ionomer—Composite Sandwich Technique. *J Am Dent Assoc*. 1990;120(1):55-7.
39. Shocker FM, Motea YH. Sandwich Technique In Restorative Dentistry.
40. Sály T, Szabó B. The Key Elements Of Conducting Load-To-Fracture Mechanical Testing On Restoration-Tooth Units In Restorative Dentistry. *Analecta Tech Szeged*. 2019;13(2):59-64.
41. Knight G, McIntyre J, Mulyani. Bond Strengths Between Composite Resin And Auto Cure Glass Ionomer Cement Using The Co-Cure Technique. *Aust Dent J*. 2006;51:175-9.
42. Gheorghiu I-M, Băluță I, Scărlătescu S, Iliescu A, Mitran M, Mitran L. Sandwich Technique Restoration In Posterior Teeth—Case Report. *ORL ro*. 2024;64(3).
43. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New Direct Restorative Materials. Fdi Commission Project. *Int Dent J*. 1998;48(1):3-16.
44. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials-E-Book: Craig's Restorative Dental Materials-E-Book*: Elsevier Health Sciences; 2011.
45. Peutzfeldt A. Resin Composites In Dentistry: The Monomer Systems. *Eur J Oral Sci*. 1997;105(2):97-116.
46. Altun C. Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi*. 2005;47(1):77-82.
47. Ferracane JL. Current Trends In Dental Composites. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*. 1995;6(4):302-18.
48. Chen M-H. Update On Dental Nanocomposites. *J Dent Res* 2010;89(6):549-60.

49. Anusavice KJ, Phillips R. Science of dental materials. St Louis: WB Saunders. 2003;482.
50. Zhou X, Huang X, Li M, Peng X, Wang S, Zhou X, et al. Development And Status Of Resin Composite As Dental Restorative Materials. J Appl Polym Sci. 2019;136(44):48180.
51. Çelik Ç. Güncel Kompozit Rezin Sistemler. Türkiye Klinikleri J Restor Dent-Special Topics. 2017;3(3):128-37.
52. Spiller MS. Dental composites: a comprehensive review. The Academy of Dental Learning and OSHA Training, LLC. 2012;23:1-36.
53. Türkün L. Kompozit Rezinlerde Güncel Yaklaşımlar. G-magazin. 2015;1:8-13.
54. Gönder HY, Gültekin DS, Karaköy H. Rezin Bazlı Kompozitler Resin Based Composites. Sağlık Bilimlerinde Güncel Araştırmalar-I.
55. Riva YR, Rahman SF, editors. Dental Composite Resin: A Review. AIP conference proceedings; 2019: AIP Publishing.
56. McCabe JF, Walls AW. Applied Dental Materials: John Wiley & Sons; 2013.
57. Unterbrink GL, Liebenberg WH. Flowable Resin Composites As" Filled Adhesives": Literature Review And Clinical Recommendations. Quintessence Int. 1999;30(4).
58. Helvatjoglu-Antoniades M, Papadogiannis Y, Lakes RS, Dionysopoulos P, Papadogiannis D. Dynamic And Static Elastic Moduli Of Packable And Flowable Composite Resins And Their Development After Initial Photo Curing. Dent Mater 2006;22(5):450-9.
59. Leinfelder KF, Bayne SC, Swift EJ, Jr. Packable Composites: Overview And Technical Considerations. J Esthet Dent. 1999;11(5):234-49.
60. Gökçe YDDK, Özel MDE. Kompozit Restorasyonlarda Son Gelişmeler. Atatürk Diş Hek Fak Derg 2005;2005(3):52-60.
61. Cobb DS, Macgregor KM, Vargas MA, Denehy GE. The Physical Properties Of Packable And Conventional Posterior Resin-Based Composites: A Comparison. J Am Dent Assoc 2000;131(11):1610-5.
62. Gorseta K, Borzabadi-Farahani A, Vrazic T, Glavina D. An In-Vitro Analysis of Microleakage of Self-Adhesive Fissure Sealant vs. Conventional and GIC Fissure Sealants. Dent J (Basel). 2019;7(2).
63. Altunsoy M, Botsali MS, Sari T, Onat H. Effect Of Different Surface Treatments On The Microtensile Bond Strength Of Two Self-Adhesive Flowable Composites. Lasers Med Sci. 2015;30(6):1667-73.
64. Pérez MM, Ghinea R, Ugarte-Alván LI, Pulgar R, Paravina RD. Color And Translucency In Silorane-Based Resin Composite Compared To Universal And Nanofilled Composites. J Dent 2010;38:e110-e6.
65. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical Properties And Wear Behavior Of Light-Cured Packable Composite Resins. Dent mat. 2000;16(1):33-40.
66. Borges MA, Matos IC, Mendes LC, Gomes AS, Miranda MS. Degradation Of Polymeric Restorative Materials Subjected To A High Caries Challenge. Dent Mater. 2011;27(3):244-52.
67. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New Direct Restorative Materials. Int Dent J 1998;48(1):3-16.
68. Uzel ÖS, Ayna B. Farklı Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezinler ile Tedavi Edilen Kök Kanal Tedavili Maksiller Kesici Dişlerde Oluşan Stres Dağılımının Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi. HRU International Journal of Dentistry and Oral Research.3(2):91-8.
69. Itota T, Carrick TE, Yoshiyama M, McCabe JF. Fluoride Release And Recharge In Giomer, Compomer And Resin Composite. Dent Mater. 2004;20(9):789-95.
70. Demir N. Diş Hekimliğinde Yeni Bir Materyal: Giomerler. ADO Klinik Bilimler Dergisi. 2017;8(2):1543-8.
71. Aydın N, Karaoğlanoğlu S, Oktay EA, Toksoy Topçu F, Demir F. Diş Hekimliğinde Bulk Fill Kompozit Rezinler. Selcuk Dental Journal. 2019;6(2):229-38.

