



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI FİBERLE GÜÇLENDİRİLMİŞ KOMPOZİT REZİNLERİN
BULK FİLL KOMPOZİT REZİNİN EĞME DİRENCİNE ETKİSİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Ruşen DEMİR
UZMANLIK TEZİ

ÇOCUK DİŞ HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Prof. Dr. Buket AYNA

DİYARBAKIR-2024

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu; tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını ve tezimi Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak hazırladığımı beyan ederim.

13/05/2024

Ruşen DEMİR

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca değerli bilgileriyle bana yol gösteren, her daim yardımını ve desteğini hissettiğim, tez çalışmam süresince bilgi ve tecrübelerini benden esirgemeyen değerli danışman hocam Prof. Dr. Buket AYNA'ya

Uzmanlık eğitimim boyunca yalnızca klinik ve akademik alanda değil her konuda değerli bilgi ve görüşleri ile bana her zaman yol gösteren saygıdeğer hocalarım Prof. Dr. İzzet YAVUZ'a, Prof. Dr. Sema ÇELENK'e, Prof. Dr. Emin Caner TÜMEN'e, Doç. Dr. Ebru AKLEYİN'e, Dr. Öğr. Üyesi İsmet Rezani TOPTANCI'ya ve Doç. Dr. Ayşe GÜNAY'a

Aynı klinikte bilgi ve tecrübesini aktaran, huzurlu bir çalışma ortamı yaratan sevgili kıdemlilerim Uzm. Dt. Fatma BUDAK'a, Uzm. Dt. Yelda POLAT'a, Uzm. Dt. Özge SÖNMEZ UZEL'e, Uzm. Dt. Elif Burcu HARMAN'a, Dr. Öğr. Gör. Alparslan Mustafa ÇELER'e

Uzmanlık eğitimi boyunca her anlamda desteklerini hissettiğim ve birçok şey paylaştığım, zor anları beraber atlattığım canım arkadaşlarım Dt. Büşra TEKİN'e, Dt. Elif BİLGİN'e ve emeği geçen diğer tüm mesai arkadaşlarıma,

Yapabileceğime her zaman inanan, beni her koşulda motive eden ve mesafelerin bile engel olmadığı canım arkadaşlarım Dt. Neslihan TURAN, Mimar Zeliha YALÇINTUĞ ve Dt. Ayşe EFE'ye, aynı zamanda yanıbaşımdayken desteklerini eksik etmeyen canım arkadaşlarım Dt. Bahar YAVUZ ve Dt. Sevda CAN'a

Hayatımın her aşamasında en büyük destekçilerim olan, bana her zaman güvenen, her zaman sevgilerini hissettiğim canım Geniş Ailem'e

Evimi ev yapan canım kardeş arkadaşım Saime DEMİR'e ve canım kedim Firuze'ye
Sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

Bu tez çalışması Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından DİŞ.23.006 numaralı proje ile desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

BEYAN.....	i
TEŞEKKÜR.....	ii
İÇİNDEKİLER	iii
TABLolar LİSTESİ.....	vii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	viii
RESİMLER LİSTESİ.....	ix
KISALTMA VE SİMGELER LİSTESİ	x
1. ÖZET.....	1
1.1. Türkçe Özet	1
1.2. İngilizce Özet	3
2. GİRİŞ VE AMAÇ	4
3. GENEL BİLGİLER.....	8
3.1. Diş Çürüğü	8
3.2. Diş Çürüğünün Klinik Seyri.....	9
3.3. Diş Çürüklerinin Lokalizasyonlarına Göre Sınıflandırması.....	9
3.3.1. Okluzal çürük	9
3.3.2. Düz yüzey çürüğü.....	10
3.3.3. Kök çürüğü	10
3.4. Genç Daimî Posterior Dişlerde Çürük ve Restorasyonlarının Önemi.....	10
3.5. Kompozit Resinler	12
3.5.1. Kompozit resinlerin sınıflandırılması	14
3.5.1.1. Doldurucu büyüklüğüne göre kompozit resinler	15
3.5.1.1.1. Megafil kompozit resinler	15
3.5.1.1.2. Makrofil kompozit resinler	15

3.5.1.1.3. Midifil kompozit rezinler	15
3.5.1.1.4. Minifil kompozit rezinler	15
3.5.1.1.5. Mikrofil kompozit rezinler	16
3.5.1.1.6. Hibrit kompozit rezinler	16
3.5.1.1.7. Nanofil ve nanohibrit kompozit rezinler	17
3.5.1.2. Viskozitesine göre kompozit rezinler	18
3.5.1.2.1. Kondanse olabilen kompozit rezinler.....	18
3.5.1.2.2. Akışkan kompozit rezinler	18
3.5.1.3. Polimerizasyon şekline göre kompozit rezinler.....	19
3.5.1.3.1. Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler	19
3.5.1.3.2. Ultraviyole ışık ile polimerize olan kompozit rezinler	19
3.5.1.3.3. Görünür ışıqla polimerize olan kompozit rezinler ..	19
3.5.1.3.4. Lazer ışığıyla polimerize olan kompozit rezinler....	20
3.5.1.3.5. Hem kimyasal olarak hem de görünür ışıqla polimerize olan kompozit rezinler.....	20
3.5.1.4. Güncel kompozit rezinler.....	21
3.5.1.4.1. Ormoserler.....	21
3.5.1.4.2. Giomerler.....	21
3.5.1.4.3. Siloranlar	22
3.5.1.4.4. İyon salabilen kompozit rezinler	22
3.5.1.4.5. Antibakteriyel kompozit rezinler.....	22
3.5.1.4.6. Self adeziv kompozit rezinler.....	23
3.5.1.4.7. Bulk fill kompozit rezinler	23
3.6. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Resinler	25
3.6.1. Tipine göre fiberler.....	26

3.6.1.1. Karbon-grafit fiberler.....	26
3.6.1.2. Aramid fiberler.....	27
3.6.1.3. Cam fiberler	28
3.6.1.4. Polietilen fiberler	30
3.6.2. Oryantasyonuna göre fiberler.....	33
3.6.2.1. Tek yönlü fiberler	33
3.6.2.2. Çift yönlü fiberler	34
3.6.2.3. Kırpılmış fiberler	35
3.6.3. Monomer infiltrasyonuna göre fiberler	36
3.6.3.1. Preinfiltre fiberler.....	36
3.6.3.2. Non-preinfiltre fiberler.....	36
3.6.4. FGKR'nin özelliklerini etkileyen faktörler	37
3.6.5. FGKR'in avantajları.....	38
3.6.6. FGKR'in dezavantajları	38
3.6.7. Diş hekimliğinde fiberlerin kullanım alanları	39
3.7. Fiberlerin Posterior Restorasyonlarda Kullanımı.....	40
3.7.1. FGKR'in posterior kullanımlarının avantajları	42
3.7.2. FGKR'in posterior kullanımlarının dezavantajları	42
3.8. Kısa Fiber Takviyeli Kompozit Rezin.....	42
3.9. Restoratif Materyallerin Mekanik ve Fiziksel Özellikleri.....	44
3.9.1. Yük.....	44
3.9.2. Gerilim	44
3.9.3. Gerilme/deformasyon.....	44
3.10. Bağlanma Testleri.....	46
3.10.1. Basma dayanımı testi	46
3.10.2. Kırılma dayanımı testi.....	46

3.10.3. Eğme dayanımı testi	46
4. GEREÇ VE YÖNTEM	48
4.1. Kullanılan Materyaller	48
4.1.1. Bulk fill kompozit rezin materyali	48
4.1.2. Örgü yapıda cam fiber materyali.....	49
4.1.3. Leno-dokuma yapıda polietilen fiber materyali	50
4.1.4. Kısa cam fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin materyali	51
4.1.5. Bağlayıcı ajan	52
4.2. Kullanılan Işık Kaynağı.....	52
4.3. Üç Nokta Eğme Testi	53
4.4. Üç Nokta Eğme Testi İçin Örneklerin Hazırlanması	54
4.5. Üç Nokta Eğme Testi Değerlerinin Ölçülmesi.....	58
4.6. İstatistiksel Değerlendirme	61
5. BULGULAR	62
5.1. Üç Nokta Eğme Testi Sonuçlarının Değerlendirilmesi	62
6. TARTIŞMA	68
7. SONUÇ	80
8. KAYNAKLAR.....	82
9. EKLER.....	98
9.1. Etik Kurul Onay Sayfası.....	98
9.2. Orijinallik Raporu.....	99
10. ÖZGEÇMİŞ.....	100

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 1. Çalışmada kullanılan materyaller.....	48
Tablo 2. Örneklerin üç nokta eğme testi sonucu değerleri.....	62
Tablo 3. Eğme direnci bakımından gruplar arasındaki farklılığa ilişkin analiz sonuçları	63
Tablo 4. Eğme direnci bakımından grup 1 ve grup 2 arasındaki farklılığa bağlı analiz sonuçları	64
Tablo 5. Eğme direnci bakımından grup 1 ve grup 3 arasındaki farklılığa ilişkin analiz sonuçları	64
Tablo 6. Eğme direnci bakımından grup 1 ve grup 4 arasındaki farklılığa ilişkin analiz sonuçları	65
Tablo 7. Eğme direnci bakımından grup 2 ve grup 3 arasındaki farklılığa ilişkin analiz sonuçları	65
Tablo 8. Eğme direnci bakımından grup 2 ve grup 4 arasındaki farklılığa ilişkin analiz sonuçları	65
Tablo 9. Eğme direnci bakımından grup 3 ve grup 4 arasındaki farklılığa ilişkin analiz sonuçları	66

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1. Karbon fiber.....	27
Şekil 2. Aramid fiber	28
Şekil 3. Örgü formunda cam fiber fiber.....	29
Şekil 4. Tek yönlü cam fiber.....	30
Şekil 5. Tek yönlü polietilen fiber	32
Şekil 6. Örgü yapıda polietilen fiber.....	32
Şekil 7. Farklı genişliklerde leno dokuma yapısında polietilen fiber	33
Şekil 8. Tek yönlü fiberin şematik görüntüsü.....	33
Şekil 9. Örgü fiber	34
Şekil 10. Dokuma fiber.....	35
Şekil 11. Leno dokuma fiber.....	35
Şekil 12. Kısa fiber takviyeli kompozit rezin	44
Şekil 13. Gerilim tipleri	45
Şekil 14. Üç nokta eğme testi düzeneği.....	47
Şekil 15. Eğme direncinin gruplara göre dağılım grafiği	63

RESİMLER LİSTESİ

Resim 1. Bulk Fill kompozit rezin materyali.....	49
Resim 2. Örgü yapıda cam fiber materyali.....	50
Resim 3. Leno-dokuma yapıda polietilen fiber materyali	51
Resim 4. Kısa cam fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin materyali.....	51
Resim 5. Bağlayıcı ajan.....	52
Resim 6. Işık cihazı	53
Resim 7. PMMA kalıpların üstten görüntüsü	54
Resim 8. PMMA kalıpların önden görüntüsü.....	54
Resim 9. Bulk Fill kompozit rezinin polimerize edilmeden önceki görüntüsü	55
Resim 10. Bulk Fill kompozit rezin örneklerinin ışık cihazı ile polimerize edilmesi	55
Resim 11. Kesilen Örgü Cam Fiber'in kompozit rezin üzerine yerleştirilmesi	56
Resim 12. Doyurulma işleminden önce kalıp ebatlarına uygun kesilen fiber materyali ve bond ajanı	57
Resim 13. Kalıbın alt tabakasına yerleştirilen kısa cam fiber takviyeli kompozit rezin	57
Resim 14. Tesviye ve polisaj için kullanılan diskler	58
Resim 15. Shimadzu üç nokta eğme testi ölçüm cihazı.....	58
Resim 16. Eğme testi için hazırlanmış olan alt yapı.....	59
Resim 17. Grup 1 kırılma örnekleri.....	59
Resim 18. Grup 2 kırılma örnekleri.....	60
Resim 19. Grup 3 kırılma örnekleri.....	60
Resim 20. Grup 4 kırılma örnekleri.....	61

KISALTMA VE SİMGELER LİSTESİ

Kısaltma

4- MET	: Karboksilik metakrilat
Bis-GMA	: Bisfenolglisidil metakrilat
EGDMA	: Etilen glikol dimetakrilat
F	: Kuvvet
FGKR	: Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler
GPa	: Gigapaskal
GPDM	: Gliserol-fosfatdemetakrilat
gr	: Gram
HMWPE	: Yüksek molekül ağırlığına sahip polietilenler
ISO	: International Organization for Standardization
kg	: Kilogram
LED	: Light Emitting Diode
LMWPE	: Düşük molekül ağırlığına sahip polietilenler
max	: Maximum
MDPB	: 12-metakriloiloksi dodesil pirinidyum bromid
min	: Minimum
mm	: Milimetre
MMA	: Metil metakrilat
MPa	: Magapaskal
N	: Newton
nm	: Nanometre
pH	: Ortamdaki hidrojen iyonlarının konsantrasyonu
PMMA	: Polimetil metakrilat
sn	: saniye
std	: Standart
TEGDMA	: Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA	: Üretan dimetakrilat
UHMWPE	: Çok yüksek molekül ağırlığına sahip polietilenler

UV : Ultraviyole
µm : Mikrometre

Simge

% : Yüzde
> : Büyüktür
°C : Santigrat derece



1. ÖZET

Farklı Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezinlerin Bulk Fill Kompozit Rezinin Eğme Direncine Etkisinin Değerlendirilmesi

Öğrencinin Adı ve Soyadı : Dt. Ruşen DEMİR
Danışmanı : Prof. Dr. Buket AYNA
Anabilim Dalı : Çocuk Diş Hekimliği

1.1. Türkçe Özet

Amaç: Bu çalışmanın amacı, bir bulk fill kompozit rezin materyalinin farklı fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler (FGKR) ile güçlendirilmesinin eğme direncine olan etkisinin değerlendirilmesidir.

Gereç ve Yöntem: Eğme direnci testi için standartlara uygun olarak 4x4x8 mm boyutunda polimetil metakrilat (PMMA) bloklar kullanılarak 60 örnek hazırlandı ve örnekler dört çalışma grubuna [Bulk Fill Kompozit Rezin (Grup 1), Bulk Fill Kompozit Rezin + Örgü Yapıda Cam Fiber (Grup 2), Bulk Fill Kompozit Rezin + Leno Dokuma Yapıda Polietilen Fiber (Grup 3), Bulk Fill Kompozit Rezin + Kısa Cam Fiber Takviyeli Kompozit Rezin (Grup 4)] ayrıldı. Örnekler 24 saat 37 °C de distile suda bekletilerek, Universal Test cihazı ile üç nokta eğme testine tabi tutuldu. Veriler istatistiksel olarak Mann-Whitney U ve Kruskal Wallis-H testleri kullanılarak analiz edildi.

Bulgular: Ortalama eğme direnç değerleri Grup 1, 2, 3 ve 4'te sırasıyla 654,72 Newton (N), 682,33 N, 643,87 N ve 1003,91 N bulundu. Kısa cam fiber takviyeli kompozit rezin + bulk fill kompozit rezin grubunun eğme direnci üzerine etkisi diğer tüm gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p>0,05$). Diğer gruplar arasında eğme direnci bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Sonuç: Bu in vitro çalışmanın sınırları içerisinde, kısa cam fiber takviyeli kompozit rezinin kaide materyali olarak bulk fill kompozit rezinin eğme direncini arttırdığı sonucuna varıldı.

Anahtar Sözcükler: Aşırı Madde Kaybı, Bulk Fill Kompozit Resin, FGKR, Fiber, Üç
Nokta Eğme Testi



Evaluation of the Effect of Different Fiber-Reinforced Composite Resins on the Flexure Strength of Bulk Fill Composite Resin

Student's Surname and Name : Dt. Ruşen DEMİR

Adviser of Thesis : Prof. Dr. Buket AYNA

Department : Department of Pediatric Dentistry

1.2. İngilizce Özet

Objective: The aim of this study was to evaluate the effect of reinforcing a bulk fill composite resin material with different fiber reinforced composite resins (FFRCs) on flexural strength.

Materials and Methods: For the flexural strength test, 60 specimens were prepared using 4x4x8 mm polymethyl methacrylate (PMMA) blocks in accordance with the standards and the specimens were divided into four study groups. Bulk Fill Composite Resin (Group 1), Bulk Fill Composite Resin + Glass Fiber in Braided Structure (Group 2), Bulk Fill Composite Resin + Polyethylene Fiber in Leno Woven Structure (Group 3), Bulk Fill Composite Resin + Short Glass Fiber Reinforced Composite Resin (Group 4). The specimens were soaked in distilled water at 37 °C for 24 hours and subjected to three-point bending test with Universal Testing machine. Data were statistically analyzed using Mann-Whitney U and Kruskal Wallis-H tests.

Results: The mean flexural strength values were 654.72 Newton (N), 682.33 N, 643.87 N and 1003.91 N in Groups 1, 2, 3 and 4, respectively. The effect of short glass fiber reinforced composite resin + bulk fill composite resin group on bending resistance was statistically significantly better than all other groups ($p>0,05$). There was no statistically significant difference between the other groups in terms of bending resistance.

Conclusion: Within the limits of this in vitro study, it was concluded that short glass fiber reinforced composite resin increases the flexural strength of bulk fill composite resin as a base material.

Key Words: Excessive Loss Of Substance, Bulk Fill Composite Resin, FRRCR, Fibers, Three-Point Bending Test

2. GİRİŞ VE AMAÇ

Çocuk diş hekimliğinde diş çürüğü, ağız içi hastalıkları içerisinde en sık görülen durumlardan birisidir (1). Sürekli dişlenmede çürüğe en yatkın diş yüzeylerinin sırasıyla birinci ve ikinci büyükazı dişlerinin pit ve fissürleri ile birinci büyükazı dişlerinin bukkal ve palatinal pitleri olduğu bilinmektedir (2). Literatürde, birinci büyükazılar daimî dişler içinde en fazla diş çürüğünün görüldüğü, en sık restoratif tedavi ihtiyacı duyulan dişler olarak bildirilmektedir (3).

Daimî posterior dişlerin sürmeyi takip eden ilk yıllarda mineralizasyon dönemlerini tamamlamaları ve anatomik olarak derin fissür ve çukurcuklara sahip olmalarından dolayı plak birikimine ve Streptococcus Mutans kolonizasyonuna yatkınlığı fazladır. Aynı zamanda, çocuk ve ebeveyn tarafından ulaşılabilirliğinin güç olması, ebeveyn tarafından süt dişi zannedilmesi ve posterior bölgede tükürüğün temizlenebilirliğinin az olması gibi nedenler bu dişleri çürüğe duyarlı hale getirmektedir (4). Daimî posterior dişlerin sürmeleri sırasında okluzal planda tam yer almamaları da çiğneme sırasındaki mekanik temizlikten yoksun kalmalarına ve böylece erken çürümelerine yol açmaktadır (5,6).

Daimî posterior dişler, çiğneme ve vertikal yüz yüksekliğinin korunmasında önemli role sahiptirler. Erken kaybedilmeleri ise, dentisyon yapısının bozulmasına ve malokluzyonlara sebep olmaktadır. Özellikle birinci büyükazı dişlerinin nötral okluzyonda kilitlenmesi kendisinden sonra sürececek olan daimî dişlerin normal oklüzonda olmasına rehberlik eder ve bu nedenle bu dişlerin ağızda tutulması büyük önem taşır (5,7).

Aşırı madde kaybına uğramış daimî posterior grup dişlerin fonksiyonlarını uzun süre devam ettirebilmesi, restoratif tedavideki başarıyla mümkündür. Fonksiyon, fonasyon ve estetiğin geri kazandırılması önemlidir (8). Dental uygulamalarda 1960'lı yıllarda kullanılmaya başlanan kompozit rezinler, günümüzde de aşırı madde kaybına sahip dişlerin tedavisinde sıkça tercih edilmektedir. Uzun yıllar sadece anterior dişlerde kullanılan kompozit rezinler, estetik beklentilerin artması ve materyallerdeki gelişmeler sonucu posterior dişlerde de yaygın olarak kullanılmaktadır. Kompozit

rezinlerdeki gelişmelere rağmen bu restorasyonlarda zaman içerisinde oluşan marjinal renklenme ve kenar uyumsuzlukları, tüberkül fraktürleri, mikrosızıntı, tekrarlayan çürükler ve restorasyon sonrası hassasiyet gibi olumsuz sonuçlar genellikle kompozitlerin polimerizasyon büzülme stresi ile ilişkilendirilmektedir (9). Polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacıyla kompozitlerin inkremental teknikte tabakalar şeklinde uygulanması önerilmektedir. Fakat kompozitlerin inkremental teknikle yerleştirilmesi derin ve geniş kavitelerde ışınlama sayısını ve uygulama süresini arttırmaktadır (10).

Üreticiler, kompozit rezinlerin posterior bölgede büyük tabakalar halinde yerleştirilmesini kolaylaştırmak ve hızlandırmak için tek tabaka veya daha kalın tabakalar halinde yerleştirilebilen, bulk fill kompozit rezinleri üretmişlerdir. Bulk fill kompozit rezinlerin en büyük avantajı 4-6 mm kalınlıkta ve tek tabaka halinde yerleştirilebilmeleri sayesinde klinik çalışma süresinin kısılması ve düşük polimerizasyon büzülmesi göstermeleridir (10,11). Bununla birlikte, Operatif Dişhekimliği Akademisi Avrupa Bölümü (AODES), posterior dişlerde bu materyallerin yapısal özelliklerinin henüz yetersiz olduğunu bildirmektedir (12). Kompozit rezin restorasyonların ömrü, restorasyon boyutu ile ters orantıya sahiptir. Dişteki kalan doku miktarının yetersiz olduğu geniş restorasyonlarda, kompozit restorasyonun çiğneme kuvvetine dayanıklılığı azalır. Bununla birlikte, bu restorasyonların kırılmaya bağlı başarısızlığa uğraması da sıklıkla görülmektedir (13,14). Bulk fill kompozit rezinler, restorasyonlardaki birçok olumsuzluktan dolayı, posterior restorasyonlar gibi stresin yüksek olduğu bölgelerde kullanılmak üzere geliştirilmişlerdir (15).

Kompozit rezinlerin basınç ve bükme kuvvetlerine dayanımlarının yeterli olmaması nedeniyle fiziksel özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla fiber ile güçlendirilmesi gündeme gelmiştir. Fiberlerin esneklik, basınca karşı dayanıklılık, translüsentlik, düşük özgül ağırlık, korozyona direnç ve adeziv teknik ile bağlanabilmeleri gibi özellikleri kompozit rezinlerin güçlendirilmesinde ve mekanik özelliklerinin iyileştirilmesinde tercih edilmesini sağlamaktadır. Fiberler sahip oldukları stres kırıcı ve dağıtıcı özellikleri sayesinde restoratif materyallerin mekanik kuvvetlere karşı dayanıklılığını artırır ve polimerizasyon büzülmesini azaltırlar. Fiber

ile güçlendirme, mevcut geniş restorasyonları ve kalan diş dokusunu okluzal kuvvetlere karşı daha güçlü hale getirmek amacıyla kullanılmaktadır. Fiberle güçlendirilen kompozit rezinler (FGKR), fiber yapı ve polimer matriksin bir bütün oluşturması sonucu meydana gelmektedir. Matriks yapı içerisinde meydana gelen stresler, fiberlere iletilmekte ve böylece restorasyonda veya dişte oluşabilecek kırık gelişiminin önüne geçilmektedir. FGKR'in mekanik özellikleri; fiberlerin tipinden, doyurulma şeklinde, yoğunluğundan, diziliminden, matriks yapının içeriğinden veya fiberlerin matrikse bağlanmasından etkilenmektedir (14,16).

FGKR, matriks içerisine ilave edilen değişik yapı ve şekillerdeki prefabrike ve ağ yapılı fiberlerden meydana gelmektedir (17). Tek yönlü fiberler, tek yönde mekanik özellikler sağladığı için kompozit rezinleri tek yönde güçlendirmiş olurlar. Bu nedenle, kuvvetin yönünün bilindiği durumlarda kullanılmaktadırlar (18). Çift yönlü fiberler, iplik şeklindeki fiberlerin iki farklı yönde düzenlenmesiyle oluşturulmuştur. Kompozit rezinlere her yönden desteklik sağlar ve restorasyonun birçok yönden güçlendirilmesine izin verir. Dik açı ve çapraz bir görünüm oluşturacak şekilde fiberlerin bir araya getirilmesiyle oluşmaktadırlar. Bu nedenle, kuvvetin yönünün bilinmediği durumlarda kullanılmaları gerekmektedir (19). Bu fiberlerden günümüzde en çok tercih edilenler tiplerine göre ağ yapılı olan dokuma örgü formundaki cam ve polietilen fiberlerdir. Polietilen fiberler yapı olarak dokuma, leno dokuma, saç örgüsü ve tek yönlü yapısında olabilir. Ribbond® ise çok yönlü çaprazlama kilitliilmek tarzında leno örgüden oluşan polietilen fiber materyallerdir. Bu materyaller kompozit rezinleri her yönden destekler (20). Son zamanlarda baryum cam dolgulu kısa cam fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin piyasaya sürülmüştür (GC EverX Posterior®). Bu materyal, rezin matriks ile beraber devamlı olmayan E (elektiriksel) cam fiberlerin ve inorganik doldurucuların kombinasyonu şeklinde bir yapıya sahiptir. Bu kombinasyon, polimerizasyon esnasında yarı birbiri içine geçen polimer ağa sebep olmakta; bu da materyale iyi bir bağlanma ve kırılma tokluğu sağlamaktadır (21,22).

Bir restoratif materyalin klinik başarısı, fiziksel ve mekanik özellikleri ile direkt ilişkilidir. Kullanılan materyallerin mekanik ve fiziksel özelliklerinin, fonksiyonel kuvvetler altında stres ve gerilmelerinin belirlenmesi başarılı bir restorasyon için önemlidir (23). Materyalin klinik başarısını belirleyen eğme, basma, elastisite ve

sertlik olarak tanımlanan mekanik özelliklerini tespit etmek için mekanik testler kullanılmaktadır. ISO (International Organization for Standardization) standartları, materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerini belirlemek için standart test tekniği olarak kabul edilmiştir. Bu testlerden üç nokta eğme testi ISO 4049 standartlarına uygun olarak çok sık kullanılmaktadır ve en çok tercih edilen yöntemlerden biridir (16).

Bu çalışmanın amacı, bir bulk fill kompozit rezinin, farklı FGKR ile güçlendirilmesinin üç nokta eğme testi ile değerlendirilmesidir.



3. GENEL BİLGİLER

3.1. Diş Çürüğü

Diş çürüğü, diş yüzeyini kaplayan biyofilmdeki metabolik olaylar nedeniyle oluşan lokalize kimyasal çözünmenin semptom ve sonuçlarının tanımıdır. Diş dokularının yıkımı sonucunda estetik ve fonksiyon kaybına neden olan diş çürüğü, insanlarda en yaygın olarak karşılaşılan kronik hastalıklardan birisidir (24).

Diş çürüğünün meydana gelmesi için gerekli koşullar; ağız içerisinde çürük yapıcı (karyojenik) bakteri varlığı, bu bakteriler için gerekli besin maddeleri, bakterilerin beslenmesi sonucu oluşan enzimler veya bazı gıdaların tüketilmesiyle ortaya çıkan asit ve bu asidin diş sert dokularına etki etmesi için geçmesi gereken süredir (25). Diyetle alınan fermente olabilen karbonhidratlar, diş yüzeyindeki dental biyofilm içerisinde bulunan karyojenik bakteriler tarafından fermente edilir ve bu fermentasyon sonucunda organik asitler oluşur. Oluşan organik asitler diş yüzeyine belli bir süre etki ederek ağız pH'nın kritik seviyenin altına düşmesine neden olur. Düşen pH değeri diş yüzeyinde çözünmeye neden olur. Bu olaya demineralizasyon adı verilir. Diş minesinde bu sürecin başlaması için gereken kritik pH 5,5'tir (26,27). Diş çürüğünün oluşma mekanizması ile ilgili olarak geçmişten günümüze kadar birçok teori öne sürülmüştür. Bu teorilerin ortak noktası ise diş sert dokularının bazı bakterilerin ve oluşan asitlerin etkisi altında demineralizasyona uğradığıdır (28). Tükürük akışının artması, ağız hijyeninin sağlanması gibi bazı koruyucu faktörlerin etkisiyle pH nötralize edilerek diş yüzeyinin kaybettiği mineraller tükürük yoluyla dişe tekrar kazandırılır; bu olay remineralizasyon olarak adlandırılır (26).

Demineralizasyon ve remineralizasyon eş zamanlı meydana gelen ve normal koşullarda denge içerisinde olan olaylardır. Dental biyofilmdeki bakteri tipleri ve çürük yapma potansiyelleri, diyet içeriği, diş anatomisi, oral hijyen, genetik faktörler, mine ve dentinin organik/inorganik madde oranı miktarı, profesyonel ya da bireysel topikal flor kullanımı, kemoterapötik ajanların kullanımı, tükürük içeriği, tükürüğün akışı ve tamponlama kapasitesi gibi birçok faktör demineralizasyon ve remineralizasyon arasındaki dengede rol alır (28).

Patolojik etkenlerin artması sonucu demineralizasyon ve remineralizasyon dengesinin demineralizasyon lehine kayması ile beraber diş çürüğü başlar (26).

3.2. Diş Çürüğünün Klinik Seyri

Demineralizasyon sonucu diş yüzeyinde oluşan mineral kaybının remineralizasyon ile diş yüzeyine aynı oranda geri kazandırılmaması sonucu oluşan bölgesel yıkım diş yüzeyinde klinik olarak fark edilemeyen pörozitelerin oluşmasına sebep olur. Demineralizasyonun devam etmesi sonucunda pöroziteler büyür ve diş çürüğünün klinik olarak görülen en erken evresi olan ve white spot lezyon (beyaz nokta lezyonu) olarak tanımlanan başlangıç mine çürüğü oluşur (29).

Başlangıç aşamasında remineralize edilemeyen diş çürüğü lezyonunda demineralizasyonun devam etmesiyle mineral kaybı artar. Desteksiz kalan diş dokuları kuvvetler karşısında kırılır ve kaviteleşmiş lezyonlar oluşur. Kaviteleşmiş lezyonların remineralizasyonu mümkün değildir; bu sebeple, restoratif tedavi işlemleri uygulanır. Erken dönemde tedavi edilmeyen, kaviteleşen diş çürüğü lezyonları ileri derece madde kaybına, endodontik tedavi ihtiyacına ve diş kaybına neden olabilirler (29,30).

3.3. Diş Çürüklerinin Lokalizasyonlarına Göre Sınıflandırması

Diş çürükleri dişin 3 farklı anatomik alanından başlayarak yayılım gösterebilir:

3.3.1. Okluzal çürük (Pit ve fissür çürüğü)

Pit ve fissürler, anatomilerinin besin ve bakteri retansiyonuna izin vermesi ve bu bölgelerin mekanik olarak temizlenmesinin mümkün olmaması nedeniyle çürüğe en yatkın alanlardır. Pit ve fissürlerde plak birikimi, mikroorganizma yerleşimi, fırçayla uzaklaştırılabilirlik gibi faktörler pit ve fissürlerin derinlik ve genişliğine bağlı olarak farklı sonuçlar oluşturabilir. Okluzal yüzeyde yer alan pit ve fissürler farklı şekillerde bulunabilirler. Bazı pit ve fissürlerin tabanı mine tabakasında, bazılarının ise dentin tabakasında sonlanır. Genç dişlerde pit ve fissürler daha belirgindir; ancak yaşlanma sürecinde yıllar içinde oluşan atrizyonun etkisiyle ise pit ve fissürler düzleşir (31). Bu

nedenle dişlerin sürmesini takiben ilk yıllarda çürüğe yatkın olan bu genç dişlere fissür örtücü gibi koruyucu tedaviler uygulanması önemlidir (32).