72. Chesterman J, Jowett A, Gallacher A, Nixon P. Bulk-Fill Resin-Based Composite Restorative Materials: A Review. *Br Dent J.* 2017;222(5):337-44.
73. Benetti AR, Havndrup-Pedersen C, Honoré D, Pedersen MK, Pallesen U. Bulk-Fill Resin Composites: Polymerization Contraction, Depth Of Cure, And Gap Formation. *Oper Dent.* 2015;40(2):190-200.
74. Czasch P, Ilie N. In Vitro Comparison Of Mechanical Properties And Degree Of Cure Of Bulk Fill Composites. *Clin Oral Investig.* 2013;17(1):227-35.
75. Aydın N, Karaoğlanoğlu S, Oktay EA, Topçu FT, Demir F. Diş Hekimliğinde Bulk Fill Kompozit Rezinler. *Selcuk Dental Journal.* 2019;6(2):229-38.
76. Katircioğlu SK. Bulk Fill Kompozitlere Güncel Yaklaşım. *SAğLIK & BİLİM 2022: Odontoloji.*89.
77. Bykavuş E. Bulk-Fill Kompozit Rezinlere Genel Bakış. *Aydın Dental Journal.* 2021;7(1):21-32.
78. Aydemir B. Diş Malzemelerinde Mekanik Testler ve Doğru Test İçin Gereklilikler.
79. Alrobeigy NA. Mechanical Properties Of Contemporary Resin Composites Determined By Nanoindentation. *Tanta Dent J.* 2017;14(3):129-38.
80. UZEL İ, KESİM B. Güncel Restoratif ve Profitez alışmaları I. 2019.
81. Akbaş M, Akbulut MB, Belli S. Sonlu Elemanlar Stres Analizi ve Endodontide Kullanımı. *European Journal of Research in Dentistry.* 2021;5(2):99-108.
82. Bulut AC, Sağlam Ats S. Diş Hekimliğinde Restoratif Materyallerin Yaşlandırma İşlemleri Ve iğneme Simülatörleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2016;26(1):0-
83. Duymu ZY, zdoğan A. Dental Seramiklerin Dayanıklılıklarının Değerlendirilmesinde Kullanılan Bükülme Dayanımı Testleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.*28.
84. Von Fraunhofer JA. *Dental Materials At A Glance: John Wiley & Sons; 2009.*
85. Arikan řE, Tinaz AC, Krkl ZGB. Endodontik Giriş Kavitesi şeklinin Ve Akışkan Kompozit Uygulamasının Dişlerin Kırılma Dayanımı zerine Etkisi. *Turkiye Klinikleri J Dental Sci.* 2021;27(2):286-93.
86. Guazzato M, Albakry M, Swain M, Ironside J. Mechanical Properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont.* 2002;15:339-46.
87. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics In Dentistry: Historical Roots And Current Perspectives. *J Prosthet Dent.* 1996;75(1):18-32.
88. Taha NA, Palamara JE, Messer HH. Cuspal Deflection, Strain And Microleakage Of Endodontically Treated Premolar Teeth Restored With Direct Resin Composites. *J Dent.* 2009;37(9):724-30.
89. Braga RR, Ferracane JL. Contraction Stress Related To Degree Of Conversion And Reaction Kinetics. *J Dent Res.* 2002;81(2):114-8.
90. Soares PV, Santos-Filho PC, Gomide HA, Araujo CA, Martins LR, Soares CJ. Influence Of Restorative Technique On The Biomechanical Behavior Of Endodontically Treated Maxillary Premolars. Part Ii: Strain Measurement And Stress Distribution. *J Prosthet Dent.* 2008;99(2):114-22.
91. Sorrentino R, Aversa R, Ferro V, Auriemma T, Zarone F, Ferrari M, et al. Three-Dimensional Finite Element Analysis Of Strain And Stress Distributions In Endodontically Treated Maxillary Central Incisors Restored With Different Post, Core And Crown Materials. *Dent Mater.* 2007;23(8):983-93.
92. Figueiredo Reis A, Giannini M, Ambrosano GMB, Chan DCN. The Effects Of Filling Techniques And A Low-Viscosity Composite Liner On Bond Strength To Class Ii Cavities. *J Dent.* 2003;31(1):59-66.
93. Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ. Microtensile Bond Strengths Of Seven Dentin Adhesive Systems. *Dental Materials.* 2000;16(3):180-7.

94. Yıldırım ZS, Bakır EP, Bakır Ş, Aydın MS. Dişhekimliğinde Biyouyumluluk ve Değerlendirme Yöntemleri. *Selcuk Dent J.* 2017;4(3):162-9.
95. Hammel C, Pandis N, Pieper D, Faggion CM. Methodological assessment of systematic reviews of in-vitro dental studies. *BMC Medical Research Methodology.* 2022;22(1):110.
96. Krifka S, Börzsönyi A, Koch A, Hiller K-A, Schmalz G, Friedl K-H. Bond Strength Of Adhesive Systems To Dentin And Enamel—Human Vs. Bovine Primary Teeth In Vitro. *Dental Materials.* 2008;24(7):888-94.
97. Al-Ibraheemi ZA, Abdullah HA, Jawad NA, Haider J. Assessing Fracture Resistance of Restored Premolars with Novel Composite Materials: An In Vitro Study. *Int J Dent.* 2021;2021:5512708.
98. Chan T, Küçükkaya Eren S, Wong R, Parashos P. In Vitro Fracture Strength And Patterns In Root-Filled Teeth Restored With Different Base Materials. *Aust Dent J.* 2018;63(1):99-108.
99. Frydman G, Levatovsky S, Pilo R. [Fiber Reinforced Composite Posts: Literature Review]. *Refuat Hapeh Vehashinayim (1993).* 2013;30(3):6-14, 60.
100. Tuloglu N, Bayrak S, Tunc ES. Different Clinical Applications Of Bondable Reinforcement Ribbond In Pediatric Dentistry. *Eur J Dent.* 2009;3(4):329-34.
101. Reeh ES, Douglas WH, Messer HH. Stiffness Of Endodontically-Treated Teeth Related To Restoration Technique. *J Dent Res.* 1989;68(11):1540-4.
102. Pottmaier LF, Linhares LA, Baratieri LN, Vieira LCC. Evaluation Of The Fracture Resistance Of Premolars With Extensive And Medium Cavity Preparations Restored With Direct Restoring Systems. *Indian J Dent Res.* 2018;29(4):465-9.
103. Nam S-H, Chang H-S, Min K-S, Lee Y, Cho H-W, Bae J-M. Effect of the Number of Residual Walls on Fracture Resistances, Failure Patterns, and Photoelasticity of Simulated Premolars Restored with or without Fiber-reinforced Composite Posts. *Journal of Endodontics.* 2010;36(2):297-301.
104. Jameson MW, Tidmarsh BG, Hood JA. Effect Of Storage Media On Subsequent Water Loss And Regain By Human And Bovine Dentine And On Mechanical Properties Of Human Dentine In Vitro. *Arch Oral Biol.* 1994;39(9):759-67.
105. Aydın B, Pamir T, Baltacı A, Orman MN, Turk T. Effect Of Storage Solutions On Microhardness Of Crown Enamel And Dentin. *Eur J Dent.* 2015;9(2):262-6.
106. Goodis HE, Marshall GW, Jr., White JM, Gee L, Hornberger B, Marshall SJ. Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths. *Dent Mater.* 1993;9(2):79-84.
107. Michaud PL, Maleki M, Mello I. Effect of Different Disinfection/Sterilization Methods on Risk of Fracture of Teeth Used in Preclinical Dental Education. *J Dent Educ.* 2018;82(1):84-7.
108. Ağaccioğlu M, Aytaç F. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Özellikleriyle İlgili Analiz Yöntemleri. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences.* 2019;25(2).
109. Anusavice KJ, Kakar K, Ferree N. Which Mechanical And Physical Testing Methods Are Relevant For Predicting The Clinical Performance Of Ceramic-Based Dental Prostheses? *Clin Oral Implants Res.* 2007;18 Suppl 3:218-31.
110. Bulut AC, Atsu S. Diş Hekimliğinde Restoratif Materyallerin Yaşlandırma İşlemleri Ve Çiğneme SİMÜLATÖRLERİ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2015;25.
111. Sály T, Szabó B. The Key Elements Of Conducting Load-To-Fracture Mechanical Testing On Restoration-Tooth Units In Restorative Dentistry. *Anal Tech Szeged* 2019;13(2):59-64.
112. Deliperi S, Alleman D, Rudo D. Stress-Reduced Direct Composites For The Restoration Of Structurally Compromised Teeth: Fiber Design According To The “Wallpapering” Technique. *Oper Dent.* 2017;42(3):233-43.
113. Taha NA, Palamara JE, Messer HH. Fracture Strength And Fracture Patterns Of Root Filled Teeth Restored With Direct Resin Restorations. *Journal of Dentistry.* 2011;39(8):527-35.