3.3.2. Düz yüzey çürüğü

Bukkal, lingual ve ara yüzeyleri kapsayan çürük tipidir. Düz yüzeyler dental biyofilm oluşumu ve plak tutulumu için uygun olmayan bir ortam sunar. Ancak, ara yüzde kontak noktası altında kalan alan ve bukkal/lingual yüzeyde koleye yakın kısımlar diş etiyle ilişkisinden dolayı plak tutulumu ve mikroorganizma kolonizasyonu için uygun ortam oluşturur. Küçük, tebeşir beyazı bir leke görünümünde aktif çürük şeklinde olabilir. Bu durum, minere demineralizasyon olduğunu gösterir. Düz yüzey çürükleri bazen de parlak kahverengi inaktif çürük lezyonu olarak kendini gösterebilir. Bu görüntü, minenin demineralizasyonu sonucu çürük oluştuğunu ancak bir süre sonra demineralizasyonun durmasına karşılık kahve rengin değişmeden kaldığını gösterir (26,33).

3.3.3. Kök çürüğü (sement çürüğü)

Mine-sement sınırı ve serbest dişeti arasındaki bölgede meydana gelen diş çürüğüdür. Dişeti çekilmesi sonucu açığa çıkan kök yüzeyleri kök çürüğü açısından riskli bölgelerdir. Kök yüzeyi mineye göre daha pürüzlüdür ve bu nedenle daha çok plak tutulumuna neden olur. Sementin inorganik madde miktarının düşük olması ve ince olmasından dolayı kök yüzeyinden başlayan diş çürüğü lezyonları tedavi edilmezse hızlıca dentine ulaşır. İnsanların ortalama yaşam süresinin artması ve dişlerin ağızdaki yaşam sürelerinin uzamasına bağlı kök çürükleri artış göstermiştir (34,35).

3.4. Genç Daimî Posterior Dişlerde Çürük ve Restorasyonlarının Önemi

Genç daimî diş minesinin birçok özelliği olgunlaşmış diş minesine göre farklılık gösterir. Yeni sürmüş daimî dişlerde mine tabakası olgunlaşmamış bir yapıdadır ve pelikül tabakası ile kaplıdır. Bu yapı plak oluşumunu kolaylaştırarak çürük oluşma riskini artırır (36). Henüz sürmüş diş minesinin geçirgenliği, dişin sürmesini takip

eden yıllarda azalmaktadır. Bu durum, minenin çürüğe karşı yatkınlığının zamanla azaldığını göstermektedir (4). Genç daimî posterior dişlerde başka bir farklılık ise; pit ve fissürlerin yapısıdır. Genç dişlerde pit ve fissürler daha derindir. Pit ve fissürler “I” şeklinde derin dar veya “V” şeklinde sığ geniş veya daha farklı şekillerde olabilirler. Derin fissürlerde sığ fissürlere göre mine kalınlığı daha azdır. Bakteri plağı derin olan bu fissürlerde mekanik temizlikle uzaklaştırılamayabilir ve çürük oluşumuna neden olabilir. Ayrıca mine kalınlığının derin fissürlerde az olması bakteri plağındaki mikroorganizmaların hızlı ilerleyip çürük oluşturmaya neden olmaktadır (37).

Dişler sürdükleri gibi okluzyona katılamaz. Okluzyonda olmak dişler için mekanik temizlik sağlamaktadır. Okluzyona katılana kadar pek çok diş bakteri kolonizasyonu için çok uygun bir ortam sağlamaktadır. Bu bakteri kolonizasyonuna neden olan mikroorganizmalar minede demineralizasyona neden olur bu da okluzyona katılamamış genç daimî dişin çürüğe yatkınlığını artırır (37). Aynı zamanda, küçük yaşlardaki ağız bakım yetersizliği, çocuk ve ebeveyn tarafından ulaşılabilirliğinin güç olması, ebeveyn tarafından süt dişi zannedilmesi ve posterior bölgede tükürüğün temizlenebilirliğinin az olması gibi nedenler bu dişleri çürüğe duyarlı hale getirmektedir (38).

Sürekli dişlenmede çürüğe en yatkın diş yüzeyleri sırasıyla birinci ve ikinci büyükazı dişlerinin pit ve fissürleri ile birinci büyükazı dişlerinin bukkal ve palatinal pitleri olduğu bilinmektedir. Literatürde birinci büyükazı daimî dişler, en fazla diş çürüğünün görüldüğü ve en sık restoratif tedavi ihtiyacının duyulduğu dişler olarak bildirilmektedir. Bu durum, çocukların henüz fırçalama alışkanlığını tam kazanamamış olmaları, derin pit ve fissür morfolojisine sahip olmaları, ebeveynlerin daimî birinci büyükazı dişini süt dişi zannetmeleri ve gereken önemi vermemeleri gibi faktörlere bağlı olarak çürük ataklarına erken maruz kalmalarıyla ilişkilendirilmektedir. Uzun süre kalan ağız içerisinde kalan bu dişlerin restorasyonlarının kırılması veya düşmesi durumunda ilerleyen zamanlarda dişte tekrarlayan çürükler, diş kökünde enfeksiyonlar ve erken diş kayıpları görülebilmektedir (39).

Daimî posterior dişlere çiğneme hareketlerinde ve vertikal yüz yüksekliğinin korunmasında önemli görevler düşmektedir. Bu dişler, çene travmalarında ve ortodontik tedavilerde, oklüzyonun fonksiyon ve dengesinin sağlanmasında görevlidir. Ayrıca daimî birinci büyük azı dişler kendisinden sonra sürecek olan dişlere de rehberlik ederler. Bu dişler diş kavsinde kilit olarak kabul edilmekte ve ortodontik tedavilerde ankraj diş olarak kullanılmaktadır. Dolayısıyla, bu dişlerin restorasyonlarının sağlam ve uzun ömürlü olması son derecede önemlidir (40,41).

Aşırı madde kaybına uğramış posterior grup dişlerin fonksiyonlarını uzun süre devam ettirebilmesi, restoratif tedavideki başarıyla mümkündür. Fonksiyon fonasyon estetiğin geri kazandırılması oldukça önemlidir (8). İdeal bir restoratif materyalden okluzal kuvvetlere karşı dayanıklı olması, tükürükten etkilenmemesi, zaman içerisinde boyutsal değişime uğramaması, kavite kenarlarına uyum sağlaması, ağız içi dokulara biyouyumlu olması, kolay uygulanabilmesi gibi özelliklere sahip olması beklenmektedir (42). Uzun yıllar boyunca posterior dişlerde restoratif materyal olarak amalgam kullanılmıştır. Amalgam konservatif bir materyal değildir. Uygulanması için kavite hazırlığının olması gerekmektedir. Bu durum diş dokusundan aşırı madde kaldırılmasına neden olmaktadır. Ayrıca son zamanlarda ön bölgede istenilen estetik beklentilerin posterior bölgede de artması ile beraber restoratif materyal olarak kompozit rezinler, seramikler, çeşitli hibrit materyaller kullanılmaya başlanmıştır (43).

3.5. Kompozit Rezinler

Kompozitler birbirinden farklı özelliklere sahip olan iki veya daha fazla farklı materyalin belirgin fazlar oluşturacak biçimde birleştirilmesiyle oluşan ürünlerdir. Bu birleşimdeki amaç, kompozit rezini meydana getiren her bir kısmın tek başına sahip olamayacakları özellikleri taşıyan yeni bir materyal oluşturmaktır (44,45). Kompozit rezinler biyolojik uyumları, estetik olmaları, dişe adezyon ve uyumları nedeniyle diş hekimliğinde sıklıkla kullanılırlar (46,47).

Kompozit rezinlerin kimyasal yapısı üç kısımdan oluşur: Organik polimer matriks fazı (taşıyıcı faz), ara faz (silan faz) ve inorganik faz (dağılan faz) (48).

- *Organik Polimer Matriks Fazı (Taşıyıcı Faz)*

Kompozit rezinlerin kimyasal olarak aktif olan kısmıdır. Kompozit rezinlerin polimerizasyon derecesini ve klinik performansını etkilerler. Organik polimer matriks yapısı; monomerler, ko-monomerler, polimerizasyon başlatıcılar, inhibitörler, stabilizörler, hızlandırıcı sistem ve ultraviyole ışınlarını absorbe eden ajanlar içermektedir (49,50).

Monomerler, restoratif materyalin akışkanlık özelliğinden sorumludur. Monomerler içerisinde çoğunlukla; glisil dimetakrilatın ve bisfenol A'nın birleşmesi ile meydana gelen çift fonksiyonlu Bis-GMA (bisfenol glisidil metakrilat) monomeri kullanılsa da son zamanlarda bazı kompozit rezinlerde Bis-GMA'dan daha iyi adezyon sağlayan ve renk değişikliğine daha dirençli olan UDMA (üretan dimetakrilat) kullanılmaktadır. Yüksek moleküler ağırlıklarından ötürü oldukça visköz yapıda olan bu iki monomer, düşük viskoziteli başka komonomer olan TEGDMA (tri-etilen glisil dimetakrilat) ya da MMA (metil metakrilat), EGDMA (etilen glisil dimetakrilat) ile seyreltilirler (51). TEGDMA, Bis-GMA'ya benzer şekilde iki ucunda da reaktif çift bağlara sahiptir fakat çift bağlarının daha kısa ve esnek olması, büzülmesini %15 gibi bir orana yükseltmektedir. Bu sebeple Bis-GMA'yla kullanıldığında vizkozitesi kontrol edilebilen ve büzülmesi %3-5 arasında değişen bir rezin oluşmaktadır (52). Kompozit rezinlere TEGDMA ilavesiyle beraber restorasyonun marjinal dayanıklılığı ve esnekliğinde artmaya karşılık bu oran arttıkça polimerizasyon büzülmesi de artmaktadır. Bu durum restorasyonda hacimsel büzülmeye bağlı olarak restorasyonda büzülme stresleri oluşturarak restorasyon dayanıklılığını azaltmaktadır. Organik polimer matriks fazı, kompozit rezinin en zayıf, aşınma direncinin en düşük olduğu fazdır ve su emilimine sebep olabileceğinden ötürü restorasyonlar renklenebilir. Bu nedenle, üreticiler kompozit rezin yapısının matriks içeriğini azaltıp doldurucu içeriğini arttırarak daha dayanıklı kompozit rezinler meydana getirmeyi amaçlamaktadırlar (53).

- *Ara Faz (Silan Faz)*

Kompozit rezinlerin yeterli mekanik özelliklerinin olabilmesi ve kimyasal yapısının devamlılığını sağlamak için organik ve inorganik fazdaki doldurucu

partiküllerin birbirine iyi bağlanması gerekmektedir (54). Bu bağlantıyı sağlayan ajanlar silikon ve metan kelimelerinden meydana gelen silan olarak adlandırılmaktadır. Silanizasyon olarak da adlandırılan bu bağlanma işlemi, organosilan bileşikleri aracılığıyla gerçekleştirilmektedir (55). Silanlar iki fonksiyonlu moleküllerdir; organik matriksteki metakrilat grubu ile kovalent bağlar oluştururken, doldurucu partiküllerin yüzeyindeki hidroksil gruplarına bağlanmaktadır ve suya dirençli materyallerin oluşumuna katkıda bulunurlar. Bu ajanlar kompozit rezinlerin hem fiziksel hem mekanik özelliklerini geliştirmeye yardım olurlar (55,56).

- İnorganik Faz (Dağılan faz)

Kompozit rezinlerdeki en zayıf faz olan organik polimer matrikse, kompozit rezinin fiziksel ve kimyasal özelliklerini geliştirmek için inorganik doldurucular eklenmektedir. Bu nedenle çeşitli şekil ve boyutta kimyasal birleşimden meydana gelen doldurucular kullanılmaktadır. İnorganik doldurucular; cam partiküller, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, kuartz (kristalin silika), baryum, çinko, yitrium cam, hidroksiapatit, borosilikat cam içermektedir. İnorganik doldurucuların yapısına stronsiyum, çinko, baryum ve silisyum gibi elementlerin eklenmesiyle radyopak görüntü sağlayan ve aşınmaya karşı dirençli kompozit rezinler elde edilmiştir (56). Kompozit rezin içerisine konulan doldurucunun türü, hacmi, boyutu ve dağılımı rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini düzenlemede görev alan en önemli faktörlerdendir (44,57,58).

3.5.1. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması

Kompozit rezinler, inorganik doldurucu partikül büyüklüğü ve yüzdesi, viskozitesi ve polimerizasyon şekli gibi birçok etkene göre sınıflandırılabilirler. Gelişen teknoloji ile birlikte üretilen kompozit rezinler için tek bir sınıflama yapmak bu durumda mümkün değildir. Üretildikleri ilk günden bugüne kadar kompozit rezinlerin monomer yapısında ve doldurucu içeriğinde fiziksel ve kimyasal özelliklerini geliştirmek için değişiklikler yapılmıştır (59,60).

3.5.1.1. Doldurucu büyüklüğüne göre kompozit rezinler

3.5.1.1.1. Megafil kompozit rezinler

Megafil kompozit rezinlerde doldurucu partikül büyüklüğü 50-100 µm arasındadır ve içlerinde insert olarak adlandırılan cam doldurucular bulunur. Megafil kompozitlerin, aşınmanın çok olduğu bölgelerde kullanımı önerilmektedir (61).

3.5.1.1.2. Makrofil kompozit rezinler

Makrofil kompozit rezinlerde doldurucu partiküllerin büyüklüğü 10-100 µm arasındadır. Geleneksel kompozit olarak adlandırılmaktadırlar. Makrofil kompozitler küresel veya düzensiz biçimli doldurucu partiküller içermektedir. İnorganik doldurucu olarak cam veya kuartz partikülleri kullanılan bu kompozitler ağırlık olarak %70-80, hacim olarak %55-70 oranında inorganik içeriğine sahiptir. Kırılma dirençleri çok yüksektir ancak partikül büyüklüklerine bağlı olarak, aşınma dirençleri düşük olup çiğneme kuvvetlerinin fazla olduğu posterior dişlerde kullanımı uygun değildir (61–63). Partikül büyüklüğüne bağlı olarak bu rezinlerde polisaj işlemleri zordur ve bunun beraberinde pürüzlü bir restorasyon yüzeyi elde edildiğinden zaman içerisinde plak birikimi ve renk değişimi meydana gelmektedir (64,65).

3.5.1.1.3. Midifil kompozit rezinler

Midifil kompozit rezinlerde doldurucu partikül büyüklüğü 1-10 µm arasındadır. Midifil kompozit rezinler, makrofil kompozit rezinler gibi geleneksel kompozitler olarak adlandırılmaktadır. Makrofil kompozit rezinlerle kıyaslandığında daha iyi cilalanabilmesine bağlı olarak daha pürüzsüz restorasyonlar oluşturulabilseler dahi benzer dezavantajlara sahip oldukları için tercih edilmemektedirler (66,67).

3.5.1.1.4. Minifil kompozit rezinler

Minifil kompozit rezinlerde doldurucu partikül büyüklüğü 0,1-1 µm arasındadır. Doldurucu içeriği ağırlıkça %75-85 arasında değişmektedir (56). Partikül boyutlarının

azalması bu kompozitlere iyi bir cilalanabilme özelliği katmıştır. Estetik beklentinin çok olduğu ön grup dişlerde kullanımı uygundur. Ayrıca dayanıklı olmalarından dolayı sınıf II ve sınıf IV kavite restorasyonlarında kullanılmaktadır (64).

3.5.1.1.5. Mikrofil kompozit rezinler

Mikrofil kompozit rezinlerde doldurucu partikül büyüklüğü 0,01-0,1 µm arasındadır ve 1970'lerin sonunda üretilmiştir. Mikrofil kompozit rezinlerin inorganik doldurucu içeriği ağırlıkça %35-%50, hacimce %40-50 arasında değişiklik göstermektedir. Partikül boyutunun oldukça küçülmesi bu kompozitlerin cilalanabilirliğini diğer kompozitlere göre arttırmaktadır. Estetik özelliklerinin iyi olması sebebiyle bu kompozitler ön grup restorasyonlarda tercih edilmektedir (44,68).

3.5.1.1.6. Hibrit kompozit rezinler

Hibrit kompozit rezinler çeşitli boyutlarda doldurucu içermektedirler. Hibrit kompozit rezinler geleneksel kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik avantajlarıyla, mikrofil kompozit rezinlerin gelişmiş yüzey düzgünlüğü özelliklerinden yararlanmak amacıyla farklı tip doldurucunun karıştırılmasıyla üretilmişlerdir (69). Hibrit kompozit rezinler ortalama 15-20 µm büyüklüğüne sahip doldurucu partiküller ve az miktarda da 0,01– 0,05 µm boyutlarında koloidal silikadan oluşan doldurucu partiküllerden meydana gelmektedirler (70). İnorganik doldurucu miktarı ağırlıkça %75-85 arasındadır (69). İnorganik partikül büyüklükleri makrofil kompozit rezinlerden daha küçük ve partikül miktarı mikrofil kompozit rezinlerden daha fazladır. Bu nedenle her iki kompozit rezinden daha iyi mekanik özelliklere sahiptirler. Hibrit kompozit rezin türünün belirlenmesinde büyük partikülün adı kullanılmaktadır (57,71,72). Küçük partiküller karışımın ikinci komponentini meydana getirmektedirler (69). İyi cilalanabilme özellikleri ve farklı renk seçeneklerine sahiptirler. Bu özelliklerinden dolayı, hibrit kompozit rezinlerle yapılan restorasyonlarda iyi estetik sonuçlar gözlenmektedir. Bununla birlikte, aşınma miktarının düşük olması, polimerizasyon büzülmesinin az olması ve su emilimlerinin düşük olması gibi avantajları da bulunmaktadır (73).

3.5.1.1.7. Nanofil ve nanohibrit kompozit rezinler

Diş hekimliğinde nanoteknolojinin kullanılmasıyla beraber nanopartikül içeren nanodolduruculu kompozit rezinler üretilmiştir. Nanofil kompozit rezinlerin inorganik doldurucu büyüklüğü 0,001-0,01 µm arasındadır. Bu kompozit rezinler üstün estetik ve fiziksel özellikler göstermektedirler (74).

Nanopartikül içeren kompozit rezinlerin şekillendirilmesinin kolay olması ile beraber dayanımları ve aşınmaya karşı dirençleri oldukça yüksektir. Benzer özellik gösteren mikrofil kompozitlere göre estetik üstünlükleri daha iyidir (75). Nanofil kompozit rezinlerin organik yapısı diğer kompozit rezinlere yakın olmasına karşın asıl farklılık inorganik yapıyı meydana getiren partiküllerin iki kısımdan oluşmasıdır. Bunlar; silika nanodoldurucular (nanomer) ve nanomer grupları (nano cluster) dır. Nanomer yapısı kümeleşmiş doldurucu partikülleri ifade etmektedir. Nanomer grupları, 50 nm'den küçük nanomerlerin gevşek bağlarla bir araya gelmesi ile meydana gelen yapılardır (48).

Nanofil kompozit rezinlerin partikül büyüklükleri nano düzeyde oldukça küçük olduklarından dolayı doldurucu miktarı fazladır. Bu özelliğinden dolayı bitirme ve polisaj işlemleri daha düzgün ve estetik olmaktadır. Ayrıca doldurucu boyutunun küçük ve miktarının fazla olması nanofil kompozit rezinlerin dayanıklılığını arttırmaktadır. Polimerizasyon büzülmeleri düşük ve aşınmaya karşı dirençleri yüksektir (76,77). Diğer kompozit rezinlere göre fiziksel ve mekanik özellikleri geliştirilmiştir. Ön grup dişlerde üstün estetik özelliklere sahip olmalarından dolayı, arka grup dişlerde de yüksek dayanıklılıklarından dolayı kullanımlara olanak sağlamaktadırlar (75,76,78).

Günümüzde partikül büyüklüğü 0,001 mikron düzeyine kadar düşürülmüş ve bu doldurucu büyüklüğünde nano-dolduruculu kompozit rezinler üretilmiştir. Bu tür kompozit rezinler yapısal özelliklerinden dolayı çoğunlukla ön grup restorasyonlar için önerilir, nano-hibrit yapıda yeni üretimi yapılan kompozit rezinler hem ön hem de arka grup restorasyonlarda kullanılabilmektedir (75,79).

3.5.1.2. Viskozitesine göre kompozit rezinler

3.5.1.2.1. Kondanse olabilen (tepilebilir) kompozit rezinler

Kondanse edilebilirlik, basınç altında maddenin hacminde meydana gelen değişikliği ifade eder (80). Yoğunlukları ve manipölasyonları açısından amalgama benzerdirler. Kondanse olabilen kompozitler, polimerize olmamış kompozit rezinin direncini ve sertliğini arttırmak amacıyla üretilmiştir. İnorganik doldurucu partiküllerin dağılım ve miktarlarının modifikasyonu ile geliştirilmiştir (81). Viskozitelerinin yüksek olması restorasyon esnasında kompozit rezinin el aletlerine yapışma özelliğini azaltmaktadır (69). Bu kompozitler tepilebilir olduklarından okluzal morfolojinin iyi bir şekilde işlenebilmesini ve sınıf II kavitelerde kontakt noktalarının ideale yakın oluşturulmasını sağlamaktadırlar (82). Hibrit ve mikrofil kompozit rezinlerle kıyaslandığında daha büyük ve daha fazla miktarda inorganik doldurucu partikül içermektedir. Bu nedenle aşınmaya karşı daha dirençlidirler ve buna bağlı olarak çiğneme kuvvetlerinin yoğun olduğu arka grup dişlerde kullanılmaları uygundur (83).

3.5.1.2.2. Akışkan kompozit rezinler

Kavite şeklinin her zaman ideal hazırlanamadığı adeziv kavite preparasyonlarında, polimerizasyon büzülmesini engellemek ve stres kırıcı bir bariyer oluşturmak için akışkan kompozitler geliştirilmiştir. Akışkan kompozitler, kavite duvarlarına daha iyi adapte olabilecek kompozit rezinlere ihtiyaç duyulması sonucu 1996 yılında piyasaya sürülmüştür. Akışkan kompozit rezinlerin doldurucu içeriği azaltılarak viskoziteleri azaltılmış ve buna bağlı olarak akışkanlıkları artmıştır. Doldurucu partiküller hacim olarak %37-53 arasında değişiklik göstermektedir (82,84). Akışkan kompozit rezinler düşük viskozitelerine bağlı kavite içerisine kolay bir şekilde direkt uygulanabilmesine olanak tanıyan şırınga formunda üretilmektedirler (85). Restorasyon sırasında bu formda kullanılmaları tabakalar arasında hava kabarcığı kalma riskini en aza indirmektedir. Ancak doldurucu oranının az olmasına bağlı olarak polimerizasyon büzülmeleri fazladır ve mekanik özellikleri zayıflamıştır (50,64).

3.5.1.3. Polimerizasyon şekline göre kompozit rezinler

3.5.1.3.1. Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler

‘Otopolimerizan kompozit rezinler’ veya ‘self-cure kompozit rezinler’ şeklinde adlandırılan kendiliğinden sertleşen kimyasal bir yapıya sahiplerdir (86). İlk üretilen kompozit rezinlerdir. Polimerizasyon işlemi kimyasal olarak başlamaktadır. Baz ve katalizörden oluşan iki pat şeklinde bulunmaktadır. Patlardan birisi polimerizasyon başlatıcı olarak benzoil peroksit diğeryse polimerizasyonu hızlandırmak amacıyla aktivatör olarak görev alan aromatik bir tersiyer amin (N, N-dimethyl-p-toluidine) içermektedir (81).

Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler; hekimin çalışma zamanının kısıtlı olması, patların karıştırılması sırasında hava kabarcıklarının kalması, reaksiyona giremeyen artık ürünlerden dolayı uzun dönemde oksidasyona bağlı renklenmelerin görülmesi, kalın tabakalar halinde yerleştirilmesi sonucu polimerizasyon büzülmelerinin fazla olması gibi birçok dezavantaja sahiptirler. Bu nedenle ışıkla polimerize olan kompozit rezinler geliştirilmiştir (87,88).

3.5.1.3.2. Ultraviyole (UV) ışık ile polimerize olan kompozit rezinler

Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinlere alternatif olarak 1970’li yıllarda UV ışık ile aktive olan kompozit rezinler üretilmiştir. Bu kompozit rezinler UV ışığı ile polimerizasyonu sağlayan bir fotobaşlatıcı olan benzoin metil eter içermektedirler. Ancak polimerizasyon derinliğinin yetersiz olması ve UV ışığın biyolojik dokulardaki olumsuz etkileri nedeniyle görünür ışık ile polimerizasyon gündeme gelmiştir (70,73,89).

3.5.1.3.3. Görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinler

Tek pat şeklinde üretilen kompozit rezinlerin polimerizasyonu için ilk olarak UV ışığı kullanılmıştır. Ancak UV ışığının hasta ve hekime zararlı etkileri olabileceği düşüncesiyle UV ışığı kullanımı bırakılmış ve bu amaçla 1980’lerde, alternatif olarak

420-470 nm dalga boyunda görünür mavi ışık kullanılmaya başlanmıştır. Polimerizasyon başlatıcı olarak mavi ışığa duyarlı olan kamforakinon kullanılmaktadır (90,91).

Görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinlerin çalışma zamanı diş hekimi tarafından kontrol edilebilmektedir (92). Ayrıca bu kompozit rezinlerin; tek pat halinde olup ekstra karıştırma işlemine gerek olmaması, inkremental tekniğin uygulanmasına izin vermesi ile daha az polimerizasyon büzülmesi göstermesi gibi avantajları mevcuttur (93). Bununla birlikte, polimerizasyon sırasında ışık kaynağının kompozit rezinin her bölgesine ulaşmadığı durumlarda istenilen polimerizasyon derinliği sağlanamadığı için artık monomer kalma riski vardır (92).

3.5.1.3.4. Lazer ışığıyla polimerize olan kompozit rezinler

Lazerler, diş hekimliğinde uzun yıllardır farklı amaçlarla kullanılmaktadır (94). Kompozit rezinlerde polimerizasyon başlaması için 400-500 nm dalga boyunda ışık spektrumuna ihtiyaç vardır. Bu konuda 488 nm dalga boyuna sahip olan Argon lazerler ile polimerizasyonun sağlanması için çalışmalar yapılmıştır (95). Yapılan çalışmalar sonucunda, Argon lazerlerin daha büyük kompozit rezin kütlelerinin polimerizasyonunu sağladığı gözlenmiştir. Ayrıca polimerizasyonu bu şekilde elde edilen kompozitlerde sıkışma-gerilme dirençlerinin, elastisite modüllerinin ve aşınma dirençlerinin arttığı gösterilmiştir (96). Polimerizasyon için görünür ışık kullanıldığında 2 mm kalınlıkta kompozit rezin kullanılırken, Argon lazer kullanıldığında 3-4 mm kalınlığa sahip kompozit rezin polimerize olabilmektedir. Argon lazer cihazlarının boyutları büyük ve taşınması zordur. Ayrıca bu cihazlar çok pahalı olmaları nedeniyle yaygın bir şekilde kullanılamamaktadırlar (94).

3.5.1.3.5. Hem kimyasal olarak hem de görünür ışıkla polimerize olan (dual-cure) kompozit rezinler

Dual-cure kompozit rezinler hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olabilme özelliğine sahiptirler. Görünür ışık ile polimerizasyon yönteminde, yeterli polimerizasyon derinliğinin sağlanamaması bu kompozit rezinlerin geliştirilmesini

sağlamıştır (44,97). Katalizör ve baz (aktivatör) olmak üzere iki patın karıştırılması ile oluşmaktadırlar. Bu kompozit rezinlerin baz patı görünür ışık aktivasyonu amacıyla kamforokinon içerirken, kimyasal polimerizasyon amacıyla da bir amin yardımcı başlatıcısı içermektedirler (81). Bu kompozitlerde polimerizasyon görünür ışık aktivasyonu ile başlayıp kimyasal şekilde devam etmektedir. Kimyasal polimerizasyon reaksiyonu, bu iki patın karıştırılmasıyla başlamaktadır ve kimyasal polimerizasyon sırasında herhangi bir zamanda bu kompozit rezin ışık ile sertleştirilebilmektedir. Dual-cure kompozit rezinlerin ışıkla polimerizasyonu başlatan bileşeni, başlangıçta kompozit rezinin üst kısmında hızlı bir şekilde sertleşmesini sağlayarak restorasyonun stabilizasyonunu sağlamaktadır. Kimyasal polimerizasyon hızı yavaştır. Işığın yetersiz kaldığı kompozit rezinin derin katmanlarının polimerizasyonu devam ettirmektedir. Polimerizasyonunun zor olduğu düşünülen derin kavitelerde, girişin zor olduğu interproksimal bölgelerde, zirkon altyapılı porselenlerde, fiber postlarda simantasyon materyali şeklinde kullanılmaktadırlar (98).

3.5.1.4. Güncel kompozit rezinler

3.5.1.4.1. Ormoserler

Kimya alanında uzun zamandır bilinen organik-modifikasyonlu-seramikler (ormoser), 1998 yılından beri restoratif diş hekimliğinde kullanılmaktadır (99). Ormosil olarak da adlandırılan bu materyaller, kompozit rezinlerde polimerizasyon büzülmesi nedeniyle meydana gelen olumsuzlukları ortadan kaldırmak için üretilmişlerdir (99,100). Üretan ve tioeter oligo metakrilat alkoksi silan birleşiminden meydana gelen inorganik-organik kopolimerlerden oluşmaktadırlar (101). Ormoserler; polimerizasyon büzölmelerinin az olması, aşınma dirençlerinin artması, diş dokusuna iyi adezyon sağlamaları, biyouyumlu olmaları, estetik özelliklerinin iyi olması, manipölasyonunun kolay olması gibi birçok avantajlara sahiptirler (48).

3.5.1.4.2. Giomerler

Diş hekimliğinde ideal restoratif materyal bulma arayışları günümüzde de devam etmektedir. Minimal invaziv diş hekimliğine olan ilginin artmasıyla adeziv özellikte,

flor salabilen, mekanik ve estetik özellikleri ile doğal diş dokusuna benzer materyal arayışları artmıştır. Cam iyonomer simanların flor salımı ve kompozit rezinlerin estetik özellikleri birleştirilerek giomerler geliştirilmiştir. Kısacası giomerler önceden reaksiyona girmiş cam iyonomer dolgulu kompozitlerdir (102).

3.5.1.4.3. Siloranlar

Kompozit rezinlerdeki polimerizasyon büzülmesine bağlı meydana gelen dezavantajları azaltmak amacıyla 2007 yılında üretilen siloranlar; oksiran ve siloksan monomerlerin birleşimiyle meydana gelmektedir. Siloranlar, metakrilat esaslı kompozit rezinlerle kıyaslandığında daha düşük polimerizasyon büzülmesine ve daha yüksek dayanıklılığa sahiptirler. Siloranlarda; siloksan monomeri kompozit rezine daha hidrofobik bir özellik sağlayarak suda çözünürlüklerini azaltmaktadır, oksiran monomeri sayesinde polimerizasyon büzülmesi daha az görülmektedir (99,103,104).