114. Silva GR, Silva NR, Soares PV, Costa AR, Fernandes-Neto AJ, Soares CJ. Influence of different load application devices on fracture resistance of restored premolars. *Braz Dent J.* 2012;23(5):484-9.
115. Hara AT, Pimenta LA, Rodrigues AL, Jr. Influence Of Cross-Head Speed On Resin-Dentin Shear Bond Strength. *Dent Mater.* 2001;17(2):165-9.
116. Naves LZ, Silva GR, Correr-Sobrinho L, Costa AR, Valdivia AD, Soares CJ. Influence Of Crosshead Speed On Failure Load And Failure Mode Of Restored Maxillary Premolars. *Braz Oral Res.* 2016;30.
117. Farik B, Munksgaard EC. Fracture Strength Of Intact And Fragment-Bonded Teeth At Various Velocities Of The Applied Force. *Eur J Oral Sci.* 1999;107(1):70-3.
118. Ferrari M. *Fiber Posts And Endodontically Treated Teeth: A Compendium Of Scientific And Clinical Perspectives: Modern Dentistry Media; 2008.*
119. Szczesio-Włodarczyk A, Kopacz K, Ranoszek-Soliwoda K, Sokolowski J, Bociong K. Towards the Standardization of Artificial Aging Protocols for Dental Composites: Evaluation of Proposed Methods. *J Funct Biomater.* 2025;16(2):49.
120. Gaeta C, Malvicini G, Mignosa E, Cecot G, Grandini S, Marruganti C. Influence Of Methodological Variables On Fracture Strength Test Results Of Intact Premolars: An Ex-Vivo Study. *Medical Research Archives.* 2023;11(9).
121. Brunton PA, Cattell P, Burke FJ, Wilson NH. Fracture Resistance Of Teeth Restored With Onlays Of Three Contemporary Tooth-Colored Resin-Bonded Restorative Materials. *J Prosthet Dent.* 1999;82(2):167-71.
122. Murrja E, Özata F. Comparison of the Maximum Fracture Forces of Restorations Made with Three Different Methods in MOD Cavities Prepared on Lower Molar Teeth. *Journal of Ege University School of Dentistry.* 2023;44:139-46.
123. Khan SI, Anupama R, Deepalakshmi M, Kumar KS. Effect Of Two Different Types Of Fibers On The Fracture Resistance Of Endodontically Treated Molars Restored With Composite Resin. *J Adhes Dent.* 2013;15(2):167-71.
124. Kwon OH, Kim DH, Park SH. The Influence Of Elastic Modulus Of Base Material On The Marginal Adaptation Of Direct Composite Restoration. *Oper Dent.* 2010;35(4):441-7.
125. Nezir M, Ozcan S. In-Vitro Evaluation Of Fracture Resistance Of Teeth Restored With Different High-Viscosity Glass Ionomer Restorative Materials And Bulk-Fill Composite Resins. *Clin Oral Investig* 2024;28(6):345.
126. Opdam NJ, Bronkhorst EM, Roeters JM, Loomans BA. Longevity And Reasons For Failure Of Sandwich And Total-Etch Posterior Composite Resin Restorations. *J Adhes Dent.* 2007;9(5):469-75.
127. Oz FD, Ergin E, Gurgan S. Comparison Of Different Base Materials On Fracture Strength Of Mesio-Occlusal-Distal Composite Restorations. *European Journal of General Dentistry.* 2018;7(02):25-30.
128. Kikuti WY, Chaves FO, Di Hipólito V, Rodrigues FP, D'Alpino PH. Fracture Resistance Of Teeth Restored With Different Resin-Based Restorative Systems. *Braz Oral Res.* 2012;26(3):275-81.
129. Moosavi H, Zeynali M, Pour ZH. Fracture Resistance Of Premolars Restored By Various Types And Placement Techniques Of Resin Composites. *Int J Dent.* 2012;2012:973641.
130. Akbarian G, Ameri H, Chasteen JE, Ghavamnasiri M. Fracture resistance of premolar teeth restored with silorane-based or dimethacrylate-based composite resins. *J Esthet Restor Dent.* 2014;26(3):200-7.
131. Camacho GB, Gonçalves M, Nonaka T, Osório AB. Fracture strength of restored premolars. *Am J Dent.* 2007;20(2):121-4.

132. Soares PV, Santos-Filho PCF, Queiroz EC, Araújo TC, Campos RE, Araújo CA, et al. Fracture Resistance And Stress Distribution In Endodontically Treated Maxillary Premolars Restored With Composite Resin. *J Prosthodont*. 2008;17(2):114-9.
133. Ünlü N, Ülkü SG. Son 10 yılda kompozit rezin restorasyonlar: in vivo ve in vitro çalışmalarla bir derleme. *Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi*. 2020;2(3):124-45.
134. Mondelli J, Steagall L, Ishikiriama A, de Lima Navarro MF, Soares FB. Fracture strength of human teeth with cavity preparations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1980;43(4):419-22.
135. Lagouvardos P, Sourai P, Douvitsas G. Coronal fractures in posterior teeth. *Oper Dent*. 1989;14(1):28-32.
136. Mondelli J, Sene F, Ramos RP, Benetti AR. Tooth structure and fracture strength of cavities. *Braz Dent J*. 2007;18(2):134-8.
137. Lim D-Y, Kim H-C, Hur B, Kim K-H, Son K, Park J-K. Stress distribution of endodontically treated maxillary second premolars restored with different methods: Three-dimensional finite element analysis. *Journal of Korean Academy of Conservative Dentistry*. 2009;34:69.
138. Yamamoto T, Hanabusa M, Kimura S, Momoi Y, Hayakawa T. Changes in polymerization stress and elastic modulus of bulk-fill resin composites for 24 hours after irradiation. *Dent Mater J*. 2018;37(1):87-94.
139. Aksan C, Gönder H. Bulk-Fill Kompozit Rezinler. *Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi (NEU Dent J)*, Necmettin Erbakan. 2020;2:117-23.
140. Kim RJ, Kim YJ, Choi NS, Lee IB. Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. *J Dent*. 2015;43(4):430-9.
141. Taha NA, Maghaireh GA, Ghannam AS, Palamara JE. Effect Of Bulk-Fill Base Material On Fracture Strength Of Root-Filled Teeth Restored With Laminate Resin Composite Restorations. *Journal of Dentistry*. 2017;63:60-4.
142. Al-Nahedh HN. Effects of resin-modified glass ionomer cement and flowable bulk-fill base on the fracture resistance of class II restorations: an original laboratory experimental study. *Journal of Contemporary Dental Practice*. 2021;22(4):342-8.
143. Ilie N, Hickel R. Investigations On A Methacrylate-Based Flowable Composite Based On The Sdr™ Technology. *Dent Mater*. 2011;27(4):348-55.
144. Taha NA, Palamara JE, Messer HH. Assessment Of Laminate Technique Using Glass Ionomer And Resin Composite For Restoration Of Root Filled Teeth. *J Dent*. 2012;40(8):617-23.
145. Wendt SL, Harris BM, Hunt TE. Resistance to cusp fracture in endodontically treated teeth. *Dental Materials*. 1987;3(5):232-5.
146. Taha NA, Palamara JE, Messer HH. Assessment Of Laminate Technique Using Glass Ionomer And Resin Composite For Restoration Of Root Filled Teeth. *Journal of Dentistry*. 2012;40(8):617-23.
147. Hse KM, Leung SK, Wei SH. Resin-Ionomer Restorative Materials For Children: A Review. *Aust Dent J*. 1999;44(1):1-11.
148. Cattani-Lorente MA, Dupuis V, Payan J, Moya F, Meyer JM. Effect Of Water On The Physical Properties Of Resin-Modified Glass Ionomer Cements. *Dent Mater*. 1999;15(1):71-8.
149. Taha N, Ghanim A, TAVANGAR M. Comparison Of Mechanical Properties Of Resin Composites With Resin Modified Glass Ionomers. 2015.
150. Sidhu SK, Watson TF. Resin-Modified Glass Ionomer Materials. A Status Report For The American Journal Of Dentistry. *Am J Dent*. 1995;8(1):59-67.
151. Banomyong D, Harnirattisai C, Burrow MF. Posterior Resin Composite Restorations With Or Without Resin-Modified, Glass-Ionomer Cement Lining: A 1-Year Randomized, Clinical Trial. *J Investig Clin Dent*. 2011;2(1):63-9.