3.5.1.4.4. İyon salabilen kompozit rezinler

Kompozit rezinlerdeki güncel gelişmelerle birlikte restoratif diş hekimliğindeki bir yenilik de iyon salabilen kompozit rezinlerin piyasaya sürülmesidir. Kompozit rezinlerin içerisine katılan flor, kalsiyum, hidroksil gibi iyonlar pH değişikliğine bağlı olarak restorasyon yüzeyinden salınabilmektedir. Yapılan güncel çalışmalarda kompozit rezinin yapısının bu iyon salınımına kısıtlı ölçüde izin verdiği ve kısa ömürlü olduğu görülmüştür (99).

3.5.1.4.5. Antibakteriyel kompozit rezinler

Güncel kompozit rezin materyallerden bir diğeri antibakteriyel kompozit rezinlerdir. Bu amaçla kompozitler içerisine klorheksidin, flor, çinko oksit nano tanecikleri, dörtlü amonyum polietilenimin nano-tanecikleri ve 12-metakriloiloksi dodesil pirinidyum bromid (MDPB) monomeri gibi antibakteriyel ve remineralize edici ajanlar eklenmiştir (105–107). Klorheksidin, restorasyon materyalinden salınarak etki gösterirken, MDPB monomeri matriks içinde sabit kalarak antibakteriyel

aktivite sağlamaktadır. MDPB'nin klorheksidin gibi salınım özelliği yoktur, ancak bakteri üremesi ve bakteriyel plak birikimine önleyici etkisi vardır (108,109).

3.5.1.4.6. Self adeziv kompozit rezinler

2009 yılından bu yana kullanılan self adeziv kompozit rezinler, düşük vizkoziteli olup adeziv sistem kullanımı gerektirmezler ve diş dokularına kendiliğinden bağlanabilirler. Bu kompozit rezinlerin kullanım alanı; küçük sınıf I okluzal kaviterler, pit ve fissür çürüklerinde, sınıf II kaviterlerde liner şeklinde ve braketlerin yapıştırılması olarak sıralanabilir (99,110).

Self adeziv kompozitler, yapılarında gliserol-fosfatdemetakrilat (GPDM), karboksilik metakrilat (4- MET) gibi asidik monomerler içermektedir. Bu monomerler diş yapısının asitle pürüzlendirilmesini, smear tabakasının modifiye edilerek hibrit tabaka oluşmasını sağlarlar (111).

3.5.1.4.7. Bulk fill kompozit rezinler

Diş hekimliğinde hasta ve hekim tarafından estetik beklentilerin artması adeziv sistemlerdeki gelişmelerle beraber kompozit rezinlerin kullanımı giderek artmıştır. Derin kavitelerde kompozit rezinlerde meydana gelen polimerizasyon büzülmesini en aza indirmek, inkremental teknik sırasında meydana gelen problemlerin üstesinden gelebilmek için 4-5 mm'ye kadar polimerizasyonu sağlanabilen bulk fill kompozit rezinler üretilmiştir. Bu kompozit rezinlerin büyük hacimler şeklinde uygulanabilmeleri çalışma sürelerini en aza indirmektedir (112). Bulk fill kompozit rezinler yüksek ışık geçirgenlikleri ve içerisindeki fotobaşlatıcılar sayesinde daha derin polimerizasyon sağlamaktadırlar. Bulk fill kompozit rezinler, uygulama kolaylığı, tabakalar arasında boşluk kalma riskinin az olması, yüzey özelliklerinin klinik kullanıma uygun olması, iyi kenar uyumları, okluzal kuvvetlere karşı aşınma direncinin iyi olması gibi avantajlara da sahiptirler (113,114).

Bulk fill kompozit rezinler yoğunluklarına göre; düşük vizkoziteli (base bulk fill) ve yüksek vizkoziteli (full body bulk fill) bulk fill kompozit rezin olmak üzere ikiye

ayrılmaktadır. Düşük vizkoziteli bulk fill kompozitler, doldurucu oranları düşük olduğundan dolayı daha düşük yüzey sertliği, düşük aşınma direnci, yetersiz mekanik özellikler ve yüksek su emilimine sahiptir. Bu nedenle, kaide materyali olarak kullanılırlar. Düşük dirençli olmalarından dolayı üzerlerinin daha dirençli bir kompozit rezin ile örtülenmesi gerekmektedir. Kaviteye yerleştirilmesini kolaylaştıran şırınga veya kapsül şeklinde uygulama uçlarına sahiptirler (115). Bu kompozitler, bulk fill kompozit rezinlerin tabakalama yöntemine ihtiyaç duyulmaması avantajını sınırlamaktadırlar. Ancak, kondensasyon gerektirmedikleri için çalışma süresi kısaltmaktadır. Yüksek vizkoziteli bulk fill kompozitler daha fazla doldurucu miktarı içermektedir. Doldurucu oranları yüksek olduğundan dolayı daha iyi mekanik özelliklere ve dirençli yüzey özelliklerine sahiptirler. Yüksek vizkoziteli bulk fill kompozit rezinler geleneksel bir kompozit rezin ile örtülenmesine ihtiyaç duymazlar ve posterior kavitelerde tek başlarına daimî restorasyon dolgu materyali olarak kullanılmaktadır (113,115).

Bulk fill kompozit rezinlerde polimerizasyon derinliğini arttırmak için birçok yöntem geliştirilmiştir. Doldurucu oranlarının azaltılması, translusensi özelliklerinin artırılması, fotobaşlatıcı olarak kamforokinon ve başlatıcı olarak tersiyer amin kullanılması bu yöntemler arasında bulunmaktadır. Yiterbiyum triflorid, baryum alüminyum silikat cam, zirkonyum silika partiküller gibi translusent doldurucu partikül oranını artırma yöntemi ile polimerizasyon derinliği arttırılmaktadır (116–118).

Bu kompozit rezinler, okluzal streslerin yoğun olduğu bölgelerde sıklıkla tercih edildikleri için yeterli mekanik özelliklere sahip olmakla beraber polimerizasyon derinliklerinin arttırılması için de doldurucu partikül oranları düşürülmüştür. Ayrıca translusensi artışı estetik beklentinin ön planda olduğu anterior bölgede kullanımlarını kısıtlamaktadır. Bunlara rağmen daha az teknik hassasiyet gerektirmesi, hekim tarafından daha az çalışma zamanı, tabakalama yönteminde tabakalar arası boşluk ve kontaminasyon riskinin elimine edilmesi gibi birçok avantaja sahiptirler (115).

3.6. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Resinler (FGKR)

Fiberler; otobüs, tekne, spor aletleri, roket motorları, uçak yapımı gibi endüstrinin birçok dalında uzun yıllardan beri materyallerin güçlendirilmesinde kullanılmaktadır. Ayrıca fiberler, bitkilerin hücre duvarlarında selülozik fiber şeklinde doğada farklı şekillerde karşımıza çıkmaktadır. Bitki hücre duvarlarına esneklik ve dayanıklılık sağlarlar. Bununla birlikte, suda yaşayan bazı canlılarda ve denizkestanelerinin dikenlerinde fiberlerin varlığı saptanmıştır. Fiberlerin; esneklik, sertlik, basınca karşı direnç gibi mekanik özelliklerinin geliştirilmiş, özgül ağırlıklarının düşük ve yapılarının translusent olması ile birlikte korozyona uğramamaları ve iyi adezyon gösterebilmeleri gibi özellikleri endüstri alanında kullanımının yanında diş hekimliğinde de kullanımını sağlamaktadır (119).

Fiberler 1960'lı yıllarda diş hekimliğinde ilk kez, akrilik rezinlerin boyutsal stabilitesi ile ilgili sorunları gidermek, mekanik özelliklerini geliştirmek ve metal destekli porselen protezlerin olumsuz özelliklerine çözüm amacıyla kullanılmıştır (120,121). Günümüzde ise bu kullanım alanlarına ek olarak fiberler, çoğunlukla indirekt adeziv restorasyonlar, periodontal splint, sabit köprü sistemleri, implant üstü protez, endodontik post ve çocuk diş hekimliğinde sabit yer tutucu yapımında kullanılmaktadır (122).

Fiberler; iki veya daha fazla kompozit bileşen içeren, uzunluğu çapından 100 kat daha fazla olup; silindirik, ince ve esnek lifli bir yapıya sahiptir. Diş hekimliğinde FGKR'in yapısı ise temel olarak kompozit rezinlere benzerdir. Kompozit rezinler gibi organik matriks ve inorganik doldurucu fazdan oluşan iki yapının birleşiminden meydana gelirler. Organik matriks; PMMA, Bis-GMA, UDMA, TEGDMA içerirken; inorganik doldurucu fazını ise, organik matriks yapısına eklenen farklı boy, çap, yapı ve doğrultuda yerleştirilen fiberler oluşturmaktadır. Matriks içindeki fiberler, adeziv bir ara yüzeyle rezine bağlanırlar. Matriks ve fiber arasındaki ara yüzey, yükün kompozit rezinden fiberlere iletilmesinde önemli rol oynar. Güçlendirici yapı olan fiberler, dayanıklılık ve sertlik sağlar. Matriks yapı ise; fiberleri bir arada tutan, kuvvetleri fiberlere dağıtan ve fiberleri çevresel etkilerden koruyan yapıdır (123).

Diş hekimliğinde kullanılan fiberler; fiberin tipi, fiberin oryantasyonu, fiberin doyurulma işleminin önceden yapılıp yapılmamasına göre sınıflandırılmaktadır.

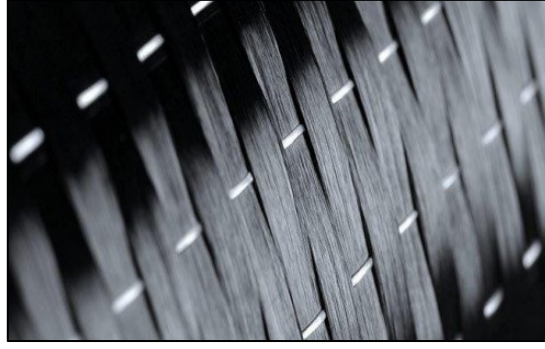
- Fiberin tipine göre: Karbon-grafit fiberler, Aramid fiberler, Cam fiberler, Polietilen fiberler.
- Fiberin oryantasyonuna göre: Tek yönlü paralel fiberler (Anizotropik: Tek yönde güçlendirme), Çift yönlü sürekli fiberler (Ortotropik: İki yönde güçlendirme), Kısaparaçacık fiberler (İzotropik: Tüm yönlerde güçlendirme).
- Fiberin monomer ile infiltrasyonunun önceden yapılıp yapılmamasına göre: Preinfiltre fiberler, Non-preinfiltre fiberler (124,125).

3.6.1. Tipine göre fiberler

3.6.1.1. Karbon-grafit fiberler

Karbon-grafit fiberler; ilk olarak 1900'lerin sonlarına doğru Edison tarafından bambu çubuklarının karbonizasyonu ile elde edilmiş olup sentetik olarak ise poliakrilonitrilden elde edilirler. Karbon fiberler, ince tabakalardan oluşmuş grafitlerin birbiri içerisinde dağılmalarından oluşmuşlardır. Diş hekimliğinde ilk kez 1971 yılında Schreiber tarafından akrilik rezinleri güçlendirmek için kullanılmışlardır. Siyah renktedirler (Şekil 1). Bu nedenle protezlerin posterior ve lingual görünmeyen kısımlarında kullanılabilirler (126).

Karbon fiberlerle ilgili yapılan çalışmaların sonucunda; karsinogenik ve sitotoksik etkileri olmadığı bildirilmiştir. Günümüzde diş hekimliğinde karbon fiberlerin, koyu renkli olması ve estetik problemleri nedeniyle kullanımları sınırlı kalmıştır (127).



Şekil 1. Karbon fiber (128)

3.6.1.2. Aramid fiberler

Aramid fiberler; aromatik poliamid fiberler için kullanılan isimdir (129). Poliparafenilen terftalamid aramid yapısına sahip olan aramid fiberler, sentetik-organik bileşiklerdir (130). Aramid fiberler, %85 oranında amid bağlantısı ile direkt olarak iki aromatik halkaya bağlanan uzun bir zincirden oluşur (131). Aramid fiberler, ilk defa DuPont tarafından Kevlar adıyla üretilmiştir (132). Bu fiberlerin elastisite modülü yüksek ve yoğunluğu düşüktür. Ayrıca mikrofibril yapılarından dolayı sıkışma ve bükülme kuvvetlerine karşı diğer fiberlerle kıyaslandığında daha dayanıksızdır (133). Aramid fiberler cam fiberlere göre yirmi kat daha esnektirler. Bununla birlikte, ısı iletim katsayısı ve termal stabilitesi ise karbon ve cam fiberlere göre daha düşüktür. UV ve görünür ışık, aramid fiberlerin renginde değişikliğe ve mekanik özelliklerinin kısmi olarak azalmasına sebep olabilmektedir (134,135). Aramid fiberler yüksek ıslanabilirlik gösterdiklerinden dolayı rezin ile doyurulma işlemine gerek duymamaktadır. Sarı renktedirler bu nedenle ön bölgede kullanımları sınırlıdır (126) (Şekil 2). Aramid fiberler, protez kaide rezinini güçlendirmek için kullanılırlar dahi toksik olduğuna dair herhangi bir bilgiye rastlanmamıştır (134). Ancak, zaman içerisinde protez yüzeyinde ortaya çıkmaları mukoza irritasyonlarına neden olmaktadır. Ayrıca, ağız içerisinde zamanla kompozit yüzeyinde açığa çıkan fiberler düzensiz yüzey oluşturup hastalarda rahatsızlığa neden olmaktadır (136).



Şekil 2. Aramid fiber (128)

3.6.1.3. Cam fiberler

1960'lı yıllardan beri diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan cam fiberler, ilk kez hareketli protez kaidesini güçlendirmek için kullanılmıştır (137,138). Daha sonrasında ortodonti, periodontoloji ve pedodonti alanlarında splint yapımı, inley ve adeziv köprü yapımı, implant destekli protezlerde alt yapının hazırlanmasında ve endodontik post yapımında kullanılmışlardır (139,140). Cam fiberlerin esnek, biyouyumlu, renksiz, estetik ve dirençli olması, korozyona uğramaması ve adezyonlarının iyi olması tercih edilebilirliğini arttırmaktadır. Ayrıca yüksek gerilme direnci ve düşük elastik modülüne (9-50 GPa) sahiptirler (141).

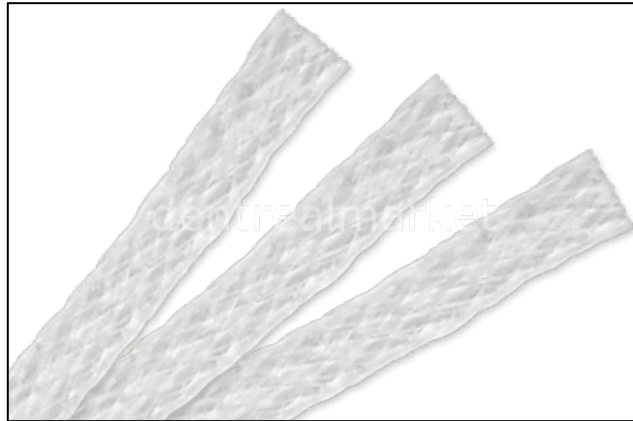
Cam fiberler, hem diş hekimliğinde hem de endüstride en sık kullanılan fiber tipidir (148). Translucens olmaları estetiğin önemli olduğu anterior bölge restorasyonlarında kullanımını avantajlı hale getirmektedir (141). Ayrıca ısı, nem ve düşük pH'a karşı dayanıklı olması, cilalanabilirliğinin iyi olması ve dentine adezyon yeteneği diğer fiber türleriyle kıyaslandığında üstün özelliklerindendir (142). Cam fiberlerin cilt dokularıyla temas ettiğinde irritasyona sebep olması dezavantajları içerisinde. Bundan dolayı, restorasyona yerleştirilirken yüzeye çıkmamasına dikkat edilmelidir (143).

Cam fiberler tek yönlü, örgü şeklinde, kırılmış olmak üzere farklı şekillerde dental polimeri güçlendirmek amacıyla kullanılırlar (Şekil 3,4). Polimer rezinlerin yapısını kuvvetlendirmek amacıyla eklenen cam fiberler ile polimer matriks arasında

iyi bir bağlanma gereklidir. Aradaki adezyon için silan bileşikleri kullanılmaktadır (144).

Cam fiberler camın ince filamentler şeklinde üretilmesiyle oluşmaktadır. Cam bilindiği üzere silisyum oksit, germanyum oksit, fosfor oksit ve arsenik oksit gibi birçok bileşikten meydana gelmektedir (145). Günümüzde beş farklı çeşitte cam, fiber yapımında kullanılmaktadır ve adlarını özyapısal özelliklerinden almaktadırlar:

- A-cam (nötral); %25 sodyum bikarbonat ve kalsiyum oksit içerir. Kimyasal maddelere karşı dirençlidir. Düşük elektriksel özellik göstermektedir.
- C-cam; korozyona dirençleri yüksek ancak yalıtkan değildir ve dayanıklılığı düşük olan cam tipidir.
- E-cam; düşük alkali içeriğe sahiptir. Neme karşı dirençli ve iyi bir elektrik yalıtkanıdır. Güçlendirme amacıyla en çok kullanılan cam fiber grubudur.
- S-cam (yüksek dayanıklı cam); magnezyum alüminyum silikat yapısındadır ve yüksek elastik modülüne sahiptir. Gerilim dayanımı, E-cam fiberden iki kat fazladır.
- D-cam; iyi elektriksel özelliklere sahiptir fakat, mekanik özellikleri E-cam ve S-cam kadar üstün değildir (126,146,147).



Şekil 3. Örgü formunda cam fiber (<https://angelus.ind.br/produto/interlig/> Erişim tarihi 5 Aralık 2023)



Şekil 4. Tek yönlü cam fiber (<https://docplayer.biz.tr/110590229-Fiber-ile-guclendirilmis-kompozit-rezin%20%20%20%20uygulamaları.html> Erişim tarihi 5 Aralık 2023)

3.6.1.4. Polietilen fiberler

Polietilen, en çok üretilen sentetik polimer türü olup, formülü CH_2CH_2 olan etilen polimerlerinin tümüne verilen genel isimdir (148). 1973 yılında Cappacio ve Ward tarafından geliştirilen bu fiber, doğal kristalin polimeriden oluşur (149,150). Polietilen fiberler, polimerizasyon şekillerine göre; yüksek basınç polietileni olarak adlandırılan “Düşük Molekül Ağırlığına sahip Polietilenler” (LMWPE) ve düşük basınç polietileni olarak adlandırılan “Yüksek Molekül Ağırlığına sahip Polietilenler” (HMWPE) olmak üzere ikiye ayrılırlar (148). Polietilenin moleküler ağırlığı 1×10^6 'yı aştığında ise “Çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen fiberler” (UHMWPE) olarak adlandırılmaktadırlar. UHMWPE çok düşük sürtünme katsayısına sahip olmakla beraber yüksek darbe dayanımına ve yüksek aşınma dayanıma sahiptir (150,151).

Polietilen fiberler, ön doyurulma işlemi yapılmış veya doyurulma işlemi gerektiren olmak üzere iki farklı şekilde olmakla beraber tek yönlü (Şekil 5), örgü (Şekil 6) ve leno dokuma (Şekil 7) yapısına sahip olabilirler. Bu fiberler çoğunlukla hasta başında yapılan uygulamalarda kullanılmaktadırlar (152,153). Polietilen fiberler translusent olması, düşük yoğunluğu, yüksek elastisite modülü, biyolojik uyumluluğu ve kimyasal olarak yapısının zamanla değişmemesi, hidrofobik ve erimeye karşı dirençli olması gibi birçok avantaja ve düşük yüzey enerjisine sahiptirler. Cam fiberlere göre daha yüksek gerilme dayanımları vardır. Polietilen fiberlerin yüzey

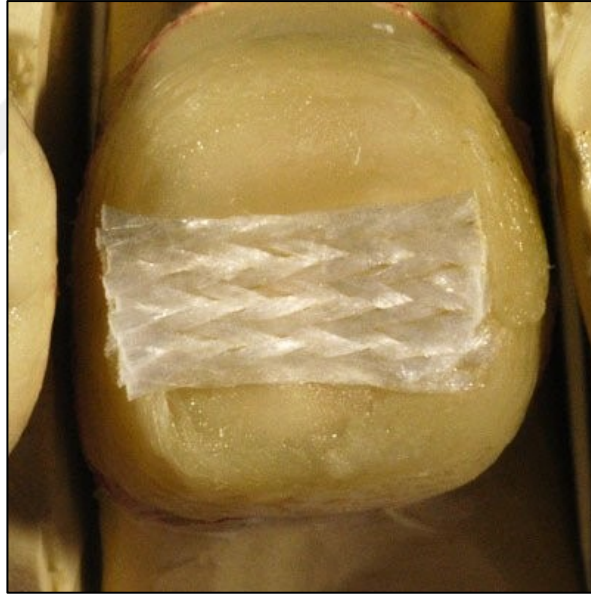
enerjisi daha düşüktür ve herhangi bir ön işleminden geçmeden rezin içine eklenen fiber yapının yabancı madde gibi davranıp ve yapıyı zayıflattığı bildirilmiştir. Bunun önüne geçmek için polietilen fiberler, kimyasal oksidasyon, kimyasal kaplama ajanları, elektrik plazma işlemi gibi farklı yöntemler kullanılarak üretilmektedirler (119,154,155). Polietilen fiberlerin 140°C sonrasında yapılarında bozulma meydana gelmektedir. Bu nedenle yüksek ısıyla polimerize olan kompozit rezinler ile beraber kullanılamaması bu fiberlerin dezavantajları içerisinde yer almaktadır (156,157).

Dyneema, Spectra, Connect ve Ribbond gibi polietilen fiber sistemleri diş hekimliğinde kullanılmak üzere üretilmiştir. 1992 yılında David Rudo tarafından geliştirilen Ribbond® (Ribbond Inc., Seattle, WA, USA) UHMWPE teknolojisi ile kullanıma sunulmuştur. Ribbond'u diğer fiberlerden ayıran özelliği; çaprazlama kilitli ilmek şeklinde leno dalgası halinde olmasıdır. Bu yapısı kuvvetlere karşı dayanıklılığı artırıp gelen kuvvetlerin yapının içerisinde ilerlemesini sağlar ve böylece rezin içerisine tekrar iletilmesini engeller (158). Bu tür polietilen fiberler, kullanılmalarından önce plazma ile pürüzlendirilmeyip aktive edilmediği durumlarda, dental rezinlerle kimyasal bağlantı kuramazlar. Farklı genişliklerde (2, 3 ve 4 mm gibi) şerit şeklinde bulunan bu fiberler; biyouyumlu, durağan ve translusent bir yapıda olup demirin beş katı daha yüksek bir darbe dayanımına sahiptir (159,160). Ribbond, non-preinfiltre bir fiberdir ve kullanılmadan önce bir monomer ile doyurulması gerekmektedir. Bu fiberi ıslatmak amacıyla tek aşamalı ve 5. nesil adeziv sistemlerinin kullanımı önerilmemektedir. Bunun nedeni, bu adeziv sistemler asit içermektedir. Asit rezin ile fiber arasındaki adezyonun olumsuz etkilenmesine neden olmaktadır. Kendi setinde yer alan veya doldurucu içermeyen bir bonding ajanla doyurulması gerekmektedir. Bununla birlikte, adeziv ile ıslatılma işleminden sonra kullanıma hazır hale gelene kadar ışıktan korunmalı, preselle tutulmalı ya da pudrasız eldivenle dokunulmalıdır (158). Ribbond; geçici köprü yapımı, periodontal splint, ortodontik retainer, sabit dental restorasyonları güçlendirme, total ve iskelet protezlerin tamiri ve güçlendirilmesi ve endodontik tedavili dişlerin güçlendirilmesi gibi birçok klinik uygulamada kullanılmaktadır (150). Bu fiberlerin doyurulma işleminden sonra yumuşak ve bükülebilir özelliğe sahip olması nedeniyle kullanım kolaylığı sağlayıp direkt ve indirekt restorasyonlarda kullanımını arttırmaktadır (161). Bununla beraber; hava, nem ve kontaminantlarla teması engellenirse sınırsız raf ömrü olduğu

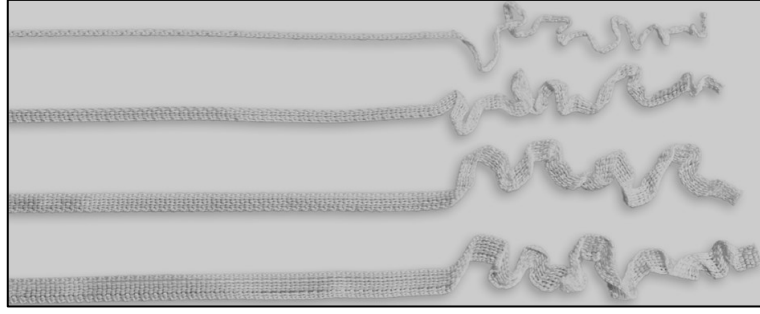
görülmüştür. Ayrıca, direncinin yüksek olması ve rezinler ile kimyasal bağlantılarının üstün olması nedeniyle son yıllarda kullanımı önemli oranda artmıştır (162,163).



Şekil 5. Tek yönlü polietilen fiber (<https://dentalventures.com/wp-content/uploads/Retail-PL-2017-OCT.pdf> Erişim tarihi 5 Aralık 2023)



Şekil 6. Örgü yapıda polietilen fiber (<https://www.kerrdental.com/kerr-laboratory/construct-restorative-lab-materials> , Erişim tarihi 5 Aralık 2023)

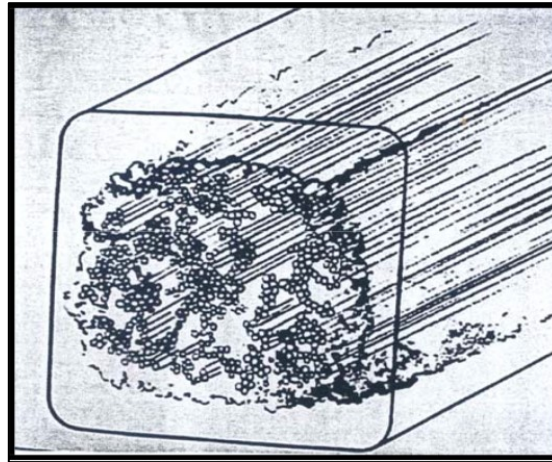


Şekil 7. Farklı genişliklerde leno dokuma yapısında polietilen fiber
(<https://ribbond.com/fiber-comparison.html> , Erişim tarihi 5 Aralık 2023)

3.6.2. Oryantasyonuna göre fiberler

3.6.2.1. Tek yönlü (paralel) fiberler

Blok yapıda, birbirine paralel, 6-7 μm kalınlıkta, tek yöndeki lif demetlerinin sayısı 1.000 ile 200.000 arasında değişen fiberlerdir (150) (Şekil 8). Paralel fiberler; kompozit yapıyı tek yönde güçlendirdikleri ve kompozit yapıya anizotropik (her yönde aynı özelliklerde olmayan) mekanik özellikler kazandırdıkları için gerilimin yönünün bilindiği durumlarda kullanılmaktadır. FGKR'e uygulanan kuvvetin yönü fiber yapıya paralel değilse mekanik özellikleri azalmaktadır. Örneğin; köprü protezinde gövde bölgesinde fiberler mesio-distal şekilde yönlendirilerek kullanılmalıdır (119,121,164,165). Paralel fiberler, sabit bölümlü protezlerde destek alt yapı materyali olarak, hareketli bölümlü protezlerin bazı tasarım şekillerinde ve kavite preparasyonu hazırlanarak uygulanan periodontal splintlerde kullanılmaktadır (166).



Şekil 8. Tek yönlü fiberin şematik görüntüsü (150)

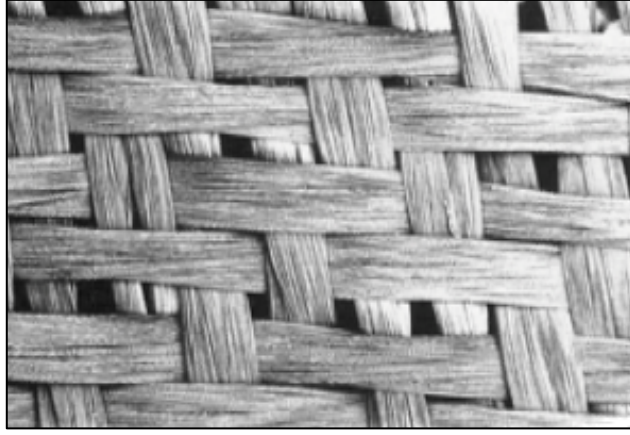
3.6.2.2. Çift yönlü (dokuma, örgü formunda) fiberler

Örgü yapısında fiberler; iplik benzeri fiberlerin iki farklı yönde düzenlenmesiyle oluşturulmuştur ve eşit olarak uzunlamasına ve enine ayrılmaktadır (Şekil 9). Dokuma ve leno dokuma fiberler ise, fiberlerin dik açı ve çapraz bir görünüm oluşturacak şekilde birleştirilmesi ile oluşur (Şekil 10, 11). Dokuma yapısında fiberler; keten, çapraz ve saten dokuma kumaş tipi gibi çeşitli tekstil yapılarında üretilmektedirler (119,164,165,167).

Çift yönlü fiberler kompozit rezinlere ortotropik (iki yönlü güçlendirme) mekanik özellik sağlamaktadırlar. Böylece stresin yönünün bilinmediği durumlarda kullanılırlar. Bu fiberler, restorasyonun çok yönlü güçlendirilmesini sağlarlar ve bu nedenle tam kron restorasyonu veya protez onarımı gibi protezdeki maksimum stresin yönünü tahmin etmenin güç olduğu durumlarda faydalıdır (146). Çift yönlü fiberler, tek yönlü fiberlerin anizotropik özelliklerini en aza indirmek amacıyla kullanılmaktadırlar (119). Ayrıca tek yönlü fiberlerde güçlendirmenin etkinliği yönlerine bağlıyken, çift yönlü fiberlerde ise fiberlerin yönünden etkilenmemektedir (121,167,168).



Şekil 9. Örgü fiber (169)



Şekil 10. Dokuma fiber (169)



Şekil 11. Leno dokuma fiber (169)

3.6.2.3. Kırpılmış (chopped) fiberler

Kısa kesilmiş fiberler polimer matrikse rastgele yerleştirilmektedir. Kırpılmış fiberler, izotropik (her yönde güçlendirme) özelliklere sahiptirler. Bu fiberler, bir veya iki yönde güçlendirme yerine birden çok yönde güçlendirici etki göstermektedir (137). Kırpılmış fiberler, akrilik içerisine uygulanması en kolay fiber tipi olduğundan dolayı, hareketli protezlerin güçlendirilmesi için uygundur. Ancak bu fiberler düşük oranda (ağırlıkça %1-2) fiber eklenmesi istenildiği koşullarda kullanılmaktadır. Çünkü yüksek oranlarda katı, kuru bir karışım haline gelir ve uygulanması zorlaşmaktadır. Bununla birlikte bu fiberlerin restorasyon yüzeyinde açığa çıkması pürüzlü bir yüzey oluşmasına ve irritasyona neden olmaktadır (154).

3.6.3. Monomer infiltrasyonuna göre fiberler

Fiber yapının monomer ile infiltrasyonu; fiberin tüm yüzeyinin eşit bir şekilde resin matrisle kaplanması işlemidir. Bu işlemde fiber yapısının resin matrisle yeterince ıslatılamaması ve resin matris yapısındaki polimerizasyon büzülmesinden dolayı fiberler arasında boşluklar oluşması gibi sorunlarla karşılaşılabilir. Bu gibi sorunlar restorasyonun dayanıklılığını azaltır. Ek olarak restorasyonun ağız sıvılarıyla temas eden, yeterince doyurulmamış alanlarındaki sıvının emilimi mikroorganizmaların nüfuz etmesine ve restorasyonun renginin bozulmasına neden olabilir (124,125,170).

Dental uygulamalarda infiltrasyon işlemi iki farklı şekilde uygulanmaktadır.

3.6.3.1. Preinfiltre fiberler

Bu teknikte ticari olarak hazır ve önceden doyurulmuş (ıslatılmış) fiber demetleri kullanılır. Bu tip fiberlerde üretim aşamasında fiber yapısına resinin infiltrasyonu sağlanmaktadır (171).

3.6.3.2. Non-preinfiltre fiberler

Klinikte diş hekimi veya laboratuvarında teknisyen tarafından, doyurulmamış fiber yapısına düşük viskoziteli resinin uygulanarak fiberin resinle ıslatılmasının sağlanmasıdır. Non-preinfiltre fiberler, uygun fiber ve resinin tipinin seçilmesinin yanı sıra el becerisi gerektiren, teknik açıdan hassas bir yöntemdir (172).

Materyallerin fiber ile güçlendirmesini etkileyen birçok faktör vardır. Bunlar; kullanılan resin, fiberlerin uzunluğu, fiberlerin oryantasyonu, fiberlerin pozisyonu ve polimer matrise fiberlerin adezyonu, fiberlerin boyutu ve fiberlerin resin ile doyurulması olarak sıralanabilir (173).

3.6.4. FGKR'nin özelliklerini etkileyen faktörler

- **Fiberin oryantasyonu ve yönü:** FGK'lerde kullanılan fiberlerin yönü, üretilen kompozitin mekanik özelliklerini etkiler ve FGK'ler uygulanan kuvvetin yönü fiberle paralel olmadığında mekanik özellikler azalmaktadır. Tek yönlü fiberler en yüksek gerilim yönünün önceden bilindiğinde kullanılmalıdır, çift yönlü fiberler ise her yönde mekanik destek sağladığından, uygulanan kuvvetin yönü önceden bilinmediğinde kullanılmalıdır (121,126).
- **Fiberin miktarı (oranı):** Fiberin matriks içerisindeki miktarıdır. Polimer matriksteki fiber miktarının artmasının restorasyonun dayanıklılığını arttırdığı bildirilmiştir (124). Fiber miktarı fazla olsa bile hacim olarak düşük olduğunda düşük dayanım kuvveti gösterdiği bildirilmiştir. Örneğin; cam fiberlerin özgül ağırlığı karbon, aramid ve UHMWP fiberlerden daha yüksek olduğundan eşit hacimde kullanıldıklarında, cam fiberler daha fazla güçlendirme sağlamaktadır (166,171,174).
- **Fiberlerin ve matriks polimerin özellikleri:** Fiberler, FGKR'de polimer matriks içerisinde gömülü haldedir. Polimer matriks, fiberleri bir arada tutar ve sürekli bir yapı oluşturur. Fiberlerin rezin içerisine yerleştirilmesinde farklı fiber tipleri ve bunların özellikleri dikkate alınmalıdır. Ayrıca fiberlerin restorasyon içerisindeki pozisyonları da önemlidir. Restorasyonun kırılmasının engellenmesi için fiberler restorasyonda gerilimin en yüksek olduğu yerlere yerleştirilmelidir (175). Polimer matriks ve fiberler mekanik özelliklerinin yanında FGKR dış restorasyon ara yüzündeki bağlanma kabiliyetini de etkilemektedir (137).
- **Fiberin rezin ile doyurulması:** İyi bir şekilde doyurulmuş fiberlerin kompozit yapının fiziksel ve mekanik özelliklerinin artmasına katkı sağladığı bildirilmiştir. Fiberlerin yeterince ıslatılamaması rezin matrikste polimerizasyon büzülmesine neden olmaktadır ve bu büzülmeden dolayı fiberler arasında boşluklar oluşmaktadır. Bu boşluklar restorasyonun dayanıklılığını azaltır (170).
- **Fiberlerin matrikse bağlanması:** Fiberlerin matrikse bağlanma mekanizması restorasyonun başarısı için önemlidir (124,165). Polimer matriks ve fiber arasındaki kimyasal bağın kovalent bağ olduğu bildirilmiş olup yapılan çalışmalar, bu bağlantının yetersiz olduğu durumlarda kompozitin su emme oranının arttığı ve

mekanik özelliklerinin azaldığını göstermiştir. İyi bir adezyon, streslerin matriksten fiberlere aktarılmasını sağlamaktadır (124,170,172).

3.6.5. FGKR'in avantajları

- Mekanik özelliklerinin iyi olmasının yanında, estetik ve manipülasyonları kolaydır.
- Laboratuvar işlemleri kolaydır.
- Tek seansta kayıp dişlerin tedavi edilebilmesine olanak sağlarlar.
- Büyüme ve gelişim dönemindeki genç hastalarda veya yaşlılarda kısa süreli kullanım sağlarlar.
- Uzun ya da kısa dönemli geçici restorasyon şeklinde kullanılabilirler.
- Minimum diş yapısı ile oldukça başarılı konservatif (minimal invaziv) restorasyonlar yapılabilir.
- Metal destek gerektirmezler.
- Direkt uygulamalarda laboratuvar aşaması gerektirmezler.
- FGK restorasyonlarında meydana gelen kırık veya kopmalar kompozit rezinlerle ağızda kolay ve hızlı bir şekilde tamir edilebilir.
- Ekonomiktirler (121,124).

3.6.6. FGKR'in dezavantajları

- Ağız sıvılarının kontrol altına alınamadığı hastalarda uygulanması zordur, teknik hassasiyet gerektirirler.
- Parafonksiyonel alışkanlıkları olan hastalarda aşınma potansiyelleri yüksektir.
- Kompozit rezinin inkremental teknik ile uygulandığında tam olarak polimerize olmayan yerlerde fiber ve kompozit rezin arasında kopmalar meydana gelebilir.
- Renk stabilizasyonları zayıftır.
- Ağız ortamına açılan fiberler lokal doku reaksiyonuna neden olabilirler.
- Radyopak olmadıklarından dolayı radyografik görüntülerde sekonder çürük teşhisini koymak zordur.
- Uzun köprülerde yeterli rijiditeye sahip değildirler (121,126).

3.6.7. Diş hekimliğinde fiberlerin kullanım alanları

- Sabit protetik restorasyonlarda kullanımı: FGKR kron ve köprü restorasyonlarının yanı sıra inley ve onlay restorasyonların yapımında kullanılabilmektedir. Kron ve köprü restorasyonları, hasta ağzında veya laboratuvarında, hastanın kendi dişi ya da akrilik bir diş kullanılmasıyla yapılabilir. Bu restorasyonlarda, altyapı materyali olarak önceden doyurulmuş fiberler kullanılırken, üst yapı olarak da seramikle güçlendirilmiş restoratif kompozit rezinler kullanılmaktadır (176,177).
- Akrilik rezin esaslı protezlerde kullanımı: Tam protezlerin, geçici sabit protezlerin, hareketli bölümlü protezlerin polimer rezin yapısını güçlendirmek amacıyla kullanılmaktadırlar (137,178,179). Bu güçlendirme, hareketli protezin tamamının ya da sadece zayıf olan kısımlarının fiberle güçlendirilmesiyle sağlanabilir (180).
- Sabit protetik restorasyonlarda kırık fasetlerin tamirinde kullanımı: Metal destekli porselen restorasyonlarda faset kırıkları için kullanılan yöntemlerden biri de, doldurucu kompozit rezinleri ve fiberleri kullanarak mekanik tutuculuğu artırılmaya çalışmaktır (181).
- İmplant üst yapılarında ve implant materyali olarak kullanımı: Bu amaçla üretilen protez malzemelerinin implant sistemine hassas bir şekilde uygulanması, yeterli mekanik dirence sahip olması, estetik ve uygun maliyetli olması gerekmektedir. Yapılan klinik çalışmalar, tek yönlü (paralel) FGKR'in implantların üst yapısında kullanılabileceğini bildirmiştir (182,183).
- Restorasyonların bağlantı ara yüzünde kullanımı: Restorasyonun bağlantı ara yüzünde farklı dağılım yönlerine sahip fiberler kullanıldığında; bunun arayüzün dinamiklerini değiştirdiği, yükleme sırasında bağlanma arayüzünde meydana gelen stresleri azalttığı ve bağlanma hatalarının restorasyon-diş arayüzü yerine FGKR'in kendi içinde meydana gelmesini sağladığı bildirilmektedir. FGKR'nin dişe bağlanma yeteneği, FGKR'nin dayanıklılığı, restoratif materyal ile diş ve FGKR materyali arasındaki bağlantıya bağlıdır. Restorasyondaki stresler ve çatlaklar, fiber yapısı sayesinde durdurulup yönleri değiştirilmektedir (184).
- Splint olarak kullanımı: Fiber splintler, laboratuvar aşaması gerektirmemesi, dişlere direkt adezyon sağlaması, estetik olması, kolay temizlenebilmesi, biyolojik

dokulara uyumlu olması, hekimler tarafından kısa çalışma zamanına sahip olması gibi birçok avantaja sahiptir. Buna karşın dezavantajı pahalı olmasıdır (185).

- Yer tutucu olarak kullanımı: FGKR yer tutucuları; estetik, biyouyumlu, uygulaması hızlı ve kolaydır. Laboratuvar işlemi gerektirmeden ve tek seansta uygulanabilir, geri dönüştürülebilir, kolay onarılabilir, kolay temizlenebilirler. Ayrıca, dayanıklıdırlar, destek dişin devrilmesini önlerler ve metal alerjisi olan bireylerde de kullanılabilirler. Bu nedenle kullanımları son zamanlarda giderek artmaktadır (186–188).
- Cerrahide kullanımı: FGKR son zamanlarda kemik replasmanı ve kemik ankraj implantları için ağız diş ve çene cerrahisinde de kullanılmaktadır (189).
- Kanal tedavili dişlerin restorasyonlarında kullanımı: Kanal tedavi sonrası dişlerin kompozit rezin ile restorasyonunda kron yapısının güçlendirilmesi için kullanılan fiberler; restorasyonun iç kısmına yerleştirilebilir veya tüberküller birbirine fiber aracılığı ile splintlenebilir (121,162).
- Post olarak kullanımı: Uzun yıllar boyunca döküm ve prefabrik metal postlar kanal tedavisi görmüş dişlerin restorasyonunda kullanılmıştır. Ancak yüksek elastiklik modülü, tutuculuğun yeterli olmaması ve kök kırığına sebep olmaları gibi restorasyonun başarısını olumsuz etkileyecek dezavantajlara sahiptirler (190,191). Piyasada farklı markalara ait çeşitli fiber post sistemleri bulunmaktadır. Polietilen ve cam fiberler mekanik ve estetik özelliklerinin iyi olması nedeniyle en çok tercih edilen fiber tipleridir (192).

3.7. Fiberlerin Posterior Restorasyonlarda Kullanımı

Diş çürüğü, en sık görülen ağız içi hastalıklardan birisidir (1). Sürekli dişlenmede çürüğe en yatkın diş yüzeyleri sırasıyla birinci ve ikinci büyükazı dişlerinin pit ve fissürleri ve birinci büyükazı dişlerinin bukkal ve palatinal pitleri olduğu bilinmektedir (2). Daimî posterior dişler, sürmeden sonraki birkaç yılda mineralizasyon dönemlerini tamamladıklarından ve anatomik olarak derin pit ve fissür yapılarına sahip olduklarından dolayı plak birikimine ve Streptococcus Mutans kolonizasyonuna daha duyarlıdır. Aynı zamanda, çocuklar ve ebeveynler için ulaşılabilirliğin zor olması, ebeveynlerin süt dişleriyle karıştırması ve tükürüğün posterior dişleri temizleme yeteneğinin az olması gibi nedenler bu dişleri çürüğe açık hale getirmektedir (4). Posterior grup dişlerde çürük

oluşma riski yüksek olduğundan ve okluzal kuvvetlere daha fazla maruz kaldıklarından dolayı kırılma riskleri de daha yüksektir. Endodontik tedavi, dişlerin dayanıklılığını %5 oranında azaltırken, çürük temizleme sonucu oluşturulan bir MOD kavite preparasyonu kalan diş dokusunun dayanıklılığını %69 oranında azaltıp dolayısı ile daha kırılğan bir hale gelmesine neden olmaktadır (193).

Aşırı madde kaybına sahip posterior grup dişlerin fonksiyonlarını uzun süre devam ettirebilmesi, restoratif tedavideki başarıyla mümkündür. Doğal diş görünümünün ve çiğneme fonksiyonlarının tekrar kazandırılması amaçlanmaktadır (8). İnley, onlay ve overlay gibi restorasyonların uygulamalarında laboratuvar aşamalarına ihtiyaç duyulması, dişlerde undercut varlığında uygulanamaması, işlemlerin uzun olması, geçici restorasyon gerektirmesi, kullanılacak porselenin karşıt dişlerde aşınmaya neden olması, adaptasyon zorlukları gibi birçok dezavantajı çocuk diş hekimliğinde kullanımını sınırlamaktadır. Amalgam, iyi fiziksel özellikleri, düşük maliyeti, uzun ömrü ve kolay kullanımı nedeniyle diş hekimliğinde uzun yıllardır posterior dişlerde en sık kullanılan dolgu materyali olmuştur. Ancak, civa toksisitesi, estetik olmaması, diş dokusuna bağlanma yeteneğinin olmaması, kavite preparasyonu sırasında diş dokusunda aşırı madde kaybı ve buna bağlı olarak dişlerin direncinin ve dayanıklılığının azalması gibi dezavantajlara sahiptirler. 1960'lı yıllarda ön grup dişlerin restorasyonunda kullanılmak üzere üretilen kompozit rezinler, estetik özelliklerinin yanı sıra fiziksel ve mekanik özellikleri zamanla geliştirilmiştir ve çiğneme kuvvetlerine maruz kalan posterior grup dişlerde amalgama alternatif olarak kullanılmıştır (194). Ancak kompozit rezinlerdeki tüm gelişmelere rağmen restorasyonlarda zaman içerisinde oluşan marjinal renklenme ve kenar uyumsuzlukları, tüberkül kırıkları, mikrosızıntı, sekonder çürükler ve restorasyon sonrası hassasiyet gibi olumsuz sonuçlar çoğunlukla kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülme stresi ile ilişkilendirilmektedir (9). Kompozit rezinlerin, basınç ve bükme kuvvetlerine dayanımlarının yeterli olmaması nedeniyle fiziksel özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla fiber ile güçlendirilmesi uzun yıllardır gündemdedir. Fiberlerin esneklik, basınca karşı dayanıklılık, düşük özgül ağırlık, translüsentlik, korozyona direnç ve adeziv teknik ile bağlanabilmeleri gibi özellikleri kompozit rezinlerin güçlendirilmesinde ve mekanik özelliklerinin iyileştirilmesinde tercih edilmesini sağlamaktadır. Fiberle güçlendirilen kompozit rezinler (FGKR), polimer matris ile fiber yapının bir bütün oluşturması sonucu meydana gelmektedir. Fiberlerin FGKR'deki görevi, kırık durdurucu görevi yaparak

materyallerin mekanik ve fiziksel özelliklerini arttırmaktır. Bununla beraber, geleneksel dolgu materyallerine göre biyomimetik özelliklere sahiptirler. FGKR'in alt yapısı çatlak engelleyici bir tabaka olarak kompozit restorasyonu desteklemelidir. FGKR'in, geleneksel kompozit rezinlere kıyasla daha iyi fiziksel özellikleri ve kırılma dayanımları olduğu ve polimerizasyon sırasında büzülme oranının ve sertleşme derinliğinin geleneksel kompozit rezinlere göre daha iyi olduğu rapor edilmiştir (126). FGKR, posterior grup dişlerde iyi bir ağız hijyeni sağlanabildiği durumlarda post-core yapımında, kırık ve aşırı kron harabiyetli dişlerin restorasyonunda kalan diş dokusunu desteklemek için kullanılabilir (146). Bu amaçla günümüzde en çok tercih edilen fiberler; tiplerine göre ağ yapılı örgü cam fiberler, leno dokuma yapıda polietilen fiberler ve kısa fiber takviyeli kompozit rezinlerdir.

3.7.1. FGKR'in posterior kullanımlarının avantajları

- Antagonist dişlerde aşınmaya sebep olmazlar.
- Estetikler.
- Diş gelişimi devam eden genç hastalar için kullanıma uygundur.
- Okluzal kuvvetler karşısında dayanıklılıkları iyidir.
- Polimerizasyon büzülme oranları düşüktür.
- Restorasyonların uzun dönem renk stabiliteleri vardır.
- Restorasyonlarda sekonder çürük oluşma riski yoktur.
- Yapımları daha kolay ve tek seansta tamamlanabilir (146,195).

3.7.2. FGKR'in posterior kullanımlarının dezavantajları

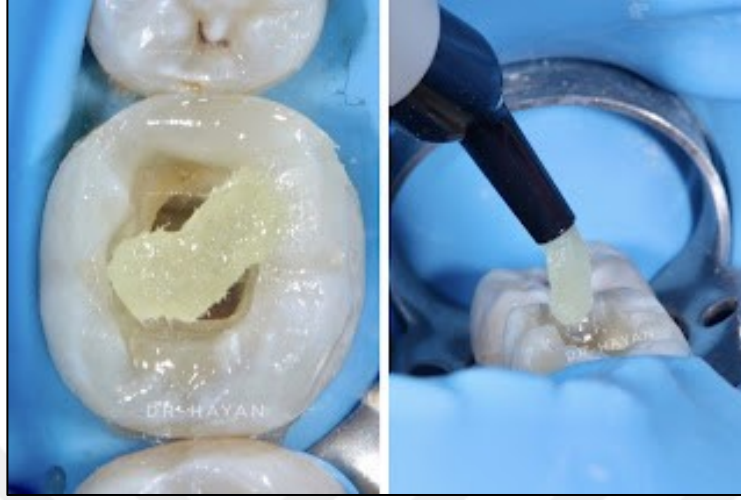
- Adeziv yöntem için mükemmel nem kontrolü gerekir.
- Ağız ortamına açılan fiberler lokal doku reaksiyonuna neden olabilir.
- Restorasyonların ağızda kalma süreleri için kesin bir bilgi yoktur (146,195).

3.8. Kısa Fiber Takviyeli Kompozit Resin

Kompozit rezinler, kullanım kolaylığı, mükemmel estetik özellikleri, iyi mekanik özellikleri ve seramiklere kıyasla düşük maliyetleri nedeniyle günümüz diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır (196). Kompozit rezinlerin özellikleri, monomer kimyası,

dolgu teknolojisi ve yapısındaki değişikliklerle başlangıcından bu yana sürekli olarak geliştirilmiştir (197). Yakın zamanda, posterior dişlerin geleneksel kompozit restorasyonlarında meydana gelen kırılmaları önlemek için geliştirilen yeni fiber takviyeli kompozit rezinler piyasaya sürülmüştür (198). FGKR, rezin matriks içerisinde fiber demetleri içeren ve geniş kullanım alanına sahip olan materyallerdir. Kısa cam fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin olarak 2013 yılında piyasaya sunulan EverX Posterior® (GC Europe, Leuven), dentin dokusunun stresi absorbe etme yeteneğini taklit etmek amacıyla geliştirilmiştir (Şekil 12). Yeni geliştirilen bu kompozit rezinler, çapraz bağlı monomerler ve doğrusal PMMA'nın eşlik ettiği Bis-GMA ve TEGDMA'dan oluşan bir rezin matriks ve buna ek olarak E (elektriksel) cam fiberler ve inorganik doldurucu içermektedir. Bu rezin kombinasyonu materyalin polimerizasyonu esnasında kompozit rezinin dayanıklılığını ve bağlanma özelliklerini artıran semi-interpenetrating polimer ağ yapısı oluşumunu sağlamaktadır. İzotropik bir güçlendirme etkisi sağlayan kısa ve rastgele dağılımlı fiberler, büyük restorasyonların direkt restorasyonuna olanak sağlamaktadır (199). EverX Posterior® materyali, özellikle vital ve devital posterior dişleri restore etmek için stresin yüksek olduğu bölgelerde tek bir aşamada uygulanan (bulk) kaide materyali şeklinde tasarlanmıştır (200). Kısa fiber takviyeli kompozit rezinler, kavite duvarlarına ve üstündeki kompozit rezinle iyi bir adezyon sağlar. Ayrıca bu kompozit rezinler okluzal yükleri dişe eşit bir şekilde aktarmaktadır. Liflerin ışık geçirgenliği ve bunun sonucunda artan polimerizasyon derinliğinden dolayı bulk tekniğine de olanak sağlamaktadırlar. Polimerizasyon büzülmesi diğer kompozit rezinlere oranla oldukça düşüktür ve liflerin uzun eksenine yönünde azalmaktadır (201,202). EverX Posterior® materyalinin kısa liflerden oluşması restorasyondaki kırıkların ilerlemesini önler ve durdurur. Eapen ve ark. tarafından yapılan bir in vitro çalışmada kanal tedavisi görmüş dişlerin restorasyonlarında kısa fiber takviyeli kompozit rezinlerin kullanılmasının daha yüksek kırılma direncine ve kalan diş yapısının daha iyi korunmasına olanak sağladığı bildirilmiştir. Kök kanal tedavisi görmüş dişlerde yüksek strese maruz kalan bölgelerde kompozit rezinlerin altında mine ve dentini taklit edecek şekilde kısa fiber takviyeli kompozit rezinin kullanılmasının restorasyonu daha dayanıklı ve kırılmaya dirençli hale getirdiğini bildirmişlerdir (203). Bulk fill kompozit rezinlerin mekanik özelliklerinin karşılaştırıldığı başka bir çalışmada, kısa fiber takviyeli kompozit rezinlerin test edilen diğer bulk fill kompozit rezinlere göre

daha yüksek kırılma tokluğuna ve eğilme direncine ve daha düşük çekme gerilmesine sahip olduğu bulunmuştur (204).



Şekil 12. Kısa fiber takviyeli kompozit rezin

(<https://www.hayanmosab.com/2022/09/ever-x-dentine-substitute.html>, Erişim tarihi 5 Aralık 2023)

3.9. Restoratif Materyallerin Mekanik ve Fiziksel Özellikleri

3.9.1. Yük (Load)

Dışarıdan bir materyale uygulanan kuvvet anlamına gelmektedir (205).

3.9.2. Gerilim (Stress)

Malzemenin birim alanına uygulanan kuvvete gerilim denir ve N/mm^2 Megapascal (MPa) olarak ifade edilmektedir. $Stres = F (Force) / A (Area)$ (F = uygulanan kuvvet A = kuvvetin uygulandığı malzemenin kesit alanı) formülü ile hesaplanır (206).

3.9.3. Gerilme/deformasyon (strain)

Malzemeye dışarıdan bir kuvvet etki ettiğinde boyutsal bir değişiklik meydana gelir. Örneğin, bir malzemeye çekme kuvveti uygulandığında malzeme uzar. Bu uzamanın boyutu uygulanan kuvvete ve materyalin özelliklerine bağlıdır. Uygulanan

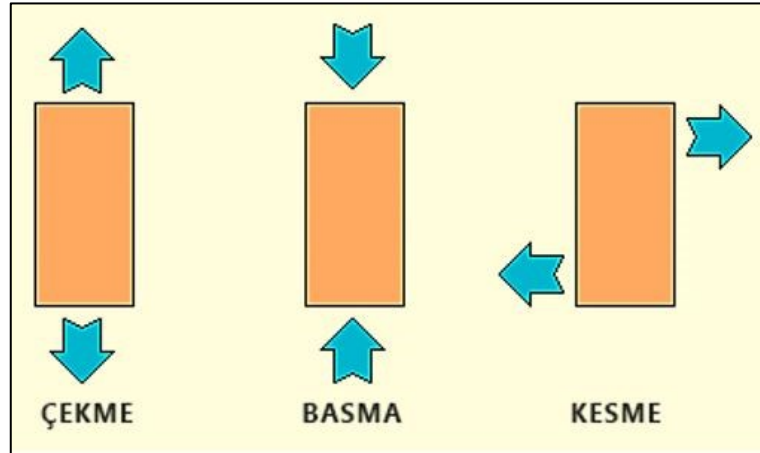
kuvvetin neden olduğu boyutsal değişimin başlangıç uzunluğuna oranına gerilme denilmektedir. Gerilmenin birimi yoktur (206).

Gerilim ve gerilme farklı ifadelerdir. Gerilim, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvveti ifade eder. Gerilme ise, bir kuvvet değil, sadece bir orandır. Kuvvetler bir cisme farklı açılardan veya yönlerden etki ederek yapı içerisinde karmaşık gerilimler yaratabilir. Gerilim, yönüne göre uzama (çekme), basma (sıkıştırma) ve makaslama (kayma) gerilimi olmak üzere 3'e ayrılır (206,207):

Uzama (Çekme) Gerilimi (Tensile Stress): Çekme gerilimi bir yapıyı uzatmaya veya germeye çalışan yükün neden olduğu deformasyona karşı koyan kuvvettir.

Basma (Sıkıştırma) Gerilimi (Compressive Stress): Bir yapıyı sıkıştırmaya çalışan yüke karşı oluşan gerilimdir.

Makaslama (Kayma) Gerilimi (Shear Stress): Bir yapının bir kısmının diğer kısmına paralel hareket ettirilerek döndürölmesi, bükölmesi veya deforme olması durumunda ortaya çıkan gerilimdir. Birbiriyle doğrudan karşılaşmayan yüklerin zıt yönlerde hareket etmesinden kaynaklanmaktadır (Şekil 14).



Şekil 13. Gerilim tipleri (<https://marmatek.com/2021/10/01/gerilme-gerinim-ve-youngmodulu-tanim-ve-hesaplamalar/> Erişim tarihi 2 Ocak 2024)

3.10. Bağlanma Testleri

Ağız içerisinde kullanılacak olan restoratif materyallerin çiğneme, basma, eğilme ve makaslama kuvvetlerine karşı dayanıklılık göstermesi istenmektedir. Aksi takdirde bu kuvvetlerin oluşturduğu gerilimlerin sonucunda materyallerde deformasyon gözlenmektedir. Restoratif materyallerin deformasyona ve kırılmaya karşı dirençleri ve klinik performanslarının değerlendirilmesinde; basma, eğme, kırılma direnci gibi mekanik testler kullanılmaktadır (206,208).

3.10.1. Basma dayanımı testi

Basma dayanımı, sıkıştırılmış örneklerin kırılma noktasındaki basınç dayanımını ifade eder. Çiğneme sırasında restorasyonlara iletilen kuvvetlerin onları kırabileceği veya dişin kırılmasına neden olabileceği bilinmektedir. Çiğneme kuvvetleri çoğunlukla sıkıştırıcı özellikte olduklarından dolayı basma dayanımı, çiğneme sürecinde önemli bir role sahiptir. Posterior dişlerin basma dayanımı ortalama 305 MPa olup, diğer dişlerde bu değer daha düşük olmaktadır. Posterior dişlerin basma dayanımlarını bilmek bu bölgelerde kullanılacak kompozit rezinlerin optimal dayanımını seçmek için iyi bir mekanik standart sağlar (11).

3.10.2. Kırılma dayanımı testi

Bir materyalin bükölme-kırılma veya eğilme özelliklerini belirlemek amacıyla kırılma testi kullanılır. Artarak uygulanan yük altında maksimum gerilme ve gerinim değerleri hesaplanır. Örnekler Universal Test Cihazı ile test edilir ve sonuçlar Newton (N) cinsinden kayıt altına alınır (209).

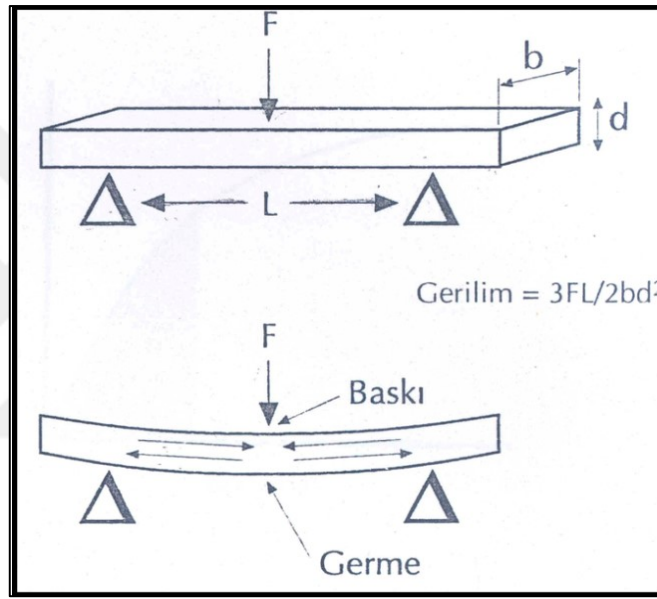
3.10.3. Eğme (üç nokta eğme) dayanımı testi

Üç nokta eğme testi olarak da adlandırılan eğme testi, restoratif materyallerin mekanik özelliklerinin bakılması amacıyla sıklıkla kullanılan bir test yöntemidir. ISO (International Standardization Organization) tarafından da standart test yöntemi olarak kabul edilen eğme testi, günümüzde de en güvenilir kabul edilen test yöntemidir (210). Eğme testi, iki uçtan desteklenen blok şeklindeki örneklere artan statik yük uygulanarak materyalde kırılma

gerçekleşene kadar uygulanır. Bu testin en büyük avantajı, örneğin orta kısmından bir kuvvet uygulandığı zaman taban kısmında baskı gerilimi ile beraber çekme geriliminin de meydana gelmesidir (Şekil 15). Örnekte meydana gelen kırılmadan çekme gerilimi sorumludur (206–208,211,212). Gerilimin sayısal değeri formüldeki gibi belirtilmektedir:

$$\text{Gerilim: } 3FL / 2bd^2$$

Formülde; F kırılma noktasındaki en fazla yükü, L destekler arasındaki uzaklığı, b örneğin en uzunluğunu ve d örneğin kalınlık miktarını belirtmektedir.



Şekil 14. Üç nokta eğme testi düzeneği (206)

Eğme testi ile beraber çekme, basma ve makaslama gerilimlerinin birlikte eş zamanlı ölçümleri sağlanmaktadır. Bununla beraber yeterli kalınlıktaki örnekler için çoğunlukla en etkili olan faktör çekme gerilimi, alt yüzeyde meydana gelmektedir. Kuvvet uygulandığı zaman örnek eğilir. Blok şeklinde örnekler için sonuç gerilme, örneğin üst yüzeyinin uzunluğunda azalma ve alt yüzey uzunluğunda artma ile temsil edilir. Sonuç olarak, üst yüzeydeki gerilimler genellikle basma gerilimi iken, alt yüzeydeki gerilimler çekme gerilimidir. Örnek içerisinde üst ve alt yüzeyler arasında gerilimler yön değiştirir. Örneğin desteklenen uç noktalarına yakın bölgelerde makaslama gerilimleri oluşur fakat kırılmada önemli bir rol oynamaz. Eğme testinde kırılma, örneğin germe gerilimine maruz kaldığı alt bölgelerden başlamaktadır (206,207,211,212).

4. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda, 4 mm'ye kadar polimerize olan bulk fill kompozit rezinin, örgü yapıda cam fiber, leno dokuma polietilen fiber ve kısa cam fiber takviyeli fiberlerle güçlendirilmesi ile elde edilen örneklerin üç nokta eğme testi ile dayanımlarının ölçülmesi planlandı. Bu çalışma için Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yerel Etik Kurulu'ndan 2022/42 protokol numaralı etik kurul onayı alındı (Ek 1).

4.1. Kullanılan Materyaller

Çalışmada kullanılan materyaller ile ilgili bilgiler Tablo 1'de gösterilmektedir.

Tablo 1. Çalışmada kullanılan materyaller

MATERYAL	ÖZELLİK	ÜRETİCİ FİRMA
1 Biolnfinity Sirius Dental Kompozit	Bulk fill kompozit rezin	Avrupa İmplant (Umg Uysal) İstanbul, Türkiye
2 Interlig	Örgü yapıda cam fiber	Angelus, Londrina, PR, Brazil
3 Ribbond	Leno dokuma yapıda polietilen fiber	Ribbond Inc., Seattle, WA, USA
4 EverX Posterior	Kısa cam fiber takviyeli kompozit rezin	GC, Tokyo, Japan
5 Clearfil Liner Bond F	Bağlayıcı Ajan	Kuraray, Okayama, Japan

4.1.1. Bulk fill kompozit rezin materyali

Biolnfinity Sirius Dental Kompozit, hem ön hem arka grup dişlerin restorasyonlarında kullanılan, yerli üretim bulk fill kompozit rezin materyalidir (Resim 1). Kompozitin içerisinde BisEMA, Bis-GMA ve UDMA organik matris olarak yer almakta; destekleyici faz olarak ise Silika silan, Silika Zirkonya (SiZr) silan ve Biyomimetik Hidroksiapatit (BHA) silan kullanılmaktadır. Silanlama işlemi ile organik faz ve destekleyici faz arasındaki ara yüzey uyumu geliştirilmektedir. Organik matris içinde yer alan Bis-EMA, hidroksil grupları ve daha yüksek molekül ağırlığı dışında Bis-GMA ile benzer bir molekül yapısına sahiptir. UDMA, belirtilen monomerlere göre daha akışkan kıvamdadır; böylece seyreltme amacıyla da

kullanılabilmektedir. Organik matris içinde yer alan, yukarıda belirtilen üç malzemenin (UDMA, BisEMA, Bis-GMA) kullanımı ile kompozitimizin kıvamının ve marjinal bütünlüğünün; destekleyici faz sistemi ile de kompozitin mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi hedeflenmektedir. BioInfinity Sirius Dental Kompozit materyali non-colored (renklendirilmemiş) şeklinde üretilmiştir.



Resim 1. Bulk Fill kompozit rezin materyali

4.1.2. Örgü yapıda cam fiber materyali

Interlig, ışıkla sertleşen kompozit rezinle doyurulmuş örgü yapıda cam fiber materyalidir (Resim 2). Fiber içeriği ağırlıkça %60, emdirilen rezin ağırlıkça %40'tır. Interlig Örgü Yapıda Cam Fiber, periodontal splint yapımında, mobil dişlerin sabitlenmesinde, geçici adeziv protezlerin hazırlanmasında, geniş restorasyonların güçlendirilmesinde kullanılmaktadır. En önemli avantajları; kullanıma hazır, önceden doyurulmuş olması ve zaman ve materyal tasarrufu sağlamasıdır. Ayrıca, kesimi kolay olmasından dolayı özel bir makasa ihtiyaç duyulmaz, yüksek bükülme dayanımına sahiptirler, biçimlendirilebilmeleri ve adaptasyonları kolaydır. Interlig örgü yapıda cam fiber materyali 8,5 cm uzunluğunda, 2 mm genişlik ve 0,2 mm kalınlığa sahiptir. 1 pakette 8,5 cm'lik 3 şerit bulunmaktadır.



Resim 2. Örgü yapıda cam fiber materyali

4.1.3. Leno-dokuma yapıda polietilen fiber materyali

Ribbond®, çok yönlü çaprazlama kilitli ilmek tarzında leno örgüden oluşan polietilen fiber materyalidir (Resim 3). Ribbond®, kurşun geçirmez yelek yapmak için kullanılan ultra yüksek molekül ağırlıklı polietilen fiberden yapılır. Bu fiberler, cam fiberlerin kırılma noktasının çok üzerindedir ve sağlamlılıkları o kadar yüksektir ki, bunları kesmek için özel bir makasa ihtiyaç vardır. Ribbond®' u diğer fiberlerden ayıran özelliği leno örgüden oluşmasıdır. Ribbond®'un bu örgüsü, stresi rezine geri aktarmadan örgü boyunca kuvvetleri etkin bir şekilde aktaran bir kilit dikiş özelliği ile tasarlanmış olup, aynı zamanda mükemmel yönetilebilirlik özellikleri sağlar. Nerdeyse hiç hafızası olmayan Ribbond®, dişlerin ve dental arkın hatlarına uyum sağlar.

Ribbond®'un lifleri biyouyumlulukta standarttır. Herhangi bir zamanda döner bir alet ile kesilirse bile ortaya çıkan partiküller ve açıkta kalan lifler hasta için biyouyumluluk riski oluşturmaz. Ribbond® yarı saydamdır, renksizdir ve kompozit ve akrilik içerisinde görünmeden kaybolur. Sınırsız raf ömürleri vardır. Böylece aynı paketteki lifleri uzun süre birçok vaka üzerinde kullanımına imkân tanır. Fiber şeritleri 22 cm uzunluğundadır. 0,12 mm, 0,18 mm ve 0,25 mm şerit kalınlık ve 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm, 7 mm ve 9 mm şerit genişliği seçenekleri mevcuttur. Bu çalışmada 2 mm şerit genişliğinde fiber kullanımı tercih edilmiştir.



Resim 3. Leno-dokuma yapıda polietilen fiber materyali

4.1.4. Kısa cam fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin materyali

GC EverX Posterior®, dentin yerine kullanılmak için dizayn edilmiş olan kısa cam fiberle güçlendirilmiş bir kompozit rezindir (Resim 4). EverX Posterior®'un içerisinde bulunan kısa fiberleri geniş kavitelerdeki herhangi bir kompozit restorasyonu desteklemek amacıyla mükemmel bir alt yapı oluşturur. Hasta başında geniş kavitelerin ekonomik restorasyonu için olanak sağlamaktadır. Kısa cam fiberler restorasyon ve dişte kırığın meydana gelmesini ve meydana gelen kırıkların ilerlemesini engeller.

Dentin dokusuna eşit ve diğer kompozit rezinlerin hemen hemen iki katı olan kırılma direnci sayesinde dayanıklılığı yüksektir. Fiberler dizilim yönlerine göre büzülmeyi azalttıklarından dolayı bu kompozit rezinlerde minimal horizontal büzülme vardır. 4-5 mm'lik tabakalar halinde uygulanabilirler. Üstlerine gelecek kompozit rezinlere ve altındaki diş dokusuna güvenilir bir şekilde bağlanır.

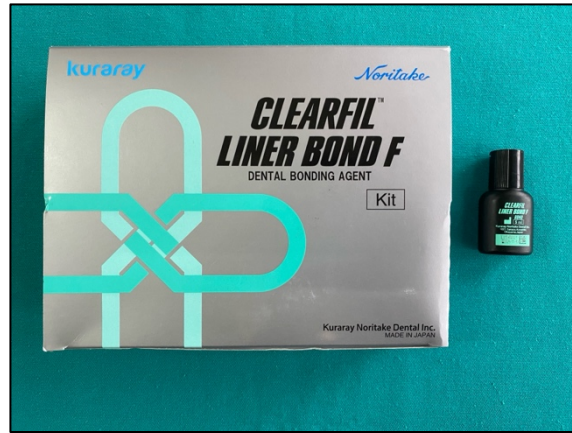


Resim 4. Kısa cam fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin materyali

4.1.5. Bağlayıcı ajan

Clearfil Liner Bond F (Kuraray, Okayama, Japan), self-etching iki bileşenli primer ve iki bileşenli bağlama ajanından oluşmaktadır (Resim 5). Hafif self-etching bağlanma sistemi yüksek kalite bağlama tabakası oluşturmaktadır. Böylelikle en uygun adezyonu sağlamakta ve aynı zamanda operasyon sonrası hassasiyeti önlemektedir. Clearfil Liner Bond F bağlanma ajanı; ışıkla veya kimyasal olarak polimerize olan kompozit çeşitleri kullanılarak yapılan direkt restorasyonlarda, hipersensitivite ve/veya açığa çıkan kök yüzeylerinin tedavisinde, indirekt restorasyonlar için ön tedavi olarak kavite örtülemede, ışıkla polimerize olan kompozit rezinler kullanılarak yapılmış kronların seramik yüzeylerindeki kırıkların intraoral tamirinde, kompozit rezin siman kullanılarak yapılan seramik ya da inley, onley simantasyonunda kullanılabilir. Su bazlı, self-etch adezivdir.

Çalışmada kullanılan leno dokuma yapıda polietilen fiber non-preinfiltre bir fiberdir ve kullanılmadan önce bir monomer ile doyurulması gerekmektedir. Bu sebeple çalışmamızda Clearfil liner Bond F içerisinde bulunan bond ajanı kullanıldı.



Resim 5. Bağlayıcı ajan

4.2. Kullanılan Işık Kaynağı

Hazırlanan test örneklerinin polimerizasyonu için Woodpecker LED-F Işık Cihazı (Woodpecker, Foshan, China) kullanıldı (Resim 6). Cihaz, şarj ünitesi ve kablolu ışık cihazı materyallerini içermektedir. Işık cihazının kablolu olması hekime uygulama

kolaylığı sağlamaktadır. Otoklavda sterilize edilen fiber optik ışık ucu 60° eğime sahip ve uç kısmı 8 mm çapındadır. Cihaz üç ışık yoğunluğu kriterine sahip üç çalışma moduna sahiptir. Ayrıca, ışık yoğunluğunun kararlı çıkışı, katılaşma etkisi kalan güç tüketiminden etkilenmez. Işık uygulama süreleri, cihaz üzerindeki düğme yardımıyla 5'er sn'lik artışlar ile ayarlanabilmektedir. Cihaz 10 sn çalışma süresi modunda tam şarjlı durumda 500'den fazla kez sürekli kullanılabilir. Cihazın ışık dalga boyu 420-490 nm değerleri arasında ve ışık yoğunluğu 1000-1600 mW/cm² değerleri arasındadır. Işık cihazı, şarj ünitesi üzerinde iken pil tam dolu ise yeşil, şarj olduğunda ise kırmızı ışık yanmaktadır.



Resim 6. Işık cihazı

Çalışmamızda kullanılan örnekler, ışık cihazı pilinin tam dolu olduğu durumda polimerize edildi. Cihazın ışık yoğunluğu, kompozit rezin örneklerin polimerizasyonları sırasında her defasında ışık ölçme cihazı ile ölçüldü. Kompozit rezin örnekler üretici firmaların önerileri doğrultusundaki sürelerde, ışık cihazı güçlü modda ve ışık yoğunluğu 1600 mW/cm² iken polimerize edildi.

4.3. Üç Nokta Eğme Testi

Hazırlanan örneklerin Universal Test Cihazı ile üç nokta eğme testi analizleri Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı laboratuvarında yapıldı.

4.4. Üç Nokta Eğme Testi İçin Örneklerin Hazırlanması

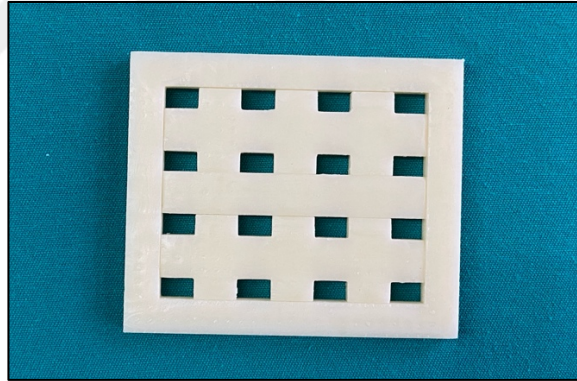
Kalıplar dijital ortamda CAD/CAM ile tasarlanıp oluşturuldu. Bulk Fill kompozit rezinin, farklı FGKR ile güçlendirilmesinin üç nokta eğme testi ile dayanımlarının incelenmesi amacıyla ISO 4049 standartlarına uygun 4 mm genişlik, 4 mm derinlik ve 8 mm uzunlukta polimetil metakrilat (PMMA)'tan yapılan bloklar hazırlandı. Kolaylık sağlaması amacıyla aynı anda birçok örneğin beraber hazırlanmasını sağlayan, deforme olmayan, tek bir kalıp oluşturuldu (Resim 7,8). Bu kalıptan hazırlanan ve her bir grupta 15 adet olmak üzere toplam 60 örnek aşağıda belirtilen dört çalışma grubuna ayrıldı;

Grup 1: Bulk Fill Kompozit Rezın

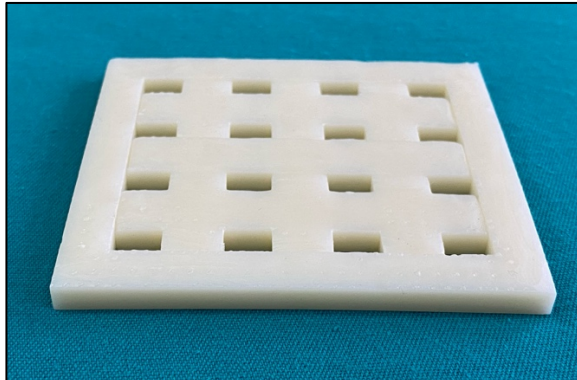
Grup 2: Bulk Fill Kompozit Rezın + Örgü Yapıda Cam Fiber

Grup 3: Bulk Fill Kompozit Rezın + Leno Dokuma Yapıda Polietilen Fiber

Grup 4: Kısa Cam Fiber Takviyeli Kompozit Rezın + Bulk Fill Kompozit Rezın

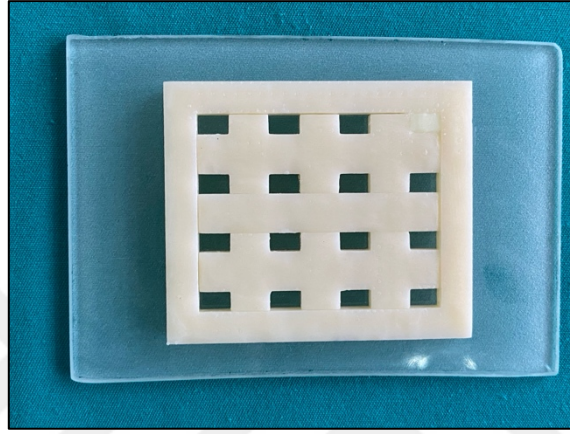


Resim 7. PMMA kalıpların üstten görüntüsü



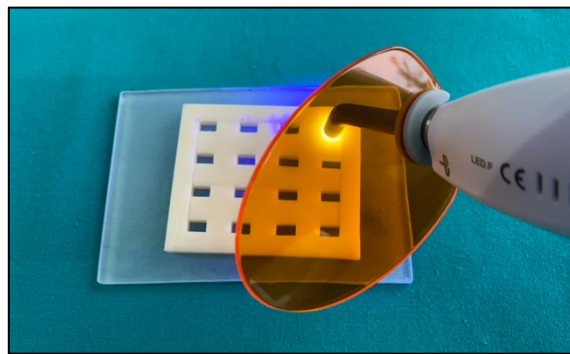
Resim 8. PMMA kalıpların önden görüntüsü

Grup 1: Düz bir zemin üzerinde ve yere paralel olacak şekilde cam lamel üzerine kalıp yerleştirildi. PMMA kalıbın üzerinde bulunan dikdörtgen şeklindeki boşluklara öncelikle kompozit rezinin materyale yapışmaması için aplikatör ile vazelin sürüldü. Ardından boşluklar içerisine 4 mm Bulk Fill kompozit rezin siman spatülü ve fulvar yardımıyla yerleştirildi. Bulk Fill kompozit rezinin kalıptan taşan kısmı spatül yardımıyla uzaklaştırılıp üst yüzeyi düzleştirildi (Resim 9).



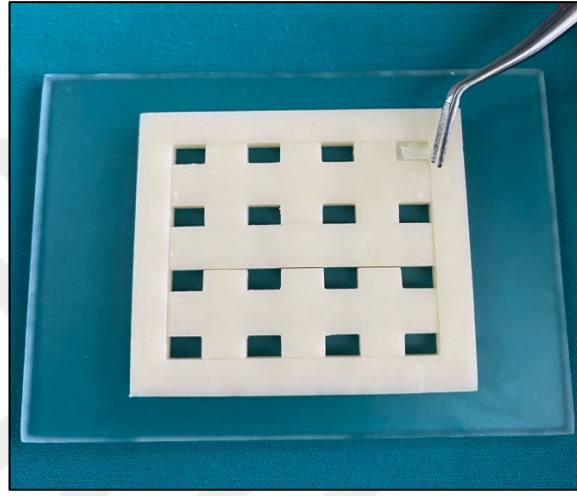
Resim 9. Bulk Fill kompozit rezinin polimerize edilmeden önceki görüntüsü

Her kompozit rezin örneğinde eşit mesafe standardını yakalamak ve en iyi polimerizasyon derinliğini elde etmek için ışık cihazının uç kısmı kalıplara direkt temas halindeyken ve dik açı olacak şekilde konumlandırıldı. Bulk Fill kompozit rezin örnekler, sadece üst yüzeyinden ışık uygulanacak şekilde, firmaların önerisi doğrultusunda Woodpecker LED-F Işık Cihazı ile 20 saniye süresince polimerize edildi (Resim 10). Her örnek model polimerize edildikten sonra kalıptan çıkartılarak ışık geçirmeyen kaplara konuldu.



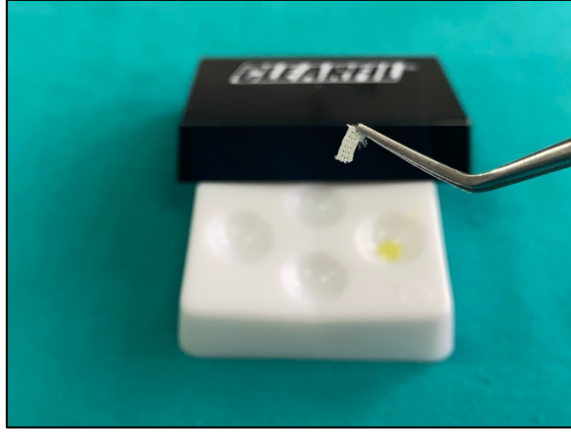
Resim 10. Bulk Fill kompozit rezin örneklerinin ışık cihazı ile polimerize edilmesi

Grup 2: Cam lamel üzerinde bulunan kalıpların alt tabakasına 2 mm Bulk Fill kompozit rezin yerleştirildi ve ışık uygulanmadı. Önceden doyurulmuş örgü cam fiber, hazırlanan kalıba uygun olarak (7 mm uzunlukta) makas yardımıyla kesildi. Fiber presel yardımıyla dikkatli bir şekilde bulk fill kompozit rezinin üzerine yerleştirilip 20 sn polimerize edildi (Resim 11). Bulk Fill kompozit rezin, tek seferde kalan boşluğa spatül ve fulvar yardımıyla yerleştirilip 20 sn polimerize edildi. Her örnek model polimerize edildikten sonra kalıptan çıkarılarak ışık geçirmeyen kaplara konuldu.



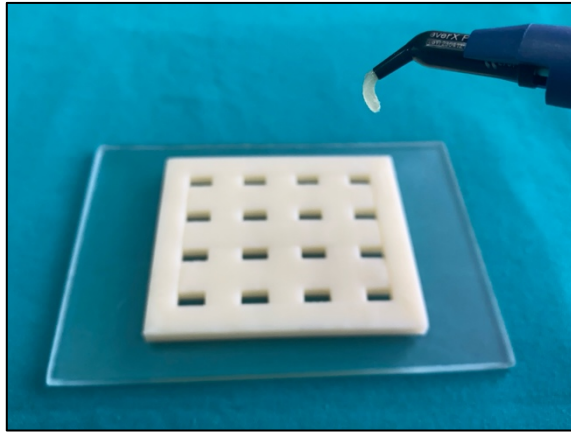
Resim 11. Kesilen Örgü Cam Fiber'in kompozit rezin üzerine yerleştirilmesi

Grup 3: 2. Grupta olduğu gibi kalıbın alt tabakasına 2 mm Bulk Fill kompozit rezin yerleştirildi ve ışık uygulanmadı. Leno dokuma polietilen fiber hazırlanan kalıba uygun olarak 2x7 mm ebatlarında özel Ribbond makası yardımıyla kesildi. Fiber materyalinin önceden doyurulması için Kuraray Clearfil Liner Bond F dental bonding ajan kiti içerisinde bulunan bond kullanıldı (Resim 12). Resin ile doyurulma işleminden sonra hazırlanan fiber bulk fill kompozit rezin üzerine yerleştirilip 40 sn boyunca ışık ile polimerize edildi. Bu işleminden sonra, kalıbın geri kalan üst kısmı bulk fill kompozit rezin ile spatül ve fulvar yardımıyla yerleştirilip 20 sn polimerize edildi. Her örnek model polimerize edildikten sonra kalıptan çıkarılarak ışık geçirmeyen kaplara konuldu.



Resim 12. Doyurulma işleminden önce kalıp ebatlarına uygun kesilen fiber materyali ve bond ajanı

Grup 4: Cam lamel üzerinde bulunan kalıpların alt tabakasına 3 mm kaide materyali olarak kısa cam fiber takviyeli kompozit rezin yerleştirildi (Resim 13). Üretici firmanın önerisi doğrultusunda 20 sn ışık ile polimerize edildi. Kalıbın kalan üst kısmı bulk fill kompozit ile doldurulup 20 sn ışık ile polimerize edildi. Her örnek model polimerize edildikten sonra kalıptan çıkarılarak ışık geçirmeyen kaplara konuldu.



Resim 13. Kalıbın alt tabakasına yerleştirilen kısa cam fiber takviyeli kompozit rezin

Elde edilen örnekler tesviye ve polisaj işlemleri için sırasıyla iki adet bitirme diski (iri ve orta grenli) ve iki adet cila diski (ince ve çok ince grenli) kullanıldı (Resim 14). Hazırlanan örnekler gruplara göre ayrılarak ışık geçirmeyen kaplara yerleştirildi.



Resim 14. Tesviye ve polisaj için kullanılan diskler

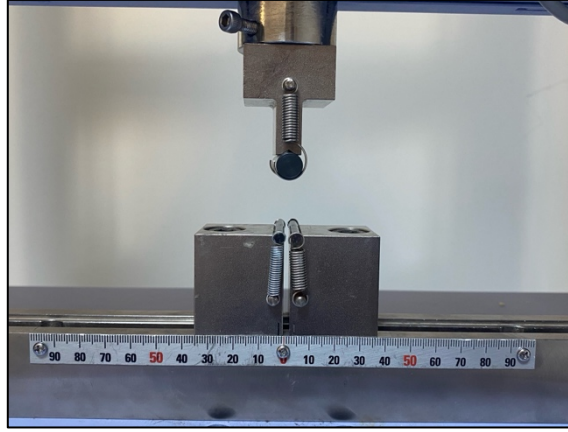
4.5. Üç Nokta Eğme Testi Değerlerinin Ölçülmesi

Tüm örnekler (toplam 60 adet) 24 saat 37 °C’de distile su içerisinde bekletildikten sonra üç nokta eğme testine tabi tutuldu. Üç nokta eğme testi Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarında ve Universal Test Cihazı (AG- 50 kNG, Shimadzu, Japan) kullanılarak gerçekleştirildi (Resim 15).



Resim 15. Shimadzu üç nokta eğme testi ölçüm cihazı

Teste başlamadan önce paslanmaz çelikten hazırlanmış olan alt yapı ve destekler arası mesafe ayarlanıp örnekler Universal test cihazına yerleştirildi (Resim 16).

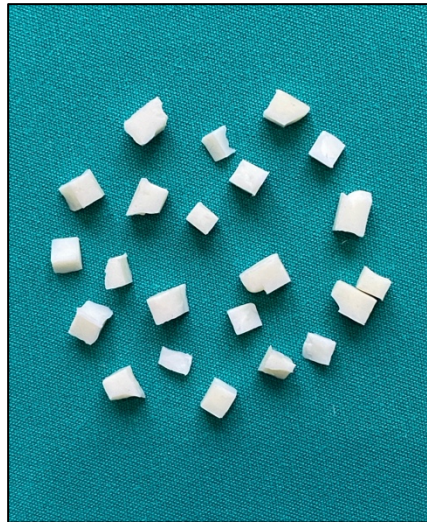


Resim 16. Eğme testi için hazırlanmış olan alt yapı

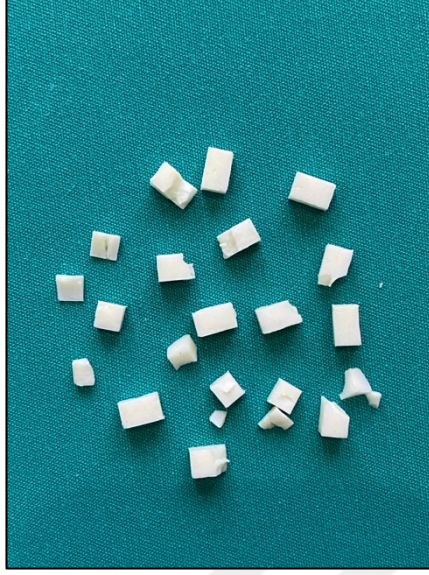
Universal Test Cihazının aşağıya doğru hareket eden üst kısmına kırılmayı gerçekleştirecek olan kırıcı uç bağlandı. Bu kırıcı ucun örneklerin tam orta noktasına gelecek şekilde ayarlanması için, önceden dijital mikrometre ile örneklerin tam orta noktası tespit edildi. Daha sonra Universal Test Cihazı 1 mm/dakika hızla çalıştırılarak örneklere kuvvet uygulandı. Örnekte kırılma meydana geldiğinde cihaz durduruldu.

Örneklere kırılmaya neden olan maksimum kuvvet değerleri not edildi. Örneklerin eğme dayanımları $3FL / 2bd^2$ formülüne göre hesaplandı. (bkz. genel bilgiler s: 46)

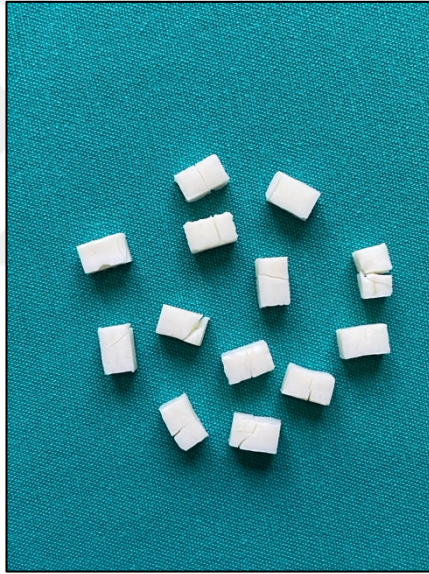
Yapılan eğme testi sonucunda örneklerde meydana gelen kırılmalar Resim 17, 18, 19 ve 20’de görülmektedir.



Resim 17. Grup 1 kırılma örnekleri



Resim 18. Grup 2 kırılma örnekleri



Resim 19. Grup 3 kırılma örnekleri



Resim 20. Grup 4 kırılma örnekleri

4.6. İstatistiksel Değerlendirme

Bu çalışmada elde edilen veriler Lisanslı IBM SPSS 21 paket programı ile analiz edilmiştir. Değişkenlerin normal dağılımdan gelme durumları araştırılırken birim sayıları nedeniyle Shapiro Wilk's' ve/veya Kolmogorov Smirnov Testlerinden yararlanılmıştır. Sonuçlar yorumlanırken anlamlılık düzeyi olarak 0,05 kullanılmış olup; $p < 0,05$ olması durumunda değişkenlerin normal dağılımdan gelmediği, $p > 0,05$ olması durumunda ise değişkenlerin normal dağılımdan geldikleri incelenmiştir.

Gruplar arasındaki farklılıklar incelenirken değişkenlerin normal dağılımdan gelmemesi nedeniyle gruplar arası karşılaştırmalarda Mann-Whitney U ve Kruskal Wallis-H Testlerinden yararlanılmıştır. Kruskal Wallis-H Testinde anlamlı farklılıkların görülmesi durumunda Post-Hoc Çoklu Karşılaştırma Testi ile aralarında farklılık olan gruplar belirlenmiştir.

Sonuçlar yorumlanırken anlamlılık düzeyi olarak 0,05 kullanılmış olup; $p < 0,05$ olması durumunda anlamlı bir farklılığın olduğu, $p > 0,05$ olması durumunda ise anlamlı bir farklılığın olmadığı belirtilmiştir.

5. BULGULAR

Bulk fill kompozit rezinin, farklı FGKR ile güçlendirilmesinin üç nokta eğme testi ile in-vitro olarak incelendiği çalışma sonucunda elde edilen veriler istatistiksel olarak değerlendirildi.

5.1. Üç Nokta Eğme Testi Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Gruplara ait örneklerin eğme testi dirençleri Newton (N) değeri üzerinden Tablo 2’ de gösterilmektedir.

Tablo 2. Örneklerin üç nokta eğme testi sonucu değerleri

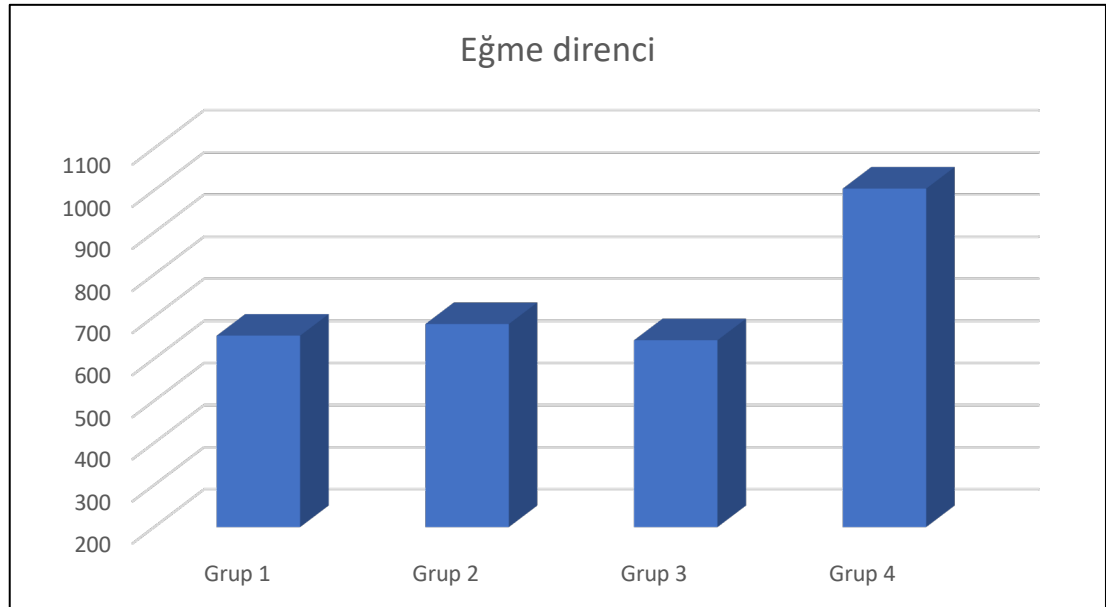
Örnekler	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4
1	606,1	462,9	1091,0	820,3
2	275,0	363,5	290,0	1028,4
3	872,6	155,8	541,5	1046,0
4	493,4	954,0	638,2	863,5
5	661,1	928,5	748,9	1800,0
6	479,5	906,2	543,8	1070,0
7	570,7	768,0	603,3	902,5
8	1006,5	655,1	539,2	744,6
9	1056,0	566,5	939,5	616,6
10	613,4	957,5	562,8	990,5
11	878,6	652,1	582,5	1398,0
12	647,3	630,2	709,7	1255,0
13	513,5	937,0	488,6	830,0
14	508,8	502,7	798,9	750,3
15	638,3	785,0	580,2	943,0

Çalışmamızda kullanılan 4 grubun üç nokta eğme testi ile kırılma değerlerinin istatistiksel normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk’s ve/veya Kolmogorov Smirnov yöntemlerine göre test edildi. Gruplar arasındaki farklılıklar incelenirken değişkenlerin normal dağılımdan gelmemesi nedeniyle gruplar arası karşılaştırmalarda Mann-Whitney U ve Kruskal Wallis-H testlerinden yararlanıldı. Kruskal Wallis-H

testinden anlamlı farklılıkların görülmesi durumunda Post-Hoc Çoklu Karşılaştırma Testi ile aralarında farklılık olan gruplar belirlendi. Çalışmada kullanılan tüm grupların eğme direnci bakımından aralarındaki farklılığa ilişkin analiz sonuçları Tablo 3'te gösterilmektedir. Grupların eğme direncine göre dağılım grafiği Şekil 15'de gösterilmektedir.

Tablo 3. Eğme direnci bakımından gruplar arasındaki farklılığa ilişkin analiz sonuçları

	Eğme direnci						Kruskal Wallis H Testi		
	n	Mean	Median	Min	Max	Sd	Mean Rank	H	p
Grup 1 (Bulk Fill Kompozit Rezın)	15	654,72	613,4	275	1056	213,14	24,67	16,057	0,001
Grup 2 (Bulk Fill Kompozit Rezın + Örgü Yapıda Cam Fiber)	15	682,33	655,1	155,8	964	242,84	28,07		
Grup 3 (Bulk Fill Kompozit Rezın + Leno Dokuma Yapıda Polietilen Fiber)	15	643,87	582,5	290	1091	193,39	23,4		
Grup 4 (Bulk Fill Kompozit Rezın + Kısa Cam Fiber Takviyeli Kompozit Rezın)	15	1003,91	943	616,6	1800	297,4	45,87		



Şekil 15. Eğme direncinin gruplara göre dağılım grafiği

Eğme direnci bakımından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Bu farklılığın hangi gruplardan kaynaklandığını tespit etmek amacıyla Post-Hoc çoklu karşılaştırma uygulandı.

Grupların kendi aralarındaki farklılıklar incelenirken değişkenlerin normal dağılımdan gelmemesi nedeniyle gruplar arası karşılaştırmalarda Mann-Whitney U ve Kruskal Wallis-H Testlerinden yararlanılmıştır. Eğme direnci bakımından gruplar arasındaki farklılığa ilişkin analiz sonuçları sırasıyla Tablo 4,5,6,7,8 ve 9’da verilmiştir.

Eğme direnci bakımından Grup 1 (Bulk Fill Kompozit Resin) ve Grup 2 (Bulk Fill Kompozit Resin + Örgü Yapıda Cam Fiber) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Tablo 4. Eğme direnci bakımından Grup 1 ve Grup 2 arasındaki farklılığa bağlı analiz sonuçları

	Eğme direnci						Mann Whitney U Testi		
	n	Mean	Median	Min	Max	Sd	Mean Rank	z	p
Grup 1	15	654,72	613,4	275	1056	213,14	14,67	-0,518	0,604
Grup 2	15	682,33	655,1	155,8	964	242,84	16,33		

Eğme direnci bakımından Grup 1 (Bulk Fill Kompozit Resin) ve Grup 3 (Bulk Fill Kompozit Resin + Leno Dokuma Yapıda Polietilen Fiber) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Tablo 5. Eğme direnci bakımından Grup 1 ve Grup 3 arasındaki farklılığa ilişkin analiz sonuçları

	Eğme direnci						Mann Whitney U Testi		
	n	Mean	Median	Min	Max	Sd	Mean Rank	z	p
Grup 1	15	654,72	613,4	275	1056	213,14	15,67	-0,104	0,917
Grup 3	15	643,87	582,5	290	1091	193,39	15,33		

Eğme direnci bakımından Grup 1 (Bulk Fill Kompozit Resin) ve Grup 4 (Bulk Fill Kompozit Resin + Kısa Cam Fiber Takviyeli Kompozit Resin) grupları arasından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Grup 1’in eğme direnci Grup 4’e göre anlamlı derecede düşüktür.

Tablo 6. Eğme direnci bakımından Grup 1 ve Grup 4 arasındaki farklılığa ilişkin analiz sonuçları

	Eğme direnci						Mann Whitney U Testi		
	n	Mean	Median	Min	Max	Sd	Mean Rank	z	p
Grup 1	15	654,72	613,4	275	1056	213,14	10,33	-3,215	0,001
Grup 4	15	1003,91	943	616,6	1800	297,4	20,67		

Eğme direnci bakımından Grup 2 (Bulk Fill Kompozit Rezin + Örgü Yapıda Cam Fiber) ve Grup 3 (Bulk Fill Kompozit Rezin + Leno Dokuma Yapıda Polietilen Fiber) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Tablo 7. Eğme direnci bakımından Grup 2 ve Grup 3 arasındaki farklılığa ilişkin analiz sonuçları

	n	Mean	Median	Min	Max	Sd	Mean Rank	z	p
Grup 2	15	682,33	655,1	155,8	964	242,84	16,67	-0,726	0,468
Grup 3	15	643,87	582,5	290	1091	193,39	14,33		

Eğme direnci bakımından Grup 2 (Bulk Fill Kompozit Rezin + Örgü Yapıda Cam Fiber) ve Grup 4 (Bulk Fill Kompozit Rezin + Kısa Cam Fiber Takviyeli Kompozit Rezin) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Grup 2'nin eğme direnci Grup 4'e göre anlamlı derecede düşüktür.

Tablo 8. Eğme direnci bakımından Grup 2 ve Grup 4 arasındaki farklılığa ilişkin analiz sonuçları

	Eğme direnci						Mann Whitney U Testi		
	n	Mean	Median	Min	Max	Sd	Mean Rank	z	p
Grup 2	15	682,33	655,1	155,8	964	242,84	11,07	-2,758	0,006
Grup 4	15	1003,91	943	616,6	1800	297,4	19,93		

Eğme direnci bakımından Grup 3 (Bulk Fill Kompozit Rezin + Leno Dokuma Yapıda Polietilen Fiber) ve Grup 4 (Bulk Fill Kompozit Rezin + Kısa Cam Fiber Takviyeli Kompozit Rezin) arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Grup 3'ün eğme direnci Grup 4'e göre anlamlı derecede düşüktür.

Tablo 9. Eğme direnci bakımından Grup 3 ve Grup 4 arasındaki farklılığa ilişkin analiz sonuçları

	Eğme direnci						Mann Whitney U Testi		
	n	Mean	Median	Min	Max	Sd	Mean Rank	z	p
Grup 3	15	643,87	582,5	290	1091	193,39	9,73	-3,588	0,001
Grup 4	15	1003,91	943	616,6	1800	297,4	21,27		



6. TARTIŞMA

Diş çürüğü, multifaktöriyel enfeksiyöz bir hastalıktır (213). Sürekli dişlenme döneminde çürüğün en sık görüldüğü dişler daimî birinci ve ikinci büyükazı dişleridir (2). Yapılan araştırma sonuçları daimî birinci büyükazı dişlerinin sürmelerini takip eden ilk yıllarda yüksek çürüme riskine maruz kaldıklarını göstermektedir (214). Daimî posterior dişlere, çiğneme hareketlerinde ve vertikal yüz yüksekliğinin korunmasında önemli görevler düşmektedir. Ayrıca bu dişler, çene travmalarında, ortodontik tedavilerde, oklüzyon fonksiyon ve dengesinin sağlanmasında da görev almaktadırlar. Özellikle daimî birinci büyükazı dişlerinin nötral oklüzyonda kilitlenmesi daha sonrasında sürececek olan daimî dişlerin normal oklüzyona gelmesine rehberlik eder ve bu nedenle bu dişlerin ağız içerisinde tutulması büyük önem taşır (5,8).

Çürük veya anomalilerle aşırı madde kaybına uğramış daimî posterior dişlerin fonksiyonlarını uzun süre devam ettirebilmesi, restoratif tedavideki başarıyla mümkündür. Fonksiyon, fonasyon ve doğal diş görünümünün geri kazandırılması önemlidir (9). Kompozit rezinler, önceleri yalnızca estetik ihtiyaçların mevcut olduğu anterior bölgelerde kullanılırken, güçlü adezyonları ve gelişmiş mekanik özellikleri nedeniyle posterior bölge dişlerde de kullanımı yaygınlaşmıştır (215). Ancak, bu materyallerde ağız içerisinde karşılaştıkları kuvvetler karşısında zamanla meydana gelen kırılmalar gözlenmiştir. Bununla birlikte, tabakalama yöntemi ile ayrı katmanlar halinde polimerize edilmeleri, tabakaların birleştirilmesi, tabakalar arasında kontaminasyon riski, bağlanma hataları, tekniğin uygulanmasının uzun sürmesi, küçük kavitelerde sınırlı erişim nedeniyle yerleştirilme zorluğu ve zamanla meydana gelen polimerizasyon büzülmesine bağlı mikrosızıntı gibi dezavantajları da mevcuttur. Üreticiler kompozit rezinlerin geniş kavitelerde kullanımını basitleştirmek ve hızlandırmak için materyalin kimyasal ve doldurucu partikül yapısında değişimler yaparak bulk fill kompozit rezinleri piyasaya sürmüşlerdir (216–219). Geniş restorasyonlarda doku kaybı fazla olduğundan dolayı kalan diş dokusunun direnci ve kullanılan kompozit materyalin okluzal kuvvetler karşısında dayanıklılığı da azalmaktadır ve böylece restorasyonlarda uzun dönemde kırıklar görülmektedir. Bu

nedenle bulk fill kompozit rezinler aşırı madde kaybına sahip olan posterior dişlerde kullanılmak üzere geliştirilmişlerdir. Kompozit rezinlerde meydana gelen başarısızlıkları azaltmak için bu restorasyonlar ile birlikte, destek oldukları restorasyonlar ve diş dokularının desteğini arttırdığı göz önünde bulundurularak FGKR'in kullanılması tavsiye edilmektedir (122). Bu bulguların ışığı altında bu çalışmada, örgü yapıda cam fiber, leno dokuma yapıda polietilen fiber ve kısa cam fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin materyallerinin; bulk fill kompozit rezinin eğme direnci üzerindeki etkisine universal test cihazı ile bakılmıştır.

Bir restoratif materyalin klinik başarısı doğrudan materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerine bağlıdır. Restoratif materyal klinik kullanımda çiğneme kuvvetlerine maruz kaldığı için materyalin yüksek eğme dayanımı aranan bir özelliktir (16). Materyallerinin klinik başarısında sadece klinik pratik değil aynı zamanda dayanıklılıkta önemli bir parametredir. Materyalin klinik performansını belirleyen eğme, basma, elastisite ve sertlik olarak bilinen mekanik özelliklerini belirlemek için mekanik testlerden yararlanılmaktadır. Eğme dayanımı testi ağız içerisinde bulunan restoratif materyallerin maruz kaldıkları kuvvetleri en çok taklit eden testlerdendir (220,221). Bu test ile basma, çekme ve makaslama gerilimlerinin aynı anda ölçümü sağlanmaktadır. Kuvvet uygulanan örneklerin alt yüzeylerinde çekme, üst yüzeylerinde basma ve örneklerin desteklenen uç kısımlarına yakın bölgelerde makaslama gerilimleri oluşmaktadır (222). Materyalin kırılmaya karşı direncinin belirlenmesine olanak sağlamaktadır. Ayrıca materyallerin basınç altında başarılı olup olmayacağı hakkında fikir sağlamaktadır. Bu nedenle çalışmamızda bu test yönteminden yararlanılmıştır. Materyallerin fiziksel ve mekanik özellikleriyle ilgili olarak ISO 4049 standart test tekniği, ISO (Uluslararası Standardizasyon Örgütü) tarafından geçerli olarak kabul edilmiştir. Çalışmamızda bulk fill kompozit rezinin FGKR ile güçlendirilmesinin eğme direnci, bu standart test yöntemi esas alınarak yapılmıştır.

Posterior dişleri restore ederken kullanılan kompozit rezin materyallerinin mekanik ve estetik özelliklerinin geliştirilmesi kullanım kolaylığı beklentisini beraberinde getirmiştir. Bulk fill kompozit rezinler bu amaçla son zamanlarda oldukça popüler olmuştur. Bulk fill kompozit rezinler ile teknik hassasiyeti az ve daha kısa

sürede restorasyonlar yapılabilmektedir. Ayrıca tedavi süresinin kısa tutulduğu genç, çocuk ve kaygılı hastalarda kullanımı daha kolaydır. Aşırı madde kaybına sahip posterior dişlerin restorasyonunda kullanılması dişler üzerinde daha az polimerizasyon stresi oluşturmaktadır (10). Bulk fill kompozit rezinler, stres taşıyan posterior dişlerin restorasyonunda kullanılması için yeterli mekanik özelliğe sahip olmalıdırlar (223). Ancak bulk fill kompozit rezinlerde polimerizasyon derinliğini arttırmak için içerisinde bulunan doldurucu oranı düşürülmüştür. Doldurucu oranının düşürülmesi mekanik özellikleri yetersiz, düşük yüzey sertliği ve düşük aşınma direnci materyallerin elde edilmesine neden olmaktadır. Yüksek vizkoziteli bulk fill kompozitler, bu materyallerin dezavantajlarını minimuma indirilmesi için üretilmişlerdir. Mekanik özellikleri ve yüzey dirençleri daha iyi olup posterior dişlerin restorasyonlarında tek başlarına kullanılmalarını sağlamıştır (224,225). Yapılan bazı çalışmalar, bulk fill kompozit rezinlerin klinik kullanım bakımından sakıncası olmadığını savunurken, bazı çalışmalar ise bulk fill kompozit rezinlerin 4 mm derinlikte polimerize edilmesinin mekanik özellikleri olumsuz etkileyebileceğini belirtmiştir (226–228). Tüm bu sebeplerden dolayı çalışmamızda posterior dişlerdeki bulk fill kompozit rezinin eğme direncine karşı etkisini değerlendirmek için tek başına ve yapısını güçlendireceği düşünülen örgü yapıda cam fiber, leno dokuma yapıda polietilen fiber ve kısa cam fiber takviyeli kompozit rezin ile beraber kullanmayı hedefledik.

Kullanılan restoratif materyalin matriks yapısı içerisinde bulunan inorganik doldurucu oranının yüksek olması ile materyalin mekanik özellikleri arasında pozitif bir ilişki olduğu tespit edilmiştir. Bundan dolayı, klinik çalışmalarda kullanılacak restoratif materyalin, yüksek doldurucu içeriğine ve böylece de yüksek eğme direncine sahip olması istenilen özelliklerdir (229,230). Kullanılan materyal seçimi restorasyonun uzun dönem klinik başarısında oldukça önemlidir. Kompozit rezin restorasyonlarda görülen kırık veya çatlaklar restorasyonun uzun dönem başarısını olumsuz etkilemektedir. Bu nedenle, bu restorasyonların direncinin artırılması gerekmektedir. Eğme direncini artırma yöntemlerinden biri de kompozit rezinlerin fiber ile güçlendirilmesidir. Uygun bir şekilde yerleştirilmiş ve dizayn edilmiş fiberlerin eklendikleri kompozit rezinin eğme direncini arttırdığı iddia edilmektedir (231–233). Fiberler, kırık stoperi olarak görev alarak materyalin fiziksel özelliklerini

iyileştirirler. Bu amaçla en çok tercih edilen fiber tipleri ağ yapılı polietilen ve cam fiberlerdir. En önemli özellikleri mekanik ve estetik özelliklerinin üstün olmasıdır (192). Fiber ile güçlendirilmiş dental restoratif materyallerin mekanik özelliklerinin belirlenmesinde fiberlerin tipi, yönü ve doyurulması, örnek grupların boyutları, ortamın standardizasyonu, örneklerin su içerisinde bekletilmesi ve uygulanan yükleme hızı gibi özelliklerin önemli olduğu yapılan önceki çalışmalarda bildirilmiştir (234–240). FGKR; inley ve onley uygulamalarında, periodontal splint yapımında, adeziv sabit köprülerde, protezlerin güçlendirilmesi ve tamirinde, çocuk diş hekimliğinde yer tutucu yapımında ve endodontik tedavili dişlerde kompozit rezin restorasyonlarının güçlendirilmesi amacıyla post olarak kullanılmaktadır (190,191,241). Aynı zamanda, aşırı madde kaybına sahip dişlerde kalan diş dokusunun dayanıklılığını arttırmak amacıyla da kullanılmaktadırlar (242). Fiberler, dentin dokusuna yakın elastik modülüne sahip olmaları ile okluzal kuvvetlerin oluşturduğu stresleri dağıtarak restorasyonun kırılma direncini arttırırlar (139). Murali Mohan ve ark.'nın endodontik tedavi sonrası fiber post ve direkt kompozit rezin ile restore edilen altmış dört diş ile ilgili çalışmasında restorasyonların değerlendirilmesi sonucunda fiber postlar, kırık ve endodontik tedavili dişlerin restorasyonu için en iyi seçenek olarak bildirilmiştir (243). Scotti N ve ark.'nın 247 hastanın endodontik tedavi gerektiren posterior grup dişlerin direkt kompozit rezin ve fiber post sonrası direkt kompozit rezin ile restorasyonu olmak üzere iki gruptan oluşan çalışması sonucunda fiber post kullanılan restorasyonların istatistiksel olarak anlamlı derecede daha başarılı bulunduğu görülmüştür (244). Bu çalışmada da fiberlerin post olarak kullanımındaki başarı ve avantajları dikkate alınarak aşırı madde kaybına sahip posterior grup dişlerin restorasyonunda bulk fill kompozit rezinlerin dayanıklılığı üzerindeki etkisine bakılmıştır. Bu amaçla örgü yapıda cam fiber ve leno dokuma yapıda polietilen fiberler kullanılmıştır.

Örgü yapıda cam fiberler, önceden doyurulmuş fiberlerdir. Önceden ıslatılmış olmaları klinisyenin uygulayacağı basamakları ortadan kaldırır. Ayrıca önceden doyurulmamış fiberlere göre daha yüksek oranda fiber içermeleri nedeniyle yüksek eğme direncine sahip oldukları iddia edilmektedir (16). Cam fiberler üstün estetik özelliklere sahiptirler ancak rezin matrikse adezyonları zayıftır (245). Ayrıca bu fiberler cilt ile temas ettiğinde irritasyona neden olmaktadır. Bu nedenle, uygulama

sırasında restorasyona yerleştirilirken yüzeye çıkmamasına dikkat edilmelidir (246). Cam fiberlerin, yüksek gerilme direncine sahip oldukları ve kompozit rezinlerin eğme ve darbe dirençlerini arttırdıkları iddia edilmektedir (247). Bu amaçla çalışmamızda, örgü yapıda cam fiberin bulk fill kompozit rezinin eğme direnci üzerindeki etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Leno dokuma yapıda polietilen fiberler, çaprazlama kilitli ilmek tarzında leno dalgası şeklinde bir yapıdadır. Bu özel yapısı nedeniyle kuvvetlere karşı dayanıklılığı arttırmaktadır ve kuvvetlerin rezin içerisinde ilerlemesini durdurmaktadır. Leno dokuma yapıda polietilen fiberler önceden doyurulmamış fiberlerdir ve kullanımlarından önce özel bir makas ile kesilip rezin içerisinde doyurulması gerekmektedir. Bu durum klinisyen tarafından uygulama basamak sayısını arttırırsa da kuvvetlere karşı restorasyonun dayanıklılığını arttırdığı iddia edilmektedir. Leno dokuma yapıda polietilen fiberler ısıtıldıktan sonra kavite içerisine uygulanana kadar ışıktan korunmalıdır. Bu durum klinisyen tarafından uygulama esnasında teknik hassasiyet gerektirir. Leno dokuma polietilen fiberler kullanımı esnasında kolayca şekil alabilir böylece kavite duvarlarına adapte olabilirler. Üretimleri esnasında maruz kaldıkları gaz-plazma işleminden dolayı suyu kolaylıkla emerek fiberin yüzey gerilimi azalır ve kompozit rezinler ile iyi bir kimyasal adezyon sağlar (248). Bu amaçla çalışmamızda, leno dokuma yapıda polietilen fiberin bulk fill kompozit rezinin eğme direnci üzerindeki etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Yeni geliştirilen, yüksek stres taşıyan bölgelerde kullanılması önerilen, kısa fiber takviyeli kompozit rezinler maksimum güçlendirici etki sağlamak için boyut ve uzunluk açısından optimize edilmiş silanlı e-cam lifleri içermektedir. Bu kompozit rezinler aşırı madde kaybına sahip dişlerin restorasyonunda birçok avantaja sahiptir. Elastik modülleri dentine benzerdir, çekme dayanımları yüksektir, uygun maliyetli ve tek seansta tedavi için uygundur (203). Kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler, geleneksel kompozit rezinlerin altında alt yapı olarak kullanıldığında, restorasyonun dayanıklılığı önemli ölçüde artmakta ve restorasyon kırılma noktasına kadar yüklendiğinde kırılma yolu değişmekte ve onarılabilir kırıklar meydana gelmektedir. Bu amaçla çalışmamızda, kısa cam fiber takviyeli kompozit rezinin

altyapı materyali olarak kullanımının bulk fill kompozit rezinin eğme direnci üzerindeki etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Farklı FGKR'in bulk fill kompozit rezinin eğme direnci üzerine etkisinin karşılaştırılmalı olarak incelendiği çalışmamızda, üç nokta eğme testi sonucunda elde edilen değerler N birimi olarak ifade edilmiştir. N, örneklerin kırılmasına neden olan yükü ifade etmektedir. Buna bağlı olarak çalışmamızda; bulk fill kompozit rezin örneklerin ortalama eğme direnci değerleri 654,72 N, bulk fill kompozit rezin + örgü yapıda cam fiber örneklerinde 682,33 N, bulk fill kompozit + leno dokuma yapıda polietilen fiber örneklerinde 643,87 N ve bulk fill kompozit rezin + kısa cam fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin örneklerinde 1003,91 N olarak saptanmıştır. Eğme direnci bakımından gruplar arasında anlamlı farklılık olduğu belirlenmiştir ($p<0,05$).

Çalışmamızda, Kısa cam fiber takviyeli kompozit rezin + bulk fill kompozit rezin grubunun eğme direnci üzerine etkisi diğer tüm gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha başarılı bulunmuştur.

Garoushi ve ark.'nın geniş posterior restorasyonlarda kısa cam fiber takviyeli kompozit rezin ile farklı bulk fill kompozit rezinlerin kırılma ve eğme dirençlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, kısa cam fiber takviyeli kompozit rezinin daha yüksek kırılma ve eğme direnci gösterdiği bulunmuştur (249).

Garlapati ve ark.'nın endodontik tedavili dişlerde hibrit kompozit rezin, leno dokuma yapıda polietilen fiber + konvansiyonel kompozit rezin ve kısa cam fiber takviyeli kompozit rezin + konvansiyonel kompozit rezinin kırılma dirençlerini karşılaştırdıkları bir in vitro çalışmada, kısa cam fiber takviyeli kompozit rezinin yüksek oranda kırılma direncini arttırdığı gösterilmiştir. Ayrıca, kompozit rezin içerisinde bulunan kısa fiberin doldurucu partiküllerle ve kompozit tabakalar ile desteklenebilir olduğundan çatlakların ilerlemesinin önüne geçilebileceği belirtilmiştir (250).

Rajaraman ve ark.'ın sınıf I kaviteli kısa cam fiber takviyeli kompozit rezin ile sağlam dişlerin universal test cihazı ile kırılma dirençlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, kısa cam fiber takviyeli kompozit rezinin ortalama kırılma direncinin

istatistiksel olarak anlamlı olmayacak şekilde sağlam dişlere yakın sonuçlar verdiği saptanmıştır. Sağlam dişlerde gözlenen daha yüksek kırılma direncinin madde kaybının olmamasına bağlamışlardır (251).

Tekçe ve ark.'nın kısa cam fiber takviyeli kompozit rezin ile leno dokuma polietilen fiberlerin kırılma dirençlerini karşılaştırdıkları bir çalışmada ise iki materyalin kırılma dirençlerinin istatistiksel olarak benzer oldukları bulunmuştur. Bununla birlikte aynı çalışmada, kısa cam fiber takviyeli kompozit rezin materyalinin kırılma değerlerinin posterior bölgelerdeki ortalama en yüksek ısırma kuvveti olan 700-900 N ve travma ve sert yabancı cisim ısırılmasında 965 N'ye kadar ulaşılabilen kuvvetlerden daha yüksek olduğu bulunmuştur (252).

Bijelic ve ark.'nın kısa cam fiber takviyeli kompozit rezinleri farklı geleneksel kompozitler ile karşılaştırdıkları çalışmalarında, bu kompozit rezinlerin çatlak yayılma riskini azalttığı ve yapısında bulunan kısa cam fiberin stres yoğunluğunun azalmasını sağladığı bildirilmiştir (253).

Tanner ve ark.'nın kısa cam fiber takviyeli kompozit rezin ile posterior 36 diş tedavi ettikleri, 2,5 yıllık klinik takip çalışmasında ise, kısa cam fiber takviyeli kompozit rezinlerin yüksek kırılma direnci özelliğine sahip olduğu görülmüştür. Takip sonrasında restorasyonların sağkalım oranı %97.2 ve başarı oranı (onarım gerektirmeyen) %89.9 olarak bulunmuştur (254).

Ayrıca Eapen ve ark.'nın endodontik tedavili dişlerin restorasyonunda farklı kompozit rezinler ve kısa cam fiber takviyeli kompozit rezin kullanılması ile kırılma direncini karşılaştırdıkları in vitro bir çalışmada, kısa cam fiber takviyeli kompozit rezinin kalan diş dokusunun direncini arttırdığını bulmuşlardır. Aynı zamanda bu kompozit rezinlerin, doğal dişlerdeki mine ve dentin dokusunu taklit ederek endodontik tedavili dişlerde yüksek okluzal kuvvet olan alanlarda kompozit rezinlerin altında kullanılarak restorasyonu daha dayanıklı ve kırılmaya dirençli hale getireceğini bildirmişlerdir (203).

Okluzal kuvvetler karşısında yüksek miktarda kuvvete maruz kalan posterior grup dişlerin aşırı madde kaybı sonucunda dayanıklılığının artırılması gerekmektedir.

Restore edilen dişler, sağlıklı dişlere göre büyük stres ve yorgunluk altında mekanik sorunlara yatkındırlar. Ayrıca kavite büyüklüğü arttıkça dişte kırık meydana geldiği yapılan çalışmalar ile belirtilmiştir. Posterior dişler okluzal kuvvetlere daha çok maruz kaldıklarından dolayı bu durum sıklıkla karşımıza çıkmaktadır. Kısa cam fiber takviyeli kompozit rezin, son zamanlarda bu amaçla, azaltılmış polimerizasyon büzülmesi ve artırılmış kırılma direnci ile geliştirilmiştir (251). Kısa cam fiber takviyeli kompozit rezin, E-cam fiber ve baryum cam dolgu maddesinin karışımıdır. Bu E-cam fiberler 1-2 mm uzunluğundadır ve kompozit rezin içerisine eklendiklerinde mekanik özellikleri önemli ölçüde arttırırlar. Bu kompozit rezinlerin üstün özellikleri, stresin matriksten liflere aktarılması yoluyla çatlak yayılımını kontrol eden esas olarak kısa E-cam liflerinden oluşan bu güçlendirilmiş kompozit birleşimine bağlanabilir. Ayrıca bu liflerin oryantasyonu nedeniyle polimerizasyon büzülmesi ve marjinal mikro sızıntı kontrol edilebilir (255). Restorasyonda kullanılan kompozit rezinlerin dayanıklılığını artırma amacıyla kullanılan kısa cam fiber takviyeli kompozit rezin, üzerindeki kompozit rezinle iyi bir adezyon sağlayarak okluzal kuvvetleri diş dokusuna eşit bir şekilde aktarmaktadır. İçerisindeki liflerin ışık geçirgenliği sayesinde polimerizasyon derinliği arttırılmış ve böylelikle bulk tekniğine uygun olarak da kullanılmaktadırlar. Polimerizasyon büzölmeleri de diğer kompozit rezinlere oranla oldukça düşüktür (256,257). Bu çalışmada, farklı FGKR'in bulk fill kompozit rezinin eğme direnci üzerine etkisine bakılmıştır ve en yüksek eğme direnci değerlerini kısa cam fiber takviyeli kompozit rezin göstermiştir. Elde ettiğimiz sonuçlar yapılan çalışmalar ile benzerlik göstermiştir. Kısa cam fiber takviyeli kompozit rezinin içeriğinde bulunan çıkıntılı yapıda kısa fiberlerin kompozit ile mikromekanik kilitlenmesiyle daha yüksek eğme direnci değerleri elde edildiği düşünülmektedir.

Çalışmamızda; örgü yapıda cam fiber + bulk fill kompozit rezin grubunun eğme direnci üzerine etkisi istatistiksel olarak anlamlı olmasa da bulk fill kompozit rezinin eğme direncini arttırdığı görölmüştür.

Vallittu yaptığı bir çalışmada, tek yönlü ve örgü yapıda cam fiberler ile güçlendirilmiş akrilik rezinin eğme direncine bakmıştır. Bu çalışma sonucuna göre tek yönlü cam fiberlerin daha yüksek eğme direncine sahip olduğunu, fakat örgü formundaki cam fiberlerin tüm polimer yapıli materyallerde kırılma anındaki direnci

arttırdığını ve bu durumun klinik açıdan önemli olduğunu belirtmiştir. Örnek olarak indirekt kompozit kronun laboratuvar hazırlama ve klinik uygulama aşamasında meydana gelebilecek marjinal defektlerin, kırılmaya dayanıklı olan örgü yapıda cam fiber uygulanması ile ortadan kaldırılabileceğini bildirmiştir (258).

Uzun ve ark. yaptıkları bir çalışmada, ısı ile polimerize olan akrilik rezinlerin, örgü/ağ yapıda beş farklı fiber ile güçlendirilmesinin, eğme ve darbe dirençlerine etkisini incelemişlerdir. Çalışma sonucuna göre, polietilen ve cam fiberin ince ve kalın kevlar ve karbon fibere göre kuvvetler karşısında istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek dirence sahip olduğunu bulmuşlardır (259).

Candan ve ark.'nın yaptıkları farklı altyapı materyallerin kullanılmasının nanofil kompozit rezinin eğme direnci üzerine etkisinin değerlendirildiği bir in vitro çalışmada, yalnızca nanofil kompozit rezin kontrol grubunun en düşük eğme direncine sahip olduğu ve en yüksek eğme direnci değerinin akışkan kompozit rezinle birlikte örgü yapıda cam fiber kullanılan örnek grubu olduğu bildirilmiştir. Aynı çalışmada, akışkan kompozit rezinlerin, restorasyonların alt tabakasında kullanılmasının restorasyonların eğme direncini arttırdığı, okluzal kuvvetlerin zararlı etkilerini azalttığı ve kavite tabanında bulunan düzensizlikleri giderdiği amacıyla kullanıldığı belirtilmiştir. Akışkan kompozit rezin üzerine örgü yapıda cam fiber yerleştirip üzeri nanofil kompozit rezin ile kapatılan grup ile akışkan kompozit rezin kullanılmadan direkt kalıp tabanına örgü yapıda cam fiber yerleştirip üzeri nanofil kompozit ile kapatılan grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmasa da eğme direnci daha yüksek bulunmuştur (241).

Eğme testi uygulanacak örneklerde fiberin, örneklerin hangi bölgesine yerleştirilmesi ile ilgili çalışmalar yapılmıştır. Chung ve ark. geçici sabit protezlerin yapımı için kullanılan otopolimerizan akrilik kaide materyaline cam fiber eklenmesinin eğme direnci üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında, tek yönlü fiberi 9 mm yüksekliğindeki kalıba dört farklı şekilde yerleştirmişlerdir. Fiberi kalıbın 1/3 üst kısmına, orta, 1/3 alt ve hem üst hem de alt kısmından 3 mm olacak şekilde iki tabaka fiberi akrilik içerisine yerleştirmişlerdir ve üç nokta eğme testi uygulamışlardır. Çalışma sonucuna göre en yüksek eğme direnci değerini kalıbın alt 1/3 alt kısmına yerleştirildiği

örnekler gösterirken, en düşük değeri fiberin üst ve orta kısmına yerleştirildiği örnekler göstermiştir (261).

Kanie ve ark. akrilik rezin içerisine yerleştirilen örgü yapıda cam fiberin pozisyonunun eğme direncine etkisini inceledikleri çalışmalarında, fiberin çekme gerilimlerinin en yüksek olduğu, alt kısmına yerleştirildiği durumlarda, en yüksek eğme direnci saptandığını belirtmişlerdir (262). Benzer şekilde Lassila ve Vallittu kompozit tabakaları arasına fiberi yerleştirdikleri çalışmalarında, en yüksek eğme direncinin kompozitin alt kısmına yerleştirilen örneklerde olduğunu tespit etmişlerdir (263).

Çalışmamızda; örgü yapıda cam fiberlerin tüm yönde kompozit yapıyı güçlendirmesi, kuvvet yönünün bilinmediği durumlarda uygulanması, diğer fiber tiplerine göre üstün mekanik özelliklere sahip olması, önceden doyurulmuş olmasından dolayı hekimin uygulama basamaklarını elimine etmesi, önceden doyurulmamış fiberlere göre daha yüksek fiber yapı içermeleri ve buna bağlı olarak daha yüksek eğme direncine sahip olmaları nedeniyle tercih edilmiştir. Yaptığımız çalışma sonuçları bu fiberin, bulk fill kompozit rezinin eğme direnci üzerine etkisi istatistiksel olarak anlamlı olmasa da eğme direncini arttırdığını göstermiştir. Bu durum çalışmamızda örgü yapıda cam fiberi, alt tabaka yerine orta tabakaya yerleştirmemiz ve kaide materyali olarak akışkan kompozit rezin yerine bulk fill kompozit rezin kullanmamız ile ilişkili olabileceğini düşünmekteyiz.

Çalışmamızda; leno dokuma yapıda polietilen fiber + bulk fill kompozit rezin grubunun eğme direnci üzerine etkisi istatistiksel olarak anlamlı olmasa da bulk fill kompozit rezin ve örgü yapıda cam fiberden daha düşük bulunmuştur.

Pereira ve ark., fiber ile güçlendirilmemiş hibrit, mikrofil ve hibrit+mikrofil kompozit rezin kombinasyonlarının, leno dokuma yapıda polietilen fiber ile güçlendirilen hibrit kompozitin eğme dirençlerini karşılaştırmışlardır. Bu çalışma sonucuna göre leno dokuma yapıda polietilen fiber ile güçlendirmenin; mikrofil, hibrit+mikrofil kompozit rezin kombinasyonundan daha yüksek ve hibrit kompozit rezinlerden daha düşük eğme direnci gösterdiğini bulmuşlardır, fakat bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını belirtmişlerdir. Kuvvet uygulaması sonrası ışık mikroskobunda örneklerin incelendiği aynı çalışmada, mikrofil ve hibrit kompozit rezin

örneklerde homojen kırıkların gözleendiği, hibrit+mikrofil kompozit rezin kombinasyonunda her iki kompozit rezin tabakasında kırığın farklı yönlerde birleşim çizgisini takip ettiği, fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin örneklerde ise; kırığın fiber kısmında kaldığı ve fiberin kırığın ilerlemesini engellediğini belirtmişlerdir (264).

Bae ve ark., leno dokuma polietilen fiber, poliaramid ve üç farklı cam fiber eklenerek hazırlanmış oldukları kompozit rezin örnekli çalışmalarında, örneklerine üç nokta eğme testi uygulamıştır. Test sonucunda fiber ilave edilen tüm örneklerin, sadece kompozit rezin içeren gruba göre eğme direncini anlamlı bir şekilde arttırdığını bulmuşlardır. Bununla birlikte, poliaramid ve cam fiberlerin, leno dokuma polietilen fibere göre eğme direncinin anlamlı bir şekilde yüksek olduğunu bulmuşlardır (265).

Türkeş ve ark., leno dokuma yapıda polietilen fiber materyalinin, kompozit rezin içerisine farklı konfigürasyonlarda yerleştirilmesi durumunda, restorasyonun basınç kuvvetlerine karşı dayanımlarına universal test cihazı ile baktıkları in vitro çalışmalarında, sadece kompozit rezin kullanılan grubun, tabana akışkan kompozit rezin ile birlikte polietilen fiber uygulanan gruba göre direnç değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını bulmuşlardır (122). Tezvergil ve ark. (266), Belli ve ark. (267) ve Lassila ve ark. (268) yaptıkları çalışmalarında bu çalışmaya benzer olarak leno dokuma yapıda polietilen fiberi akışkan kompozit rezin ile birlikte kullanmışlardır. Kompozit rezin restorasyonlarda leno dokuma yapıda polietilen fiberin ince bir tabaka akışkan kompozit rezin ile beraber kaviteye yerleştirilmesinin fiber-kompozit rezin arasındaki adezyonu pozitif yönde etkilediğini ve akışkan kompozit rezinin polimerizasyon sırasında meydana gelen gerilimler ve okluzal kuvvetler altında meydana gelen stresler karşısında tampon görevi alarak büzülmenin etkisini azalttığı bildirilmiştir. Ayrıca geniş yüzey alanına sahip kavitelerde akışkan kompozit rezin ile beraber fiberlerin kullanılması akışkan kompozit rezinin fiberin lifleri arasında daha iyi bir şekilde nüfuz ederek stabil ve yüksek bir bağlanma direnci oluşturduğunu bildirmişlerdir.

Özüdoğru yaptığı bir tez çalışmasında, leno dokuma yapıda polietilen fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin ile yapılan restorasyonları sadece kompozit rezin ile yapılan restorasyonlar ve sağlam dişlerle kırılma dirençleri bakımından karşılaştırmıştır.

Bu çalışma sonucuna göre; ortalama kırılma direnci değerlerinin leno dokuma yapıda polietilen fiber olan grupta daha yüksek olmasına rağmen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını bildirmiştir (248).

Leno dokuma yapıda polietilen fiberin çaprazlama kilitli ilmek leno dalgası şeklindeki dokuma yapısı, üzerine gelen kuvvetler karşısındaki dayanıklılığını arttırmaktır. Böylece kuvvetlerin yapının içerisinde ilerlemesini sağlamaktadır. Ayrıca bu fiberler, kırık dişlerin restorasyonunda geleneksel kompozit rezinler ve protetik restorasyonlar yerine uygulanması ile, dişlerin güçlendirilmesi ve kırılmalara karşı direncinin artırılması açısından da avantajlı bulunmaktadır (161,269). Tüm bu avantajlara rağmen çalışmamıza göre, leno dokuma polietilen fiberin bulk fill kompozit rezinin eğme direncine etkisi istatistiksel olarak anlamlı olmasa da bulk fill kompozit rezin ve örgü yapıda cam fiberden daha düşük bulunmuştur. Fakat diğer gruplara göre uygulana kuvvet sonrası, örneklerde meydana gelen kırılmalar tam kopma şeklinde olmamıştır (Resim 19). Bu durum bize leno dokuma polietilen fiber grubunun tamir edilebilmesinin mümkün olabileceğini göstermiştir. Çalışmamızda; yapılan diğer çalışmalardan farklı olarak leno dokuma yapıda polietilen fiber bir kaide materyali olan akışkan kompozit rezin içerisine yerleştirilmek yerine direkt bulk fill kompozit rezin içerisine yerleştirilmiştir. Bu durum, bulk fill kompozit rezinin fiberin lifleri arasına akışkan kompozit rezin kadar iyi penetre olmadığı ve beraberinde adeziv başarısızlığı meydana getirmesi ile ilişkili olabilir. Ayrıca, leno dokuma yapıda polietilen fibere göre örgü yapıda cam fiberlerin önceden doyurulmuş olması hekimin uygulayacağı basamakları elimine eder. Aynı zamanda, önceden doyurulmamış fiberlere göre daha yüksek oranda fiber içermektedir. Tüm bu sebepler örgü yapıda cam fiberin daha yüksek değerlerde kırılmasını açıklayabilir. Aynı zamanda, çalışmamızın in vitro olması, leno dokuma yapıda polietilen fiberin önceden doyurulmamış olması, doyurulma süresince beklenen zaman aralığı ve ortam koşulları, doyurulma işleminden sonra kavite içerisinde oluşturduğu hacimsel büyüklük ve fiber ağın bulk fill kompozit rezin tabakaları ortasına yerleştirilmesi eğme direnci değerlerinin düşük çıkmasında sebep oluşturmuş olabilir.

7. SONUÇ

Bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde aşağıdaki sonuçlar çıkarılabilir:

1. En yüksek eğme direnci değeri kısa cam fiber takviyeli kompozit rezin + bulk fill kompozit rezin grubunda bulunmuştur.
2. Örgü yapıda cam fiber, bulk fill kompozit rezin ve leno dokuma yapıda polietilen fiber grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.
3. Bulk fill kompozit rezinlerin eğme direncini arttırmak için kullanılan FGKR'in bir kaide materyali olarak akışkan kompozit rezin ile birlikte kullanılması daha anlamlı olabilir.
4. Çalışmamız in vitro koşullarda yapıldığından, ağız içi ortam tam olarak taklit edilememektedir. Ayrıca restoratif materyaller ağız içerisinde sadece dikey yönde kuvvetlere maruz kalmamakla beraber birçok yönden kuvvete maruz kalmaktadır.
5. Bu çalışma, farklı in vitro ve klinik çalışma sonuçları ile desteklenmelidir.



8. KAYNAKLAR

1. Kılınç G. Tooth decay in children and the assesment of associated factors. Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi. 2018;32(3):219-26.
2. Li S-H, Kingman A, Forthofer R, Swango P. Comparison of tooth surface-specific dental caries attack patterns in US schoolchildren from two national surveys. J Dent Res. 1993;72(10):1398-405.
3. Tokuç M, Çelik M. Evaluation of first permanent molar extractions due to caries in children. Acta Odontol Turc. 2022;39(1):16-20.
4. Duman S, Duruk G. 6-12 Yaş grubu çocuklarda daimi birinci büyük azı dişlerin önemi ve değerlendirilmesi. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2018;4(28):610-24.
5. Kiraz M, Yüksel BN, Sarı Ş. Daimi birinci büyük azı dişlerinin kontrollü çekimleri. Acta Odontol Turc. 2018;35(2):56-61.
6. Tatar E, Çakmakoglu EE, Sariyildiz CO, Atakul F. Restorations of young permanent Teeth. Dental and Medical Journal. 2020;2(1):2667-7288.
7. Maden EM, Altun C, Çocuk diş hekimliğinde kötü prognozlu daimi birinci molarların çekim endikasyonları ve klinik değerlendirmeleri. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2013;23(3):408-413.
8. Fazeli AH, and A Fazeli. First-molar caries in primary school children of a northern city of Iran. Pakistan Oral & Dent. 2005;25(1):93-6.
9. Ernst C-P, Canbek K, Aksogan K, Willershausen B. Two-year clinical performance of a packable posterior composite with and without a flowable composite liner. Clin Oral Investig. 2003;7(3):129-34.
10. Aydın N, Karaoğlanoğlu S, Oktay EA, Toksoy Topçu F, Demir F. Diş hekimliğinde bulk fill kompozit rezinler. Selcuk Dent. 2019;6(2):229-38
11. Gül Batmaz S, DüNDAR A, Barutçugil Ç, Yıldız B. Bulk fill kompozit rezinlerin iki farklı tabaka kalınlığında ve ışık gücünde polimerize edilmesinin kompozitin basma dayanımına etkisi. European Journal of Research in Dentistry. 2021;5(1):38-44.
12. Lynch CD, Opdam NJ, Hickel R, Brunton PA, Gurgan S, Kakaboura A. Guidance on posterior resin composites: Academy of Operative Dentistry-European Section J Dent. 2014;42(4):377-83.
13. Opdam NJM, Bronkhorst EM, Roeters JM, Loomans BAC. A retrospective clinical study on longevity of posterior composite and amalgam restorations. Dent Mater. 2007;23(1):2-8.
14. Oğlakçı B, Tuncer D, Halaçoğlu DM, Arhun N. The evaluation of shear bond strength of resin composite with different reinforcement techniques. Yeditepe Dent J. 2021;17(2):91-6.
15. Chan DCN, Giannini M, De Goes MF. Provisional anterior tooth replacement using nonimpregnated fiber and fiber-reinforced composite resin materials: a clinical report. J Prosthet Dent. 2006;95(5):344-8.

16. Candan Ü, Eronat N, Türkün M. Fiberle güçlendirmenin nanofil kompozitin eğme direncine etkisinin incelenmesi. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2015;25(1):13-20.
17. van Heumen CCM, Kreulen CM, Bronkhorst EM, Lesaffre E, Creugers NHJ. Fiber-reinforced dental composites in beam testing. Dent Mater. 2008;24(11):1435-43.
18. Butterworth C, Ellakwa AE, Shortall A. Fibre-reinforced composites in restorative dentistry. Dent Update. 2003;30(6):300-6.
19. Miller TE, Margalit S, Creamer TJ. Emergency direct/indirect polyethylene-ribbon-reinforced composite resin, fixed partial denture: a case report. Compend Contin Educ Dent. 1996;17(2):182-4.
20. Ganesh M, Tandon S. Versatility of ribbond in contemporary dental practice. Trends Biomater Artif Organs. 2006;20(1):53-8.
21. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LVJ. Short glass fiber reinforced restorative composite resin with semi-interpenetrating polymer network matrix. Dent Mater. 2007;23(11):1356-62.
22. Garoushi S, Säilynoja E, Vallittu PK, Lassila L. Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. Dent Mater. 2013;29(8):835-41.
23. Belli S, Eraslan O, Eskitaşcıoğlu G. Effect of different treatment options on biomechanics of immature teeth: A finite element stress analysis study. J Endod. 2018;44(3):475-9.
24. Özgür B, Ünverdi GE, Çehreli ZC. Diş çürüğünün tespitinde geleneksel ve güncel yaklaşımlar. Türkiye Klinikleri Pediatric Dentistry. 2018;4(1):1-9.
25. Griffin MC. Dental caries evidence for dietary change: an archaeological context. 1991
26. Ritter A V, Sturdevant CM. Sturdevant's art and science of operative dentistry. 2014;530.
27. Pitts NB, Zero DT, Marsh PD, Ekstrand K, Weintraub JA, Ramos Gomez F. Dental caries. Nat Rev Dis Primers. 2017;3(1):17-30.
28. Ilgın Cansu K. Diş çürüğü ve tarihteki öyküsü. Antropoloji (Ankara). 2015;0(29):17-28.
29. Nowak AJ, Christensen J, Townsend JA, Mabry TR, Wells M, Martha H. Pediatric dentistry: infancy through adolescence. 6th ed.
30. Selwitz RH, Ismail AI, Pitts NB. Dental caries. 2007;369(9555):51-9.
31. Umemori S, Tonami KI, Nitta H, Mataka S, Araki K. Clinical study the possibility of digital imaging in the diagnosis of occlusal caries. Int J Dent. 2010;2010:1-4.
32. Brothwell DR. Teeth in earlier human populations. Proc Nutr Soc. 1959;18(1):59-65.
33. Kırmızıgül İ, Duruk G. Treatment methods of white spot lesions. J Ege Üniv Sch Dent. 2019;40(3):193-202.
34. Eligüzeloğlu E, Özcan S, Üçtaşlı MB, Ömürlü H. Kök çürükleri ve tedavileri. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2007;2007(1):32-8.
35. Karabulut Gençer B, Tarçın B, Şenol AA, Yılmaz Atalı P. Restoratif diş hekimliğinde geriatrik yaklaşımlar. Selçuk Dent J. 2021;8(3):936-46.

36. Nanci A. Ten cate's oral histology development, structure and function, 6/E. Elsevier India. Chapter/8 Dentin Pulpa Komplex: Composition, Formation, And Structure. 2003;6:192-225.
37. Nanci A. Ten Cate's Oral Histology Development, Structure, And Function, 6/E. Elsevier India. Chapter/7 Enamel: Composition, Formation, And Structure. 2003;7:145-191.
38. Gülhan A, Akıncı T, Uz M. 7-15 yaşlar arasındaki çocuklarda çürük sıklığı ve ağız hijyeni. İnönü Üniv Diş Hek Derg. 1991;(2):25.
39. Carvalho JC, Ekstrand KR, Thylstrup A. Dental plaque and caries on occlusal surfaces of first permanent molars in relation to stage of eruption. J Dent Res. 1989;68:773-9.
40. Maden EA, Altun C. Çocuk dişhekimliğinde kötü prognozlu daimi birinci molarların çekim endikasyonları ve klinik değerlendirmeleri. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2013;23(3):408-13.
41. Karabekiroğlu S, İleri Z, Emre Yılmaz M, Ünlü N. Birinci büyük azı dişlerde çürük gelişme riskinde sabit ortodontik tedavinin etkisi. Selcuk Dental Journal. 2014;1:20-6.
42. el-Mowafy O. Management of extensive carious lesions in permanent molars of a child with nonmetallic bonded restorations - a case report. J Can Dent Assoc. 2000;66(6):302-307.
43. Deliperi S. Functional and aesthetic guidelines for stress-reduced direct posterior composite restorations. Oper Dent. 2012;37(4):425-431.
44. McCabe JF, Walls AWG. Applied dental materials. John Wiley & Sons; 2013.
45. Bowen RL, Washington DC. Method of preparing amonomer having phenoxy and methacrylate groups linked by hydroxy glyceryl groups. United States Patent Office. 1965;3:179-623.
46. Chen L, Yu Q, Wang Y, Li H. Bis-GMA/TEGDMA dental composite containing high aspect-ratio hydroxyapatite nanofibers. Dent Mater. 2011;27(11):1187-95.
47. Tian M, Gao Y, Liu Y, Liao Y, Xu R, Hedin NE. Bis-GMA/TEGDMA dental composites reinforced with electrospun nylon 6 nanocomposite nanofibers containing highly aligned fibrillar silicate single crystals. Polymer (Guildf). 2007;48(9):2720-8.
48. Altun C. Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. Gülhane Tıp Dergisi. 2005;47(1):77-82.
49. Aktürk H, Gür G, Baltacıoğlu İH. Kompozit rezinin yüzey sertlik değerleri üzerine farklı ışık cihazlarının etkisi. European Annals of Dental Sciences. 2014;41(3):139-49.
50. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's Restorative Dental Materials-E-Book. 13th ed. St. Louis: Elsevier Health Sciences; 2012.
51. Pehlivan N, Karacaer Ö. Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinlerin güçlendirilmesi. Acta Odontologica Turcica. 2014;31(3):160-6.
52. Oberholzer TG, Du Preez IC, Kidd M. Effect of LED curing on the microleakage, shear bond strength and surface hardness of a resin-based composite restoration. Biomaterials. 2005;26(18):3981-6.

53. Genç G, Toz T. Rezin kompozitlerin renk stabilitesi ile ilgili bir derleme: Kompozit renklenmelerinin etyolojisi, sınıflandırılması ve tedavisi. *EÜ Diş Hek Fak Derg.* 2017;38:68-79.
54. Roberson T, Heymann HO, Swift Jr EJ. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry.* 5th ed. Amsterdam: Elsevier Health Sciences; 2006.
55. Lung CYK, Sarfraz Z, Habib A, Khan AS, Matinlinna JP. Effect of silanization of hydroxyapatite fillers on physical and mechanical properties of a Bis-GMA based resin composite. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;54:283-94.
56. Wilson KS, Zhang K, Antonucci JM. Systematic variation of interfacial phase reactivity in dental nanocomposites. *Biomaterials.* 2005;26(25):5095-103.
57. Leinfelder KF. Composite Resins. *Dent Clin North Am.* 1985;29(2):359-71.
58. Kaleem M, Satterthwaite JD, Watts DC. Effect of filler particle size and morphology on force/work parameters for stickiness of unset resin-composites. *Dent Mater.* 2009;25(12):1585-1592.
59. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent.* 1983;50(4):480-488.
60. Roberson, T.M., Heymann, H.O. and Swift, E.J. *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry.* 4th ed. Orlando, 2002;4:476-483.
61. Uluakay M, İnan H, Yamanel K, Arhun N. Kompozit rezinler ve polimerizasyon bütülmesi. *ADO Klinik Bilimler Dergisi.* 2011;5(2):895-902.
62. Schneider LFJ, Cavalcante LM, Silikas N. Shrinkage stresses generated during resin-composite applications: A review. *J Dent Biomech.* 2010;1(1):1-14.
63. Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ, Sturdevant CM, Gürkan S. *Sturdevant's art & science of operative dentistry: Türkçe. Güneş Tıp Kitabevleri;* 2011.
64. Ferracane JL. Resin composite-State of the art. *Dental Materials.* 2011;27(1):29-38.
65. *Clinical Aspects of Dental Materials Theory. Practice and Cases.* 2004;17(2):47-58.
66. Deliktaş D. Farklı ışık cihazlarının hibrit ve nanohibrit kompozit rezinlerin yüzey sertliğine etkisi. *European Annals of Dental Sciences.* 2006;33(1):1-10.
67. Çelik Ç. Güncel kompozit rezin sistemler. *Türkiye Klinikleri Restorative Dentistry-Special Topics.* 2017;3:128-37.
68. O'brien WJ. *Dental Materials and Their Selection-3rd Ed.* 2002.
69. Roberson TM, Heymann HO, Swift Jr. EJ, Sturdevant CM. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry.* 5th ed. 2006;196-214; 498-524.
70. Van Noort R, Barbour M. *Introduction to Dental Materials-E-Book.* 4th ed. UK: Elsevier Health Sciences; 2014.
71. Bayne SC, Heymann HO, Swift EJ Jr. Update on dental composite restorations. *J Am Dent Assoc.* 1994;125(6):687-701.
72. Li Y, Swartz ML, Phillips RW, Moore BK, Roberts TA. Materials science effect of filler content and size on properties of composites. *J Dent Res.* 1985;64(12):1396-403.

73. Garg N, Garg A. Textbook of Endodontics. Suffolk: Boydell & Brewer Ltd; 2010.
74. Alzraikat H, Burrow MF, Maghaireh GA, Taha NA. Nanofilled resin composite properties and clinical performance: A review. *Oper Dent*. 2018;43(4):E173-90.
75. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc*. 2003;134(10):1382-90.
76. Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dental Materials*. 2007;23(1):51-9.
77. Terry DA. Direct applications of a nanocomposite resin system: Part 1-The evolution of contemporary composite materials. *Pract Proced Aesthet Dent*. 2004;16(6):417-22.
78. Rastelli ANS, Jacomassi DP, Faloni APS, Queiroz TP, Rojas SS, Bernardi MIB. The filler content of the dental composite resins and their influence on different properties. *Microsc Res Tech*. 2012;75(6):758-65.
79. Nalçacı A, Bağış B. Nano-hibrit bir kompozit rezinin yüzey sertliğinin in vitro olarak incelenmesi. *Ankara Üniv Diş Hek.Fak Derg*. 2005;32(2):91-98.
80. Park S-H, Noh B-D, Cho Y-S, Kim S-S. The linear shrinkage and microhardness of packable composites polymerized by QTH or PAC unit. *Oper Dent*. 2006;31(1):3-10.
81. Annusavice K, Shen C, Rawls R. Science of Dentistry Materials. Phillips' Science of Dental Materials 12th ed. 2016.
82. Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2006.
83. Jackson RD, Morgan M. The new posterior resins and. *J Am Dent Assoc*. 2000;131(3):375-83.
84. Baroudi K. Flowable resin composites: A systematic review and clinical considerations. *J Clin Diagn Res*. 2015.
85. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's Restorative Dental Materials-E-Book. 13th ed. St. Louis: Elsevier Health Sciences; 2012.
86. Kwon T-Y, Bagheri R, Kim YK, Kim K-H, Burrow MF. Cure mechanisms in materials for use in esthetic dentistry. *J Investig Clin Dent*. 2012;3(1):3-16.
87. Albers HF. Tooth-colored restoratives: Principles and techniques. *Psychol Bull*. 2002;102:128-34.
88. Misilli T, Cabadağ ÖG, Gönüloğlu N. Bulk-fill kompozit rezinlere güncel bakış. *Selçuk Dental Journal*. 2021;8(1):220-8.
89. Ikemura K, Endo T. A review of the development of radical photopolymerization initiators used for designing light-curing dental adhesives and resin composites. *Dent Mater J*. 2010;29(5):481-501.
90. Chen M-H. Update on dental nanocomposites. *J Dent Res*. 2010;89(6):549-60.
91. Lee SY, Chiu CH, Boghosian A, Greener EH. Radiometric and spectroradiometric comparison of power outputs of five visible light-curing units. *J Dent*. 1993;21(6):373-7.

92. Verma G, Trehan M, Sharma S. Comparison of Shear Bond Strength and Estimation of Adhesive Remnant Index between Light-cure Composite and Dual-cure Composite: An in vitro Study. *Int J Clin Pediatr Dent*. 2013;6(3):166-70.
93. Dunne SM, Davies BR, Millar BJ. A survey of the effectiveness of dental light-curing units and a comparison of light testing devices. *Br Dent J*. 1996;180(11):411-6.
94. Çelik Ç, Özel Y. Rezin restoratif materyallerin polimerizasyonunda kullanılan ışık kaynakları. *ADO Klinik Bilimler Derg*. 2008;2(2):109-115.
95. Rueggeberg FA, Ergle JW, Mettenburg DJ. Polymerization depths of contemporary light-curing units using microhardness. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2000;12(6):340-9.
96. Perry R, Kugel G, Kunzelmann KH, Flessa HP, Estafan D. Composite restoration wear analysis: conventional methods vs. three-dimensional laser digitizer. *Journal of the American Dental Association*. 2000;131(10):1472-7.
97. Stewart M, Marcia A, Bagby M, Michael D. Clinical aspects of dental materials: theory, practice, and cases. 4th ed. 2013.
98. Wang R, Liu H, Wang Y. Different depth-related polymerization kinetics of dual-cure, bulk-fill composites. *Dental Materials*. 2019;35(8):1095-103.
99. Çelik Ç. Güncel kompozit rezin sistemler. *Türkiye Klinikleri Restorative Dentistry - Special Topics*. 2017;3(3):128-37.
100. Kalra S, Singh A, Gupta M, Chadha V.Ormocer: An aesthetic direct restorative material; An in vitro study comparing the marginal sealing ability of organically modified ceramics and a hybrid composite using an ormocer-based bonding agent and a conventional fifth-generation bonding agent. *Contemp Clin Dent*. 2012;3(1):48-53.
101. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New direct restorative materials. *Int Dent J*. 1998;48(1):3-16.
102. Demir N. Diş hekimliğinde yeni bir materyal: Giomerler. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*. 2017;8(2):1543-8.
103. Eick JD, Smith RE, Pinzino CS, Kostoryz EL. Stability of silorane dental monomers in aqueous systems. *J Dent*. 2006;34(6):405-10.
104. Eick JD, Kostoryz EL, Rozzi SM, Jacobs DW, Oxman JD, Chappelow CC. In vitro biocompatibility of oxirane/polyol dental composites with promising physical properties. *Dental Materials*. 2002;18(5):413-21.
105. Beyth N, Yudovin-Farber I, Bahir R, Domb AJ, Weiss EI. Antibacterial activity of dental composites containing quaternary ammonium polyethylenimine nanoparticles against *Streptococcus mutans*. *Biomaterials*. 2006;27(21):3995-4002.
106. Sevinç BA, Hanley L. Antibacterial activity of dental composites containing zinc oxide nanoparticles. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2010;94B(1):22-31.
107. Leung D, Spratt DA, Pratten J, Gulabivala K, Mordan NJ, Young AM. Chlorhexidine-releasing methacrylate dental composite materials. *Biomaterials*. 2005;26(34):7145-53.

108. Saku S, Kotake H, Scougall-Vilchis RJ, Ohashi S, Hotta M, Horiuchi S. Antibacterial activity of composite resin with glass-ionomer filler particles. *Dent Mater J*. 2010;29(2):193-8.
109. Imazato S. Antibacterial properties of resin composites and dentin bonding systems. *Dent Mater*. 2003;19(6):449-57.
110. 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.
111. Vichi A, Margvelashvili M, Goracci C, Papacchini F, Ferrari M. Bonding and sealing ability of a new self-adhering flowable composite resin in class I restorations. *Clin Oral Investig*. 2013;17(6):1497-506.
112. El-Safty S, Silikas N, Watts DC. Creep deformation of restorative resin-composites intended for bulk-fill placement. *Dent Mater*. 2012;28:928-35.
113. Aydın N, Karaoğlu S, Oktay EA, Toksoy Topçu F, Demir F. Diş hekimliğinde bulk fill kompozit rezinler. *Selcuk Dent J*. 2019;6:229-238.
114. Ilie N, Keßler A, Durner J. Influence of various irradiation processes on the mechanical properties and polymerisation kinetics of bulk-fill resin based composites. *J Dent*. 2013;41(8):695-702.
115. Gönder HY, Öz C. Bulk-fill kompozit rezinler. *NEU Dent J*. 2020;2(3):117-23.
116. Alrahlah A, Silikas N, Watts DC. Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dental Materials*. 2014;30(2):149-54.
117. Li X, Pongprueksa P, Van Meerbeek B, De Munck J. Curing profile of bulk-fill resin-based composites. *J Dent*. 2015;43(6):664-72.
118. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: Incremental or bulk filling? *Dental Materials*. 2008;24(11):1501-5.
119. Freilich MA, Karmaker AC, Burstone CJ, Goldberg AJ. Development and clinical applications of a light-polymerized fiber-reinforced composite. *J Prosthet Dent*. 1998;80(3):311-8.
120. Brown D. Fibre-reinforced materials. *Dent Update*. 2000;27(9):442-8.
121. Nayar S, Ganesh R, Santhosh S. Fiber reinforced composites in prosthodontics - A systematic review. *J Pharm Bioallied Sci*. 2015;7(1):220-2.
122. Türkeş E, Gürtekin B, Gökçe YB. Fiber ağların farklı pozisyonlarda kompozit materyaline uygulanmasının restorasyonun kırılma direncine etkisi. *Türkiye Klinikleri Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi*. 2018;24(1):1-8.
123. Bahadırılı G, Ayyıldız S, Turp V, Şen D. Anterior diş eksikliklerinde fiberle güçlendirilmiş adeziv köprü uygulamaları: Üç olgu sunumu. *ADO Klinik Bilimler Dergisi Journal of Clinical Sciences*. 2013;7(1):1419-1426.
124. Çekiç Nagaş I, Uzun G. Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin protetik uygulamalardaki yeri. *HÜ Diş Hek Fa. Derg*. 2009;33:49-60.
125. Yalçın G, Nalbant AD. Fiberle güçlendirilmiş adeziv köprüler ve uygulama yöntemleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2022;1:1.

126. Baysal N, Ayyıldız S. Sabit bölümlü protezlerde fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin kullanımı. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2015;24(2):315-25.
127. Karacaer Ö, Doğan A, Gürbüz R. Polietilen ve karbon fiber ile desteklenmiş akrilik rezinlerin kırılmaya karşı dirençleri. *Gazi Üniv Diş Hek Fak Derg.* 1995;12(1):69-74.
128. Sönmez Uzel Ö, Ayna B. Evaluation of stress distribution in root canal treated maxillary incisors treated with different fiber-reinforced composite resins by finite element analysis. *HRU Int J Dent Oral Res.* 2023;3(2):91-98.
129. Karaalioğlu O, Duymuş ZY. Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin sabit bölümlü protez yapımında kullanımları. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2008;2008(2):70-7.
130. Levent H, Karaağaçlıoğlu L. Protez kaide rezinlerinin güçlendirilmesi. *Gazi Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2004;21(2):135-42.
131. Yokoyama D, Shinya A, Gomi H, Vallittu PK, Shinya A. Effects of mechanical properties of adhesive resin cements on stress distribution in fiber-reinforced composite adhesive fixed partial dentures. *Dent Mater J.* 2012;31(2):189-96.
132. Vallittu PK. A review of methods used to reinforce polymethyl methacrylate resin. *Journal of Prosthodontics.* 1995;4(3):183-7.
133. Goldberg AJ, Burstone CJ. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dental Materials.* 1992;8(3):197-202.
134. Jagger D, Harrison A, Jandt K. The reinforcement of dentures. *J Oral Rehabil.* 1999;26(3):185-94.
135. Ellakwa AE, Shortall AC, Marquis PM. Influence of fiber type and wetting agent on the flexural properties of an indirect fiber reinforced composite. *J Prosthet Dent.* 2002;88(5):485-90.
136. Serda M, Becker FG, Cleary M, Team RM, Holtermann H, The D. The place of fiber reinforced composites in prosthetic applications. 2009;33(1):343-54.
137. Vallittu PK. A review of fiber-reinforced denture base resins. *J Prosthodont.* 1996;5(4):270-6.
138. Keyf F, Uzun G, Mutlu M. The effects of HEMA-monomer and air atmosphere treatment of glass fibre on the transverse strength of a provisional fixed partial denture resin. *J Oral Rehabil.* 2003;30(11):1142-8.
139. Boschian Pest L, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: Push-out tests and SEM observations. *Dental Materials.* 2002;18(8):596-602.
140. Sadek FT, Goracci C, Monticelli F, Grandini S, Cury ÁH, Tay F. Immediate and 24-hour evaluation of the interfacial strengths of fiber posts. *J Endod.* 2006;32(12):1174-7.
141. Lassila LVJ, Tanner J, Le Bell AM, Narva K, Vallittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dental Materials.* 2004;20(1):29-36.
142. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Short glass fiber reinforced restorative composite resin with semi-inter penetrating polymer network matrix. *Dent Mater.* 2007;23(11):1356-1362.

143. Narva KK, Lassila LV, Vallittu PK. The static strength and modulus of fiber reinforced denture base polymer. *Dent Mater.* 2005;21(5):421-428.
144. Ellakwa AE, Shortall AC, Marquis PM. Influence of fiber type and wetting agent on the flexural properties of an indirect fiber reinforced composite. *J Prosthet Dent.* 2002;88(5):485-490.
145. Çulhaoğlu KA. Fiberle güçlendirilmiş indirekt kompozit sistemlerinin bazı fiziksel özelliklerinin ıps empress seramik sistemi ile karşılaştırılarak incelenmesi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Tez çalışması. 2007, Ankara (Danışman: Prof. Dr. Ali ZAIMOĞLU).
146. Sucu Ö, Köroğlu A. Fibers in Prosthetic Dentistry. *Dent and Medical J-R.* 2021;3(2):1-27.
147. Meriç G, Dahl JE, Ruyter IE. Physicochemical evaluation of silica-glass fiber reinforced polymers for prosthodontic applications. *Eur J Oral Sci.* 2005;113(3):258-64.
148. Carlos NB, Harrison A. The effect of untreated UHMWPE beads on some properties of acrylic resin denture base material. *J Dent.* 1997;25(1):59-64.
149. Ladizesky NH, Pang MKM, Chow TW, Ward IM. Acrylic resins reinforced with woven highly drawn linear polyethylene fibres. 3. Mechanical properties and further aspects of denture construction. *Aust Dent J.* 1993;38(1):28-38.
150. Candan Ü, Eronat N. Fiberle Güçlendirilmiş rezin kompozitler. *Ege Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2008;29(1):1-12.
151. Altınbilek N. Fiberle Güçlendirilmiş Periodontal Splintler ve Anterior Diş Eksikliklerinde Fiberle Güçlendirilmiş Rezin Köprülerin Retrospektif Olarak Değerlendirilmesi. Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Uzmanlık Tezi, 2018, Konya (Danışman: Prof. Dr. Nimet ÜNLÜ).
152. Cho L, Song H, Koak J, Heo S. Marginal accuracy and fracture strength of ceromer/fiber-reinforced composite crowns: effect of variations in preparation design. *J Prosthet Dent.* 2002;88(4):388-95.
153. Pfeiffer P, Grube L. In vitro resistance of reinforced interim fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2003;89(2):170-4.
154. Levent H, Karaağaçlıoğlu L. Protez kaide rezinlerinin güçlendirilmesi. *AOT.* 2004;21(2):135-42.
155. Bowman AJ, Manley TR. The elimination of breakages in upper dentures by reinforcement with carbon fibre. *Br Dent J.* 1984;156(3):87-9.
156. Stiesch-Scholz M, Schulz K, Borchers L. In vitro fracture resistance of four-unit fiber-reinforced composite fixed partial dentures. *Dent Mater.* 2006;22(4):374-381.
157. Cogswell FN. Thermoplastic Aromatic Polymer Composites: A Study of the structure, processing and properties of carbon fibre reinforced polyetheretherketone and related materials. Oxford: Elsevier; 2013.
158. Tuloglu N, Bayrak S, Tunc E. Versatility of Ribbond in contemporary dental practice. *Trends Biomater Artif Organs.* 2006;20(1):329-34.

159. Keyf F, Uzun G. Geleneksel post-core sistemlerine bir alternatif: Polietilen fiber post. Hacettepe Diş Hek Fak Derg. 2007;31(2):43-8.
160. Tuloglu N, Bayrak S, Tunc ES. Different clinical applications of bondable reinforcement Ribbond in pediatric dentistry. Eur J Dent. 2009;3(4):329-34.
161. Karna JC. A fiber composite laminate endodontic post and core. Am J Dent. 1996;9(5):230-2.
162. Rudo DN, Karbhari VM. Physical behaviors of fiber reinforcement as applied to tooth stabilization. Dent Clin North Am. 1999;43(1):7-35.
163. Salehi P, Zarif Najafi H, Roeinpeikar SM. Comparison of survival time between two types of orthodontic fixed retainer: a prospective randomized clinical trial. Progress in Orthodontics. 2013;14(1):14-25.
164. Alavi S, Mamavi T. Evaluation of load-deflection properties of fiber-reinforced composites and its comparison with stainless steel wires. Dent Res J (Isfahan). 2014;11(2):234.
165. Vallittu PK. Compositional and weave pattern analyses of glass fibers in dental polymer fiber composites. J Prosthodont. 1998;7(3):170-6.
166. Vallittu PK. The effect of glass fiber reinforcement on the fracture resistance of a provisional fixed partial denture. J Prosthet Dent. 1998;79(2):125-30.
167. Garoushi SK, Lassila LV, Vallittu PK. Short fiber reinforced composite: the effect of fiber length and volume fraction. J Contemp Dent Pract. 2006;7(5):10-7.
168. Karbhari VM, Strassler H. Effect of fiber architecture on flexural characteristics and fracture of fiber-reinforced dental composites. Dent Mater. 2007;23(8):960-8.
169. Garoushi S, Vallittu P. Fiber-reinforced composites in fixed partial dentures. Libyan J Med. 2006;1(1):73-82.
170. Mosharraf R, Torkan S. Fracture resistance of composite fixed partial dentures reinforced with pre-impregnated and non-impregnated fibers. J Dent Res Dent Clin Dent Prospects. 2012;6(1):12-6.
171. Behr M, Rosentritt M, Lang R, Handel G. Flexural properties of fiber reinforced composite using a vacuum/pressure or a manual adaptation manufacturing process. J Dent. 2000;28(7):509-14.
172. Freilich MA. Fiber-reinforced composites in clinical dentistry. Illinois: Quintessence Publishing; 2000.
173. Aktaş G, Göncü Başaran E, Güncü MB, Vallittu PK, Lassila LVJ. Fiber ile güçlendirme kompozit rezinlerin eğilme direncine etki eder mi? Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2016;26(3):473-473.
174. Chen Y, Li H, Fok A. In vitro validation of a shape-optimized fiber-reinforced dental bridge. Dent Mater. 2011;27(12):1229-37.
175. Dyer SR, Lassila LV, Jokinen M, Vallittu PK. Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. Dent Mater. 2004;20(10):947-955.
176. Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP, Eckrote KA, Goldberg AJ. Clinical evaluation of fiber-reinforced fixed bridges. J Am Dent Assoc. 2002;133(11):1524-34.

177. Dixon DL, Breeding LC. The transverse strengths of three denture base resins reinforced with polyethylene fibers. *J Prosthet Dent.* 1992;67(3):417-9.
178. Uzun G, Hersek N, Tinçer T. Effect of five woven fiber reinforcements on the impact and transverse strength of a denture base resin. *J Prosthet Dent.* 1999;81(5):616-20.
179. Keyf F, Uzun G. The effects of glass fiber reinforcement at different concentrations on the transverse strength, deflection and modulus of elasticity of a provisional fixed partial denture resin. *J Biomater Appl.* 2001;16(2):149-56.
180. Vallittu PK. Glass fiber reinforcement in repaired acrylic resin removable dentures: preliminary results of a clinical study. *Quintessence Int.* 1997;28(1):39-44.
181. Vallittu PK. Use of woven glass fibres to reinforce a composite veneer. A fracture resistance and acoustic emission study. *J Oral Rehabil.* 2002;29(5):423-9.
182. Behr M, Rosentritt M, Lang R, Handel G. Glass fiber-reinforced abutments for dental implants. A pilot study. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12(2):174-8.
183. Freilich MA, Duncan JP, Karina Alarcon E, Eckrote KA, Jon Goldberg A. The design and fabrication of fiber-reinforced implant prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2002;88(4):449-54.
184. Fennis W, Tezvergil A, Kuijs R, Lassila L, Kreulen C, Creugers N. In vitro fracture resistance of fiber reinforced cusp-replacing composite restorations. *Dent Mater.* 2005;21(6):565-72.
185. Özbaş H, Öztürk E, Kocaelli H. Travmatik diş yaralanmalarında splint uygulamaları. *J Istanbul Univ Fac Dent.* 2012;41(4):45-50.
186. Kirzioğlu Z, Ertürk MS. Success of reinforced fiber material space maintainers. *J Dent Child.* 2004;71(2):158-162.
187. Deshpande SS, Bendgude VD, Kokkali VV. Survival of bonded space maintainers: A systematic review. *Int J Clin Pediatr Dent.* 2018;11(5):440-5.
188. Artun J, Marstrand PB. Clinical efficiency of two different types of direct bonded space maintainers. *ASDC J Dent Child.* 1983;50(3):197-204.
189. Vallittu PK, Närhi TO, Hupa L. Fiber glass-bioactive glass composite for bone replacing and bone anchoring implants. *Dent Mater.* 2015;31(4):371-381.
190. Al-harbi F, Nathanson D. In vitro assessment of retention of four esthetic dowels to resin core foundation and teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2003;90(6):547-55.
191. Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E, Gotfredsen K. Bond strength of resin cement to dentin and to surface-treated posts of titanium alloy, glass fiber, and zirconia. *J Adhes Dent.* 2003;5(2):153-162.
192. Freilich MA, Meiers JC. Fiber-reinforced composite prostheses. *Dent Clin North Am.* 2004;48(2):545-62.
193. Garlapati TG, Krithikadatta J, Natanasabapathy V. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with short fiber composite used as a core material- An in vitro study. *J Prosthodont Res.* 2017;61(4):464-70.
194. Dayangaç B, Özgünaltay G, Önen A. Farklı yöntemlerle uygulanan kompozit rezinlerde gerilme dayanıklılığı. *Hacettepe Üniv Diş Hek Fak Derg.* 1993;17:130-2.

195. Kurt DEÇ, Özdoğan DMS, Yılmaz PDH. Seromerler ve fiberle güçlendirilmiş kompozitler. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2006;2006(2):52-60.
196. Barutçigil Ç, Barutçigil K, Özarslan MM, DüNDAR A, Yılmaz B. Color of bulk-fill composite resin restorative materials. J Esthet Restor Dent. 2018;30(2):E3-E8.
197. Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR™ technology. Dent Mater. 2011;27(4):348-55.
198. Fráter M, Forster A, Keresztúri M, Braunitzer G, Nagy K. In vitro fracture resistance of molar teeth restored with a short fibre-reinforced composite material. J Dent. 2014;42(9):1143-50.
199. Bijelic-Donova J, Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LVJ. Mechanical properties, fracture resistance, and fatigue limits of short fiber reinforced dental composite resin. J Prosthet Dent. 2016;115(1):95-102.
200. Garoushi S, Gargoum A, Vallittu PK, Lassila L. Short fiber-reinforced composite restorations: A review of the current literature. J Investig Clin Dent. 2018;9(3):123-30.
201. Bijelic-Donova J, Garoushi S, Lassila LVJ, Vallittu PK. Oxygen inhibition layer of composite resins: effects of layer thickness and surface layer treatment on the interlayer bond strength. Eur J Oral Sci. 2015;123(1):53-60.
202. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Latta MA, Miyazaki M. Mechanical properties, volumetric shrinkage and depth of cure of short fiber-reinforced resin composite. Dent Mater J. 2016;35(3):418-24.
203. Eapen AM, Amirtharaj LV, Sanjeev K, Mahalaxmi S. Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth Restored with 2 Different Fiber-reinforced Composite and 2 Conventional Composite Resin Core Buildup Materials: An In Vitro Study. J Endod. 2017;43(9):1499-1504.
204. Garoushi S, Säilynoja E, Vallittu PK, Lassila L. Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. Dent Mater. 2013;29(8):835-841.
205. Archadian N, Kawano F, Ohguri T, Ichikawa T, Matsumoto N. Flexural strength of rebased denture polymers. J Oral Rehabil. 2000;27(8):690-696.
206. McCabe, JF. Diş hekimliğinde Maddeler Bilgisi Çeviren Emine Nayır. İstanbul: İst. Üniv. Basımevi ve Film Merkezi;1999.
207. Powers JM, Craig R. Restorative Dental Materials. 11th ed. London, England: Mosby; 2001.
208. Mecholsky JJ Jr. Fracture mechanics principles. Dent Mater. 1995;11(2):111-2.
209. Özarslan M. Üç farklı post-kor sisteminin kırılma dayanımlarının incelenmesi ve sonlu eleman analizi ile stres dağılımlarının değerlendirilmesi. Akdeniz Üniversitesi, Doktora tezi, Antalya, 2019 (Danışman: Doç. Dr. U. Şebnem BÜYÜKKAPLAN)
210. International Standardization Organization (ISO) Dentistry- Resin-Based Filling Materials. Vol. 4049. Geneva; 1988.
211. Kelly JR. Perspectives on strength. Dent Mater. 1995;11(2):103-110.
212. Kuybulu, EO. Sabit protetik restorasyonlarda kırma deneylerinin test metodolojisi ve sonuçlarının Değerlendirilmesi, Akademik Dental Diş Hek. Derg, 2004;23:24-29.

213. Koçanalı B, Ak AT, Coğulu D. Çocuklarda diş çürüğüne neden olan faktörlerin incelenmesi. *Pediatric Research*. 2014;1(2):76-9.
214. Messer LB. Assessing caries risk in children. *Aust Dent J*. 2000;45(1):10-16.
215. Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R. Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent*. 2004;29(5):481-508.
216. Rees JS, Jagger DC, Williams DR, Brown G, Duguid W. A reappraisal of the incremental packing technique for light cured composite resins. *J Oral Rehabil*. 2004;31(1):81-4.
217. Alrahlah A, Silikas N, Watts DC. Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dental Materials*. 2014;30(2):149-54.
218. Karaman E, Yazici AR, Ozgunaltay G, Dayangac B. Clinical evaluation of a nanohybrid and a flowable resin composite in non-carious cervical lesions: 24-month results. *J Adhes Dent*. 2012;14(5):485-92.
219. Donadio-Moura J, Gouw-Soares S, De Freitas PM, Navarro RS, Powell LG, De Eduardo CP. Tensile bond strength of a flowable composite resin to ER:YAG-laser-treated dentin. *Lasers Surg Med*. 2005;36(5):351-5.
220. Khan AA, Fareed MA, Alshehri AH, Aldegheishem A, Alharthi R, Saadaldin SA, et al. Mechanical properties of the modified denture base materials and polymerization methods: A systematic review. *Int J Mol Sci*. 2022;23(10):5737.
221. Ellakwa AE, Morsy MA, El-Sheikh AM. Effect of aluminum oxide addition on the flexural strength and thermal diffusivity of heat-polymerized acrylic resin. *J Prosthodont*. 2008;17(6):439-44.
222. Archadian N, Kawano F, Ohguri T, Ichikawa T, Matsumoto N. Flexural strength of rebased denture polymers. *J Oral Rehabil*. 2000;27(8):690-6.
223. Chesterman J, Jowett A, Gallacher A, Nixon P. Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review. *British Dental Journal*. 2017;222(5):337-44.
224. Tomaszewska IM, Kearns JO, Ilie N, Fleming GJP. Bulk fill restoratives: To cap or not to cap – That is the question? *J Dent*. 2015;43(3):309-16.
225. Li X, Pongprueksa P, Van Meerbeek B, De Munck J. Curing profile of bulk-fill resin-based composites. *J Dent*. 2015;43(6):664-72.
226. Flury S, Hayoz S, Peutzfeldt A, Hüsler J, Lussi A. Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? *Dent Mater*. 2012;28(5):521-8.
227. Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR™ technology. *Dental Materials*. 2011;27(4):348-55.
228. Ilie N, Oberthür MT. Effect of sonic-activated resin composites on the repair of aged substrates: An in vitro investigation. *Clin. Oral Investig*. 2014;18(6):1605-12.
229. Chung SM, Yap AUJ, Chandra SP, Lim CT. Flexural strength of dental composite restoratives: Comparison of biaxial and three-point bending test. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2004;71B(2):278-83.

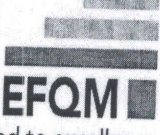
230. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dental Materials*. 2000;16(1):33-40.
231. Selvaraj H, Krithikadatta J. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with short fiber reinforced composite and a low viscosity bulk fill composite in class II mesial-occlusal-distal access cavities: An ex-vivo study. *Cureus*. 2023;15(8):427-98.
232. Garoushi S, Vallittu PK, Watts DC, Lassila LVJ. Polymerization shrinkage of experimental short glass fiber reinforced composite with semi-inter penetrating polymer network matrix. *Dental Mater*. 2008;24:211-5.
233. Kamble VD, Parkhedkar RD, Mowade TK. The effect of different fiber reinforcements on flexural strength of provisional restorative resins: an in-vitro study. *J Adv Prosthodont*. 2012;4(1):1-6.
234. Allara FW Jr, Diefenderfer KE, Molinaro JD. Effect of three direct restorative materials on molar cuspal fracture resistance. *Am J Dent*. 2004;17(4):228-32.
235. de Araujo EM, Baratieri LN, Monteiro S, Vieira LC, De Andrada MA. Direct adhesive restoration of anterior teeth: Part 2. Clinical protocol. *Practical procedures & aesthetic Dentistry*. 2003;15(5):351-359.
236. Yeolekar TS, Chowdhary NR, Mukunda KS, Kiran NK. Evaluation of Microleakage and Marginal Ridge Fracture Resistance of Primary Molars Restored with Three Restorative Materials: A Comparative in vitro Study. *Int J Clin Pediatr Dent*. 2015;8(2):108-13.
237. Aydin C, Yilmaz H, Çağlar A. Effect of glass fiber reinforcement on the flexural strength of different denture base resins. *Quintessence Int*. 2002;33(6):457-63.
238. Bae JM, Kim KN, Hattori M, Hasegawa K, Yoshinari M, Kawada E. The flexural properties of fiber-reinforced composite with light-polymerized polymer matrix. *Int J Prosthodont*. 2001;14(1):33-9.
239. Bagheri J, Denehy G. Effect of restoration thickness at the cavosurface bevel on the class IV acid-etched retained composite resin restoration. *J Prosthet Dent*. 1985;54(2):175-7.
240. Belli S, Dönmez N, Eskitaşcioğlu G. The effect of c-factor and flowable resin or fiber use at the interface on microtensile bond strength to dentin. *J Adhes Dent*. 2006;8(4):247-53.
241. Candan Ü, Eronat N, Türkün M. Fiberle güçlendirmenin nanofil kompozitin eğme direncine etkisinin incelenmesi. *Curr Res Dent Sci*. 2015;25(1):13-20.
242. Vârlan C, Dimitriu B, Vârlan V, Bodnar D, Suci I. Current opinions concerning the restoration of endodontically treated teeth: basic principles. *J Med Life*. 2009;2(2):165-72.
243. Murali Mohan S, Mahesh Gowda E, Shashidhar MP. Clinical evaluation of the fiber post and direct composite resin restoration for fixed single crowns on endodontically treated teeth. *Med J Armed Forces India*. 2015;71(3):259-264.
244. Scotti N, Eruli C, Comba A. Longevity of class 2 direct restorations in root-filled teeth: A retrospective clinical study. *J Dent*. 2015;43(5):499-505.

245. Vallittu PK, Vojtkova H, Lassila VP. Impact strength of denture polymethyl methacrylate reinforced with continuous glass fibers or metal wire. *Acta Odontol Scand.* 1995;53(6):392-396.
246. Waltimo T, Tanner J, Vallittu P, Haapasalo M. Adherence of *Candida albicans* to the surface of polymethylmethacrylate-E glass fiber composite used in dentures. *Int J Prosthodont.* 1999;12(1):83-86.
247. Freilich MA, Karmaker AC, Burstone CJ, Goldberg AJ. Development and clinical applications of a light-polymerized fiber-reinforced composite. *J Prosthet Dent.* 1998;80(3):311-318.
248. Özüdoğru S. Geniş kuron harabiyeti olan genç daimi dişlerde fiber ile güçlendirilerek yapılan kompozitlerin klinik başarısının ve in vitro ortamda dayanıklılığının değerlendirilmesi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2020, Konya (Danışman: Prof. Dr. Gül TOSUN).
249. Garoushi S, Säilynoja E, Vallittu PK, Lassila L. Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dent Mater.* 2013;29(8):835-841.
250. Garlapati TG, Krithikadatta J, Natanasabapathy V. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with short fiber composite used as a core material- An in vitro study. *J Prosthodont Res.* 2017;61(4):464-470.
251. Rajaraman G, Senthil Eagappan AR, Bhavani S, Vijayaraghavan R, Harishma S, Jeyapreetha P. Comparative Evaluation of Fracture Resistance of Fiber-Reinforced Composite and Alkasite Restoration in Class I Cavity. *Contemp Clin Dent.* 2022;13(1):56-60.
252. Tekçe N, Pala K, Tuncer S, Demirci M, Serim ME. Influence of polymerisation method and type of fibre on fracture strength of endodontically treated teeth. *Aust Endod J.* 2017;43(3):115-122.
253. Bijelic-Donova J, Garoushi S, Lassila LV, Keulemans F, Vallittu PK. Mechanical and structural characterization of discontinuous fiber-reinforced dental resin composite. *J Dent.* 2016;52:70-78.
254. Tanner J, Tolvanen M, Garoushi S, Säilynoja E. Clinical Evaluation of Fiber-Reinforced Composite Restorations in Posterior Teeth- Results of 2.5 Year Follow-up. *Open Dent J.* 2018;12:476-485.
255. Sah S, Datta K, Velmurugan N, Lakshmanan G, Karthik L. Evaluation of fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars restored with three different core materials: An in vitro study. 2019;5(6):31-37.
256. Bijelic-Donova J, Garoushi S, Lassila LV, Vallittu PK. Oxygen inhibition layer of composite resins: effects of layer thickness and surface layer treatment on the interlayer bond strength. *Eur J Oral Sci.* 2015;123(1):53-60.
257. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Latta MA, Miyazaki M. Mechanical properties, volumetric shrinkage and depth of cure of short fiber-reinforced resin composite. *Dent Mater J.* 2016;35(3):418-424.
258. Vallittu PK. Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers. *J Prosthet Dent.* 1999;81(3):318-326.

259. Uzun G, Hersek N, Tinçer T. Effect of five woven fiber reinforcements on the impact and transverse strength of a denture base resin. *J Prosthet Dent*. 1999;81(5):616-620.
260. Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ Jr, Stamatiades P, Wilkerson M. A characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc*. 1998;129(5):567-577.
261. Chung K, Lin T, Wang F. Flexural strength of a provisional resin material with fibre addition. *J Oral Rehabil*. 1998;25(3):214-217.
262. Kanie T, Arikawa H, Fujii K, Ban S. Mechanical properties of reinforced denture base resin: the effect of position and the number of woven glass fibers. *Dent Mater J*. 2002;21(3):261-269.
263. Lassila LV, Vallittu PK. The effect of fiber position and polymerization condition on the flexural properties of fiber-reinforced composite. *J Contemp Dent Pract*. 2004;5(2):14-26.
264. Pereira CL, Demarco FF, Cenci MS, Osinaga PW, Piovesan EM. Flexural strength of composites: influences of polyethylene fiber reinforcement and type of composite. *Clin Oral Investig*. 2003;7(2):116-119.
265. Bae JM, Kim KN, Hattori M, et al. The flexural properties of fiber-reinforced composite with light-polymerized polymer matrix. *Int J Prosthodont*. 2001;14(1):33-39.
266. Tezvergil A, Lassila LV, Vallittu PK. Strength of adhesive-bonded fiber-reinforced composites to enamel and dentin substrates. *J Adhes Dent*. 2003;5(4):301-311.
267. Belli S, Orucoglu H, Yildirim C, Eskitascioglu G. The effect of fiber placement or flowable resin lining on microleakage in class II adhesive restorations. *J Adhes Dent*. 2007;9(2):175-81.
268. Lassila L, Keulemans F, Säilynoja E, Vallittu PK, Garoushi S. Mechanical properties and fracture behavior of flowable fiber reinforced composite restorations. *Dent Mater*. 2018;34(4):598-606.
269. Dilber E, Ok E, Baytaroglu EN, Kalkan A. Post sistemlerinde popüler yaklaşımlar ve fiber postların klinik çalışmaları. *EÜ Diş Hek Fak Derg*. 2016;37:10-6.

9. EKLER

9.1. Etik Kurul Onay Sayfası

	DİCLE ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ YEREL ETİK KURUL KARARLARI	 EFQM Committed to excellence			
Protokol No: 2022-42 Tarih: 30.11.2022					
TANIMLAYICI BİLGİLER					
Sorumlu Araştırmacı Unvanı / Adı	Prof. Dr. Buket AYNA				
Kurumu / Anabilim / Bilim Dalı	Çocuk Diş Hekimliği A.D.				
Araştırmacı (Protokol) Kodu	2022-42				
Yürütücülüğünü Prof. Dr. Buket AYNA'nın yaptığı "Farklı Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezinlerin Bu Filler Kompozit Rezinin Eğme Direncine Etkisinin Değerlendirilmesi" başlıklı, 2022-42 Protokol no.lu çalışma Etik Kurulumuz tarafından görüşülmüş olup, Etik Kurallara <u>UYGUN OLDUĞUNA</u> , Oy Çokluğu –Oy Birliği ile karar verilmiştir.					
DİĞER ARAŞTIRMACILAR					
No	Unvanı	Adı / Soyadı			
1	Dt./ Araştırma Görevlisi	Ruşen DEMİR			
Görevi	Adı Soyadı	Birimi	Evet	Hayır	İmza
Başkan	Prof. Dr. Köksal BEYDEMİR	Diş.Hek.Fak. Protetik Diş Tedavisi A.D.	✓		
Başkan Yrd.	Prof. Dr. Seher Gündüz ARSLAN	Diş.Hek.Fak. Ortodonti A.D.	✓		
Raportör	Dr. Öğretim Üyesi Nedim GÜNEŞ	Diş.Hek.Fak. Ağız, Diş Ve Çene Cerrahisi A.D			
Üye	Prof. Dr. Ahmet DAĞ	Diş. Hek.Fak. Periodontoloji A.D.	✓		
Üye	Prof. Dr. Sema ÇELENK	Diş.Hek. Fak. Çocuk Diş Kliniği A.D.	✓		
Üye	Prof. Dr. Selçuk TUNİK	Tıp Fak.Histoloji ve Embriyoloji A.D.			
Üye	Prof. Dr. M. Zülküf AKDAĞ	Tıp Fak. Biyofizik A.D.	✓		
Üye	Prof. Dr. Hasan AKKOÇ	Tıp Fak. Farmakoloji A.D.	✓		
Üye	Dr. Öğretim Üyesi Ersin UYSAL	D.Ü. Teknik Bilimler Meslek Yük. Okulu	✓		
Üye	Doç. Dr. Üyesi Elif Pınar BAKIR	Diş.Hek.Fak. Restoratif Diş Tedavisi A.D	✓		
Üye	Av. Evin DAŞ	D.Ü Hukuk Müşavirliği	✓		

9.2. Orijinallik Raporu

ORJİNALLİK RAPORU			
% 8	% 7	% 3	% 0
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ
BİRİNCİL KAYNAKLAR			
1	www.researchgate.net İnternet Kaynağı	% 3	
2	docplayer.biz.tr İnternet Kaynağı	% 2	
3	silo.tips İnternet Kaynağı	<% 1	
4	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	<% 1	
5	web.harran.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1	
6	Submitted to Dicle University Öğrenci Ödevi	<% 1	
7	CANDAN, Ümit, ERONAT, Nesrin and TÜRKÜN, Murat. "Fiberle güçlendirme nanofil kompozitin eğme direncine etkisinin incelenmesi", Atatürk Üniversitesi, 2015. Yayın	<% 1	
8	acikerisim.sakarya.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1	

10. ÖZGEÇMİŞ

Adı	Ruşen	Soyadı	DEMİR
Doğum Yeri	Tarsus	Doğum Tarihi	15.03.1995
Uyruğu	TC	Tel	
E-posta	rusendmr@icloud.com		

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık	Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	Devam ediyor
Tezsiz Yüksek Lisans	Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2019
Lisans	Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2019
Lise	Şair Abay Konanbay Lisesi	2013

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
Arş.Gör.	Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2021-2024

Yabancı Dil Sınav Notu

KPDS/ÜDS/YDS	TİPDİL/YÖKDİL
	58

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı			
(Diğer) Puanı			