152. Trope M, Tronstad L. Resistance to fracture of endodontically treated premolars restored with glass ionomer cement or acid etch composite resin. *J Endod.* 1991;17(6):257-9.
153. Shahi S, Fakhri E, Yavari H, Maleki Dizaj S, Salatin S, Khezri K. Portland Cement: An Overview as a Root Repair Material. *Biomed Res Int.* 2022;2022:3314912.
154. Yoshida Y, Yoshihara K, Nagaoka N, Hayakawa S, Torii Y, Ogawa T, et al. Self-assembled Nano-layering at the Adhesive Interface. *J Dent Res.* 2012;91(4):376-81.
155. BISCO I. Thera Family eBook 2021 [Available from: https://global.bisco.com/assets/1/7/Bisco_Thera_Family_eBook_June_2021.pdf].
156. Nicholson JW. Ytterbium (III) Fluoride in Dental Materials. *Inorganics.* 2023;11(12):449.



EK:1



T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Sayı: B.30.2.ODM.0.20.08/ 333

30.05.2024

Sayın Prof.Dr.Eda GÜLER

Etik Kurulumuza sunmuş olduğunuz Silika İçerikli Kaide Materyalinin Sınıf II Kavitelere Kompozit Rezinin Kırılma Direncine Etkisinin Karşılaştırmalı İncelenmesi başlıklı OMÜ KAİK 2024/245 Karar nolu İn-vitro çalışma nitelikli araştırma projeniz amaç, gerekçe, yaklaşım ve yöntemle ilgili açıklamaları, Klinik Araştırmalar Etik kurulu yönergesine göre 29.05.2024 tarihli Etik Kurulumuzda incelenmiş etik açıdan uygun bulunmuştur. Ancak araştırma bütçesinin maddi desteği henüz sağlanmadığından projeye bütçe desteği sağlanıp, tarafımıza bildirilmesinden sonra başlanmasına oy birliği ile karar verilmiştir.

Bilgilerinize arz/rica ederim.

Prof.Dr.Ramis ÇOLAK
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanı