

BÖLÜM 10

FİBERLE GÜÇLENDİRİLMİŞ KOMPOZİTLERİN DİŞ HEKİMLİĞİNDEKİ YERİ

Merve AYDEMİR¹

GİRİŞ

Fiberle güçlendirilmiş kompozitler (FGK) hava ve uzay endüstrisinde, spor ve otomobil vb. endüstri dallarında yıllardır yaygın olarak kullanılmaktadır. Modern FGK'ler yüksek statik, dinamik gerilim ve kırılma direncine sahiptirler.(1) Fiberle güçlendirilmiş kompozitler (FGK), üç farklı bileşene sahip kompozit malzemelerdir: matris (sürekli faz), lifler (dağılmış faz) ve interfaz (fazlar arası). FGK yeterli dayanıklılığın yanı sıra diğer yapısal malzemelerle karşılaştırıldığında ağırlık başına yüksek mukavemet sunar.

Son yirmi yılda yapılan araştırma çalışmaları, fiberle güçlendirilmiş kompozit (FGK)'lerin yapısal ve mekanik özelliklerindeki önemli gelişmeler sebebiyle bu kompozitleri diş hekimliğinde kullanılan birçok geleneksel malzemeye alternatif olarak sunmuştur.(2) Metaller, seramikler ve dolduruculu kompozitler on yıllardır dental ve medikal biyomateryaller olarak başarılı bir şekilde kullanılmasına rağmen, bu malzemelerden yapılan cihazlar tüm klinik gereksinimleri karşılamamaktadır. Dental materyal olarak FGK'lara çok az ilgi gösterilmiştir ve diş hekimliği alanındaki araştırmaların çoğu, dolduruculu kompozitlere ve polimerlere yönelik tıbbi biyomateryal araştırmalarına odaklanmıştır. Bu paradoksaldir çünkü FGK'lar, geleneksel diş hekimliği ve tıbbi malzemelerle ilgili sorunların çoğunu potansiyel olarak çözebilir. Bu bölüm, restoratif ve protetik diş hekimliğinden kraniyal cerrahiye kadar uygulamalarda biyo-kararlı FGK kullanmanın gereksinimini ve durumunu gözden geçirmektedir. Ayrıca, FGK'ların başarılı kullanımı için kritik malzeme bazlı faktörleri ve klinik gereksinimi vurgulamaktadır.(3)

¹ Dr. Öğr. Üyesi, İstanbul Aydın Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi AD.,
merveaydemir@aydin.edu.tr

1.DİŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANILAN FİBER TÜRLERİ

Diş hekimliğinde kullanılan fiberler; fiberin tipi, fiberin doyurulma şekli, fiberin oryantasyonu ve materyalin şekillendirme tipine göre sınıflandırılabilirler.(4)

Fiberle güçlendirilmiş kompozitin yapımında kullanılan fiberin tipi fiberin kullanım amacına bağlıdır.(5) Örnek olarak protez güçlendirme ve tamirlerinde dokuma (woven) ve ağ (mesh) şeklinde üretilmiş fiberler kullanılırken çok üyeli sabit protetik restorasyonlarda kompozit içerisinde hacimce yüksek oranda doğrusal yönde yerleştirilmiş fiberler kullanılır. Polimerik güçlendirici içeren polietilen fiberler genelde hasta başı uygulamalarında kullanılırken cam fiberler genelde çeşitli formlarda laboratuvar ürünlerinde kullanılır .(6)

FGK yapısını oluşturan fiberler 5 çeşittir:

1.1. Cam Fiberler

Cam fiberler, yüksek gerilme mukavemeti ve düşük elastik modülüne sahip oldukları için hem diş hekimliğinde hem de endüstri alanında en sık kullanılan fiber tipidir.(7) Translusens görünüme sahip oldukları için özellikle estetiğin önemli olduğu anterior restorasyonlarda kullanımları uygundur. Diş hekimliğinde kullanılan cam fiberlerin kompozisyonları birbirinden farklılık göstermektedir. Fiber ile güçlendirilmiş kompozitlerde kullanılan devamlı fiberler genellikle alkalisiz camdan oluşur ve elektriksel cam yani, E-cam olarak bilinirler.(8) Araştırmalar E-cam fiberleri, rezin matris ile silan bağlantı ajanları aracılığıyla iyi bir adezyon sağladıkları için restorasyonlarda uygun bir seçenek olarak göstermiştir. (9) Cam fiberler diğer fiber tiplerine göre ısı, nem ve düşük pH'a karşı dayanıklıdır, cilalanabilme özellikleri daha iyidir ve dentine bağlanma kapasiteleri daha yüksektir.(10) Polietilen fiberlere göre mikrobiyal adezyonları daha azdır ve non-sitotokstirler.(11) Isıya dayanıklılığı yüksek olmasına bağlı olarak polietilen fiberlerden farklı olarak laboratuvar işlemlerine uygundur ve indirekt uygulamalarda kullanılabilirler.(12)

1.2. Polietilen Fiberler

Son yıllarda, rezin bazlı kompozitlerin dayanıklılığını arttırmak amacıyla fiber güçlendirme sistemlerinden biri olan ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (UHMWPE) fiber güçlendirme sistemleri kullanımı yaygınlaşmaktadır. Sahip olduğu yüksek moleküler ağırlık; materyale düşük sürtünme katsayısı, yüksek aşınma direnci, ve yüksek basma dayanımı kazandırır. (13) Genellikle klinikte tek seanslık işlemler için uygundur. (Splint it, Connect, Ribbond) Yumuşak ve

kırılğan olmayan bir yapıya sahiptir. Doğal rengi, düşük yoğunluğu, kimyasal etkisinin ve elektrik iletkenliğinin olmaması, çözünmelere karşı dayanıklı olması, estetik olması ve hidrofobik özellikleri gibi avantajları da mevcuttur.(5, 13, 14) Yumuşak ve bükülebilir bir yapıda olması kolay uygulanabilmesini sağlar ayrıca direkt ve indirekt restorasyonlarda kullanılabilirliğini arttırır. Uygun koşullarda nem, ısı ve diğer kontaminatlardan uzakta muhafaza edilmesi gerekir. Polietilen fiberin en büyük dezavantajı 140°C'den sonra yapısal olarak bozulması gerçekleştiği için yüksek ısıda polimerize olan kompozitlerle kullanılmamasıdır.(5) Bir önemli dezavantajı da yüzey enerjilerinin düşük olması ve hidrofobik olmaları sebebi ile ıslanabilirliklerinin az olması; kompozit ile adezyonunu düşürmesidir. Polimer yapının polietilen fiberlere adezyonu arttırmak amacıyla polietilen fiberlerin yüzeylerine plazma uygulanarak polar gruplar oluşturulmaktadır.(15) Polietilen lifler rezinlere zayıf bağlandığı ve yüzey enerjilerinin düşük olduğu için oral floranın kolonizasyonuna yatkındırlar. Bu da çürük ve periodontal problemler gibi sorunlara yol açabileceği için klinik kullanımlarını sınırlanmaktadır. (11)

En çok kullanılan markalar Ribbond ve Connect'tir. Bu markalar rezinle önceden doyurulmadığı için, kullanımı esnasında rezinle doyurulmaları gerekmektedir. (9) Ribbond fiberler, ultra yüksek mukavemetli polietilen liflerden oluşmaktadır. Ribbond, kompozit rezinlerle aktive edilmiş yüzeyi ile kimyasal reaksiyona giren ilk FGK ürünlerindedir. Ribbond, yüksek moleküler ağırlığa, 24,8 milyon psi' lik bir esneklik modulüne ve 4.30.000 psi gerilme direncine sahiptir. Bu özellikleri ile destek dişlerde meydana gelen gerilmeleri azaltabilmektedir. Bu yüzden sıklıkla splint yapımında kullanılmaktadır. Ayrıca geçici ve daimi köprülerde alt yapı materyali olarak ve akrilik kaidelerin tamirinde ve post-core materyali olarak da kullanılmaktadır. Ribbond şeritlerinin örgülü yapısı, kompozit rezine çok yönlü bir destek sağlamaktadır ayrıca nötr rengi ve translusens olması, içine gömüldüğü rezinin renk kontrolüne izin vermektedir. (16)

1.3. Karbon Fiberler

Karbon fiberler ince tabakalardan oluşan grafitlerin birbiri içine dağılmış fibrillerinden oluşmaktadır.(17) Uygulanan stresin yönüne dikey yerleştirildiklerinde iyi bükülme ve eğilme dayanımı gösteren bir fiber türüdür.(5) Karbon fiberler ilk olarak PMMA'ların yapısını güçlendirmede kullanılmışlardır. Karbon fiberler ayrıca kök kanal postlarında ve implant destekli protezlerde kullanılmaktadırlar. (17) Ancak estetiklerinin kötü olması, karbonun potansiyel toksisitesi, işlenmesinin zor olması ve rezin içine fiberin adapte edilemesinin zor olması gibi dezavantajları nedeniyle zaman içerisinde yerini diğer fiber sistemlerine bırakmıştır.(18)

1.4. Aramid Fiberler

Aromatik poliamid fiberlerin jenerik ismidir. Aramid fiberler, karbon fiberlere göre daha yüksek ıslanabilirlik göstermeleri sebebiyle ara rezinle işlenmesine gerek görülmemektedir.(14) Aramid fiberlerin bükülme direnci cam fiberden yirmi, naylondan ise iki kat daha fazladır. Cam ve karbon fiberlere göre Termal stabilitesi ve ısıl iletim katsayısı daha düşüktür. Karbon ve cam fiberler kırılmalıdır, aramid fiberler ise işlenebilir özelliğe sahiptirler.(19) Sarı renkli olduğu için estetik bölgelerde kullanımını sınırlıdır. Ayrıca cilalanmasının yetersizdir ve ağız içerisinde kompozit yüzeyinde zamanla açığa çıkan fiberler düzensiz bir yüzey oluşturarak hastayı rahatsız ederler.(13, 20)

1.5 Kuvars Fiberler

Kuartz fiberler doğal kuvars kristallerinden üretilmiştir ve kuvars çubukların bir oksihidrojen alevine tabi tutularak filamentlere çekilmesi ile üretilir. Kuvars cam kimyasal bileşimi sayesinde kimyasal direnç, mukavemet, dielektrik parametreler ve sıcaklık direnci açısından diğer sürekli cam fiber türlerinden daha iyi fiziko-kimyasal özelliklere sahiptir. Kuvars fiber ağırlıkça yaklaşık %99.95 SiO₂ içermektedir. Si-O bağı yüksek enerjiye sahip olduğu için kuvars liflerinin mukavemeti, yüksek mukavemetli S tipi liflerin mukavemetinden daha yüksektir. Bu fiberden yapılan malzemeler 1200°C'ye kadar sıcaklıklarda uzun süre hizmet verebilir ve 2000°C'ye kadar kısa süreli darbelere dayanabilirler.(21)

2. FİBERLE GÜÇLENDİRİLMİŞ KOMPOZİTLERİN MEKANİK ÖZELLİKLERİNİ ETKİLEYEN FAKTÖRLER

FGK'nin özelliklerini etkileyen faktörler;

- Fiber miktarı
- Fiberin doyurulması
- Fiberin oryantasyonu ve yönelimi
- Fiber ve polimer matriksin özellikleri
- Fiberin polimer matrikse bağlanması
- Fiberlerin kompozitlerle ve rezin simanlarla bağlanması
- Polimer matriksin su absorpsiyonu olarak sıralanabilir.(22)

2.1 Fiber Miktarı

Polimer matriksteki fiber miktarı, hem ağırlık hem de hacim yüzdesi olarak verilmektedir. Polimer matriksteki fiber hacim yüzdesi FGK'nin mekanik özelliklerini etkilediğinden, fiber miktarı genellikle hacim yüzdesi olarak verilmektedir. Fiber

miktarının arttırılması, FGK malzemelerin eğilme mukavemetini iyileştirmektedir.(4) Ancak lif içeriğinin daha yüksek olması her zaman daha iyi mekanik özellikler sağlamaz. Kontrollü bir üretim süreci ile matris içine cam fiber ekleme hacminin oranı %45-65 olabilir. Yüksek kaliteli ve yüksek lif miktarına sahip bir cam FGK malzemesi yüksek eğilme mukavemeti sağlar. Kuru durumda %65 cam fiber için maksimum eğilme direnci 1230 MPa'dır. Lif miktarının artması ile rezin matrisde su absorbe edebilecek yapıların oranı azaldığından su emilimi de azalacaktır.(23)

Kompozit rezin içine konan fiberin hacimsel oranı yanı sıra polimer matriks içerisinde kullanılan fiberlerin lif uzunluğu da restorasyonun mekanik özelliklerini etkileyen bir faktördür. Matriks içerisindeki kısa liflerin kritik uzunluğunun bilinmesi, maksimum güçlendirme etkisinin elde edilmesinde kullanılmaktadır. En kısa etkili lif uzunluğu, 'kritik lif uzunluğu' olarak adlandırılır. Kritik uzunluk, polimer matriks içindeki maksimum stres aktarımı için gerekli minimum fiber boyutudur.(24)

Callaghan ve ark. fiberin hacim ve uzunluğunun cam FGK'nin aşınma özellikleri üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında matrikse hacim olarak %2 oranında ilave edilen fiberin, %5,7 oranında ilave edilen fibere göre daha fazla; %7,6 oranında ilave edilen fibere göre ise daha az aşınma değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir. Bunun nedeninin fiber yoğunluğunun artışıyla oluşan fiber öbeklerinin matriks ile yeterli bağlanma sağlayamaması olduğunu, dental kompozit rezinlere ilave edilecek fiber miktarının hacimsel olarak %2-7,6 arasında olması gerektiğini belirtmişlerdir. Aynı zamanda, fiber uzunluğunun aşınmaya karşı direnç ile pozitif bir ilişkisinin bulunduğunu; kısa fiberlerin kolaylıkla kümeleştiği, kümeleşen fiberlerin kompozit yapının içinde zayıf bölgeler oluşturduğu ve polimer matriks-ten ayrıldığını; fiberin kompozit ile ne kadar çok temas ederse aşınma direncinin o kadar iyi olacağını gözlemlemişlerdir.(25)

Vallittu, farklı hacim oranları ve fiber uzunluklarının fiberlerin mekanik dirençleri üzerine etkisini değerlendirdiği çalışmasında, önceden doyurulmuş çeşitli uzunluklarda (1 mm-6 mm) kısa E-cam fiberler kullanmış ve fiber hacmi oranının bükülme ve kırılma dirençleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkiye sahip olduğunu göstermiştir.(26)

Garoushi ve ark. ise, Bis-GMA polimer matriksli kritik E-cam lif uzunluklarının 0,5-1,6 mm arasında değiştiğini belirtmişlerdir. Ayrıca Bis-GMA-TEGDMA rezin sistemiyle kullanım için en etkili uzunluğun 5 mm olduğunu ve bu uzunluğun en yüksek bükülme dayanımı değerlerini gösterdiğini bildirmişlerdir.(24)

2.2 Fiberin Oryantasyonu ve Yönelimi

Fiberlerin oryantasyonunun veya matriks içindeki fiberlerin düzenlenişinin, FGK'nin fiziksel ve mekanik özelliklerine etkisi üzerine yapılmış olan çalışmalarda fiberlerin yönünün etkili olduğu bildirilmiştir. Uzun lif ilaveli kompozitler, sürekli fiber kompozitler olarak adlandırılırken, kısa lif takviyeli kompozitlere ise kısa parçacıklı/süresiz fiber kompozitler denilmektedir. Tek bir matris yapısında iki veya daha fazla fiber tipini bulduran kompozitler ise hibrit fiber ilaveli kompozitler olarak adlandırılmaktadır.(27) Lifler sürekli fiber kompozitlerin matris yapısına, tek yönlü (fitiller ve iplikler) veya iki yönlü (örgü/dokuma) olarak yerleştirilebilir. (28)

Fiberler konfigürasyonlarına göre ise 3 sınıfa ayrılır:

- a. **Tek yönlü (çubuk şeklindeki) fiberler:** Tek yönlü lifler kompozite anizotropik mekanik özellikler sağlar (yani, mekanik özellikleri tek bir yönde geliştirirler). Krenchel faktörü, fiberlerin güçlendirme etkisinin değerlendirildiği bir ölçektir. Tek yönlü fiberlerin Krenchel faktörü'ne göre etkinliği teorik olarak %100'dür.(29, 30) Tek yönlü fiberlerde fiber yönünde kuvvet uygulandığında en yüksek dayanıklılık ve direnç elde edilmektedir. Bu fiberlerde, fiberlere paralel doğrultuda kuvvet uygulandığında mekanik özellikler en yüksektir; fiberlere dik doğrultuda kuvvet uygulandığında ise mekanik özellikler en düşüktür. Fibere dik doğrultuda uygulanan kuvvetler karşısında fiberin matriks-ten ayrılma potansiyeli vardır. Tek yönlü fiberler transvers doğrultuda fiber içermedikleri için transvers hareketlerde fiber etkinliğinde azalma vardır.(29) Tek yönlü fiberler, stres yönünün tahmin edilebilir olduğu uygulamalar için uygundur. Akrilik tam ve bölümlü protezlerin, sabit köprülerin strese en çok maruz kalan bölgelerinde ve periodontal splint uygulamalarında kullanılabilir.(31)
- b. **Ağ/örgü (dokuma) formunda fiberler:** Dokuma fiberler; saten, keten ve çapraz dokunmuş kumaşa benzer tarzda farklı tekstil yapılarında üretilmektedir. (32) Fiberlerin birbirinden farklı yönlerde düzenlenmesiyle elde edilen dokuma fiberler iki yönde eşit derecede etkiye sahiptir. Krenchel faktörüne göre bu tür fiberlerin teorik etkinliği %25 veya %50'dir. Dokuma fiberlerin stres kırıcı görevi gördükleri ve kırılmadan önce gerilimi artırarak materyale tokluk kattıkları gözlemlenmiştir.(33) Bu tip fiberler, kompozit rezinlere ortotropik mekanik özellik vermektedir ve bundan dolayı stres yönünün önceden tahmin edilemediği durumlarda kullanılmaktadır. Örneğin; protezde en yüksek stresin yönünün tahmin edilemediği full kuron restorasyonlarında veya protez onarımı gibi uygulamalarda kullanımı elverişlidir.(29)

- c. **Rastgele/kırılmış/kısa kesilmiş (chopped) fiberler:** Kompozit rezinlere izotropik mekanik özellikler vermektedir. Kısa dağınık seyreden fiberler, bir veya iki doğrultuda güçlendirici etki sağlamak yerine çok yönlü güçlendirici etki sağlamaktadır. Akrilik içerisine yerleştirilmesi en kolay fiber çeşidi olduğundan, protezleri güçlendirmek için kullanımları uygundur.(8)

Restorasyonlarda Fiberin Pozisyonu

Koronal restorasyonun direncinin artırılması için kullanılacak fiberin kavite içerisinde yerleştirileceği konum, uygulanan işlemin başarısını etkileyebilmektedir. Çoğu durumda, fiber yönelimindeki basit bir değişiklik direnci olumsuz etkilemekte; aynı zamanda kompozit restorasyonların bükülme dayanımında değişikliklere neden olmaktadır. Bundan dolayı, fiberi en çok stres alan bölgelere yerleştirmek restorasyonların bükülme dayanımının artmasını sağlamaktadır. (34) Polietilen fiberin kuronun oklüzal, orta ve servikal üçlüsüne yerleştirildiği örneklerde; fiberin oklüzal üçlü lokalizasyonunun, orta üçlü veya servikal üçlü lokalizasyonlarına göre bukkolingual yönde uygulanması dışın kırılma direncini daha fazla artırdığı rapor edilmiştir.(35) Fiberin kavite duvarlarını saracak şekilde halkasal yerleştirilerek yapılan restorasyonlarla, kavite tabanına ve bukkolingual yönde yerleştirilerek yapılan restorasyonların kırılma dirençleri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Ancak kırılma tipleri incelendiğinde, bukkolingual yönde yerleştirilen fiber ile güçlendirilen restorasyonların hepsinin restore edilebilir kırılma tipi oluşturdukları gözlenmiştir.(36) Garoushi ve ark, geniş kompozit restorasyonların en derin kısmında fiber kullanımının restorasyonun kırılma gücünü artırabileceğini ortaya koymuştur.(37) Bu görüşü destekleyen fiberin gingival üçlüde-kavite tabanında bukkolingual yönde konumlandırıldığı örgü formunda polietilen fiberin kırılma dayanımını artırdığı rapor edilen çalışmalar vardı.(38, 39)

Fennis ve ark, Moezizadeh ve Shokripour kavite tabanına sadece bukkolingual/palatal yönde U şeklinde konumlandırılarak yerleştirilen fiberle güçlendirilmiş restorasyonlar ile hem bukkolingual/palatal hem mesiodistal yönde artı şeklinde konumlandırılarak yerleştirilen fiberle yapılan kompozit restorasyonların kırılma dirençleri arasında istatistiksel anlamda bir fark bulamamışlardır.(40, 41)

2.3 Fiberin Doyurulması

FGK'lerin mekanik özelliklerini belirleyen bir diğer unsur monomerler, polimerler veya her ikisinin bir kombinasyonu ile doyurulma (impregnation) işlemidir. Fiberler onları çevreleyecek kompozit rezinlerle iyi bir adezyon elde etmek için doyurulma işlemine tabi tutulurlar. Bu doyurma işlemi; liflerin yüzeyi daha iyi ıslanmasına ve bir demet içinde mümkün olduğunca yakın konumlanmasına yar-

dımcı olur.(136) Dozurulma işlemler ayrıca, restorasyon üzerine gelen yükün rezin matristen liflere aktarılabilmesi için de oldukça önemlidir.(22) Bu işlem; önceden üretici tarafından (preimpregnated) ya da daha sonra hekim/laboratuvar teknisyeni tarafından yapılabilir.(42) Önceden dozurulmuş fiberlere EverStick C&B ve Quartz Splint UD, dozurulmamış fiberlere ise Ribbond örnek olarak olarak verilebilir.(43)

Dozurma işlemi genellikle, bisfenol glisidimetakrilat (Bis-GMA), üretan tetrametakrilat (UTMA), veya polimetil metakrilat (PMMA), üretan dimetakrilat (UDMA) gibi monomerler kullanılarak gerçekleştirilebilir.(44)

Diş hekimliği uygulamalarında fiberin yeterli bir şekilde dozurulmasının, kompozit rezinin mekanik ve fiziksel özelliklerinin daha iyi olmasını sağladığı bildirilmiştir. Fiberlerin rezinle yeterince dozurulamaması iki şekilde açıklanmaktadır. Bunlardan birincisi rezinin fiberi yeterince ıslatamaması, diğeri de fiberlerin arasında yer alan rezinin polimerizasyon sırasında büzülme göstermesidir. Fiberlerin rezin matrislerle yeterli dozurulmadığı durumlarda, FGK'nin bükülme direnci, elastisite modülü gibi mekanik özelliklerinin olumsuz etkilendiği; polimer matrisin içinde boşluklar oluştuğu ve bu boşlukların yapının su absorpsiyonunu arttırdığı; FGK'nin uzun dönemde stabilitesini etkilediği SEM incelemelerinde gösterilmiştir. Fiberin tam dozurulmadığı durumlarda oluşan boşluklarda oksijen rezervlerinin oluştuğu, bu durumun FGK materyalindeki artık monomer miktarını arttırdığı ve dolayısıyla polimerizasyonun yetersiz olduğu da belirtilmiştir. Aynı şekilde çalışmalarda dozurulma işleminin yeterli olmadığı durumlarda oral mikroorganizmaların penetrasyonunun arttığı ve renk değişikliğinin ortaya çıktığı bildirilmiştir.(32)

2.4 Fiberin Polimer Matrise Bağlanması

Fiberin matrise adezyonu, FGK'nin mekanik özelliklerini etkileyen en önemli değişkenlerden biridir. Cam fiberler ve polimer matris arasında adezyonu sağlamak için silan kaplama ajanları kullanılmaktadır.(32)

Adezyon dayanımı; adeziv viskozitesi ve kimyasal bileşimi, bonding tipi ve bağlanan yüzeylerin mekanik özellikleri ile büyük oranda ilişkilidir. FGK'nin en zayıf noktasını oluşturan fiber-matris adezyon yüzeyinin yapısı, FGK'nin mekanik ve fiziksel özelliklerini büyük ölçüde etkilemektedir. Restorasyon ömrü ile ilgili başlıca problemlerden biri, deformasyon ve fiber ile polimer matris arasındaki adezyonun kalitesidir. Fiber ve polimer matrisi bir arada tutan ara yüzey kuvvetleri; van der Waals kuvvetleri, kimyasal bağlar, elektrostatik çekim veya mekanik kenetlenmeyle ortaya çıkmaktadır. Matris ile fiber arasındaki elastik

özelliklerdeki farklılık, ara yüz boyunca oluşan stresi etkilemektedir. Uygun adezyon, stresin matriks ve fiber arasında orantılı dağılmasını sağlamaktadır.(10) Mukavemet ve sertlik açısından değerlendirildiğinde, fiber ve matris arasındaki ara yüz, çatlağın yayılım yönü konusunda önemli bir rol oynar. Ara yüz çok güçlüyse, kompozitin kendisi sert, kırılğan bir malzeme gibi davranır ve cam lifleri çeken yüksek kuvvet, liflerin kırılmasına neden olur. Aksine, bu ara yüz çok zayıfsa, lifler çok fazla sürtünme direnci olmadan çekilir ve kompozit genel olarak düşük mukavemet ve düşük sertlik sergileyecektir.(45)

2.5 Fiber Matriksin Su Absorbsiyonu

Tükürük, FGK'nin mekanik özelliklerini etkilemektedir. Su molekülleri, polimerik zincirler arasındaki boşluklara girerek bu zincirleri itmektir. Su, rezin boyunca diffüze olmakta ve fiberlerin yüzeyinden süzülerek bozulmalara neden olmaktadır. Su absorpsiyonu; fiberin hacimsel oranı, fiber yüzeyinin silanizasyon derecesi, rezinin monomerik bileşimi, doldurucu partikül miktarı ve rezindeki boşluklara bağlıdır. Boşluklar, çatlaklar ve FGK içindeki bağlanmamış ara yüzler gibi kusurlar su absorpsiyonunu arttırarak FGK'nin mekanik başarısızlığına neden olmaktadır. Ayrıca rezin içerisindeki zayıf doyurulmuş alanlar da su absorpsiyonunu arttırarak fiber ile rezin matriks arasındaki bağı zayıflatıp, mekanik dayanımı azaltmaktadır.(46)

3. FGK'LARIN DIŞ HEKİMLİĞİ PRATİĞİNDE KULLANIM ALANLARI

- Fiber destekli sabit adeziv köprüler
- Fiber destekli geçici adeziv köprüler
- Periodontal splintler
- Periodontol geçici splintler
- Kök kanal postu (prefabrike, kişisel)
- Fiber destekli kompozit rezin restorasyonlar
- Fiber destekli indirekt restorasyonlar (inlay, onlay, kısmi / tam veneer kronlar)
- Hareketli protezlerin güçlendirilmesi
- Ortodontik retainerlar

3.1 Fiber Postlar

Fiber postlar; kök kanal tedavisi görmüş, restore edilemeyecek kadar madde kaybı olan dişlerde kök kanalından ek destek alınması amacıyla kullanılan restorasyonlardır.(47) Fiber postlar, metal postlardan daha düşük ve kök dentininin esneklik katsayısına yakın esneklik katsayısına sahiptirler.(47) Bu yüzden gelen kuvvetlerin absorbe edilmesini ve kök boyunca dağılmasını sağlar.(48, 49) Daha yüksek

esneklik katsayısına sahip olan metal postlar, stresin 1/3 kök ucunda birikmesine sebep olurlar. Buna bağlı olarak yapılan çalışmalarda fiber postların, metal postlara göre daha az kök kırığına sebep oldukları bildirilmiştir.(47, 49)

Fiber postlar, adeziv rezinle birlikte dentin yapısına bağlanma göstererek kalan diş yapısını güçlendirir. Yapının tek parça (monoblok) haline gelmesini sağlayarak kuvvetleri eşit bir şekilde dağıtır ve postun retansiyon alanını artırarak stresleri azaltır.(50)

Fiber post tipleri uygulanma şekillerine göre; prefabrike fiber postlar ve kişisel hazırlanmış fiber postlar olarak sınıflandırılırlar.

3.2 Fiber Destekli Adeziv Köprüler

FRC alt yapı ile hazırlanan restorasyonlar, hazırlanma şekline göre laboratuvar ortamında ve hasta başında yapılan restorasyonlar olarak iki gruba ayrılırlar. Her iki grupta da FRC restorasyonlar rezin sistemlerle simante edildikleri için, dişler minimum madde kaybı olacak şekilde son derece konservatif preparasyonlarla hazırlanabilirler.(17)

Fiber destekli adeziv köprüler; parafonksiyonu ve derin kapanışı olan hastalarda destek dişler arasındaki mesafenin 20mm den fazla olduğu durumlarda, destek dişlerde aşırı madde kaybı olduğu ve büyük restorasyonların varlığında, destek dişlerin arayüz bölgesinde kavitenin dişeti sınırının altında olduğu durumlarda kontrendikedir.(51)

3.2.1 Hasta Başında Yapılan FRC Köprüler

FRC köprüler hem ön grup hem de arka grup dişler için hasta başında hazırlanabilir.(17) Konservatif bir diş preparasyonu ya da hiç preparasyon yapılmadan uygulanabilen FRC köprülerin, geniş pulpa odasına sahip genç bireylerde kullanımını uygundur. Ayrıca çene gelişimi devam eden gelişim çağındaki hastalarda tek kanatlı FRC köprü uygulamaları ile iskeletsel gelişim önlenmemiş olur. Bu sistemin diğer avantajı da tedavinin tek seansta bitirilmesidir.(5, 52)

Bu uygulamalarda gövde olarak kompozit rezinden veya prefabrike akrilik rezinden bir gövde hazırlanabileceği gibi bazı durumlarda ise hastanın kendi dişi de kullanılabilir.(53)

Hasta başında yapılan FRC köprülerin avantajları şu şekilde sıralanabilir:(29)

- Laboratuvar aşamasının ortadan kalkması ile tek seansta işlemin bitirilmesi,
- Destek dişler açısından konservatif olması
- Metal destekli porselen restorasyonlarla karşılaştırıldığında karşı dişleri aşındırmaması
- Metal yansımasının olmaması ve ideal estetik sonuçların elde edilebilmesi

Dezavantajlarını ise şu şekilde sıralanabilir:(11)

- Parafonksiyonel alışkanlıkları olan hastalarda veneer kompozitlerde aşınma olması
- Metal okluzal yüzeylere göre arka bölgelerde daha fazla okluzal boşluk gerektirmesi
- Kontrol edilemeyen nem varlığında adeziv işlemlerin başarıyla uygulanamaması
- Sınırlı yük taşıma kapasitesi

Fiber destekli adeziv köprüler ilk başta diş eksikliklerinin hızlı şekilde geçici çözümü amaçlı kullanılmaya başlanmışken, zamanla klinik kullanım sürelerinin özellikle ön bölge dişlerde uzun olduğu gözlemlenmiş ve kalıcı adeziv köprüler olarak da kullanılmaya başlanmıştır. Üç üyeli adeziv köprülerin başarı oranının 4.9-8.9 yıllık ortalama klinik kullanım oranının %71 olduğu, yapılan ağız içi tamir işlemleri sonu bu oranın %78'e arttığı tespit edilmiştir. Fiber destekli adeziv köprülerin en önemli başarısızlık sebepleri kompozit restorasyonda kırıklar, aşınma, renkleşme, debondingdir.

3.2.2 Laboratuarda Yapılan FRC Köprüler

Laboratuarda yapılan FRC protezler implantlardan ya da dişlerden destek alabilir. FRC alt yapılar hazırlanırken mum modelaj, döküm ya da lehimleme gibi laboratuvar işlemlerine gereksinim duyulmaz. Bu tip protezler için potansiyel endişeler su emilimi, yüzey parlaklığının kaybolması, zaman içinde gelişen yorulma direnci ve rezin siman kullanımından doğan teknik hassasiyettir.(54)

Laboratuarda üretilen protezler de (FRC alt yapısı dahil) ışıkla polimerize olmakta fakat ilave ısıyla polimerizasyon işlemi, vakum yada basınç uygulaması gerektirmektedir. Böylece ilave polimerizasyon ile alt yapıya daha yüksek bir eğilme dayanımı ve veneere daha fazla yüzey sertliği ile renk stabilitesi kazandırılmaktadır.(55)

3.3 Fiber Splintler

Fiber splintler dişleri çevreleyen kemik kaybının miktarına göre geçici veya sürekli periodontal splint olarak, travma görmüş dişlerde geçici splintler olarak uygulanır. Splintleme teknikleri; minimal invaziv, reversibl bir yöntem elde etmek için, mine yüzeylerinin asitle pürüzlendirilmesini ve mobil dişlerin kompozit rezinlerle ve bir bağlantı materyali ile birleştirilmesini kapsayacak şekilde gelişmiştir. Fiber splintlerde bir polietilen veya Kevlar fiber mesh doldurucusuz rezin ve kompozit rezin ile diş bağlanır.(56)

Periodontal fiber splintlerde kemik kaybının miktarı ve tedavinin prognozuna göre fiberin yerleşeceği oluklar açılır. Geçici splintler preparasyon yapılmadan direkt uygulanır, sürekli splintlerde ise oluk preparasyonu yapılır.(57)

Splintler aynı zamanda darbe kuvvetleri veya kazalar sonucu ortaya çıkan travma vakalarında, ortodontik tedaviyi sonrası retansiyonu sağlamak ve relapsı önlemek için sabit retainerlar olarak kullanılmaktadırlar.(58)

Önceden doyurulmuş fiberle güçlendirilmiş kompozitler (FGK), periodontal olarak mobil dişlerin tedavisi için geleneksel splintli restorasyonlara bir alternatiftir.(59)

Önceden doyurulmuş tek yönlü FGK'ler, metal splintlere alternatif olarak üretilmiştir. Basit bir dizaynda ve ince yapıdırlar. FGK periodontal splintler mükemmel bağlanma ve dayanıklılık potansiyeline sahiptir.(51) Konservatif splintleme amacıyla farklı FGK splintleri mevcuttur. Bu fiber takviyeli asplintlerin yeterli mekanik dayanımı ve tatmin edici estetiği vardır, oklüzyonu bozmaz ve ağız hijyeninin korunmasına izin verir.(10) Bu FGK malzemelerinin spesifik mekanik ve fiziksel mukavemeti ve spesifik modülü, bunlardan belirgin şekilde üstün olabilir.(60)

3.4. Fiber destekli kompozit rezin restorasyonlar

Diş hekimliğinde kullanılan mevcut geleneksel kompozit rezin materyaller, düşük kırılma dayanımları sebebiyle restorasyonlarda başarısızlığa sebep olmaktadır. Başarısızlık sonucunda ise marjinal uyumsuzluğa bağlı olarak renklenme, sekiller çürük, post operatif hassasiyet, mikrosızıntı gibi istenmeyen komplikasyonlar ortaya çıkabilmektedir.(61) Geleneksel kompozit rezinlerin mekanik özelliklerini iyileştirmek için yapılan çalışmalar rezin matriksin veya inorganik doldurucuların geliştirilmesini amaçlamaktadır. Ancak rezin matriks yapısını geliştirmek amacıyla yapılan çalışmalar sonucunda kayda değer bir ilerleme elde edilemediği için, daha çok doldurucu teknolojisi üzerine yoğunlaşmıştır.(37) Kompozit materyalin içerisine farklı boyutlarda karbon, cam, polietilen gibi fiberlerin eklenmesi ile malzemelerin mekanik özelliklerinin arttırılması amaçlanmıştır. Genellikle mevcut inorganik dolduruculara, parçacıklar (rastgele oryantasyonlu), whiskerlar (tek veya çok katmanlı flamanlar) ve fiberler (değişik oryantasyonlu kısa ve uzun) eklenerek rezin kompozit malzemeler güçlendirilmiştir.(4)

Son yıllarda kısa cam fiber parçaları eklenerek dolgu materyallerinin fiziksel özellikleri güçlendirilmeye çalışılmıştır. Özellikle yüksek stres alanlarında vital veya kanal tedavisi görmüş dişlerde kaybolan dentin dokusunu tamamlayıcı (dentin replacement) materyal olarak kullanılmak amacıyla üretilmişlerdir. Bu

materyaller doldurucu olarak dağınık olarak dizilen kısa E-cam fiberler ile Bis GMA, TEDGMA ve bir semi-IPN (semi interpenetrating polymer network)'dan oluşan PMMA'nın karışımı organik matriksten oluşur. Bu organik matriks bağlanma kuvvetini ve kuvvetlere karşı kırılma direncini artırır.(37)

Fiber içerikli kompozitler özellikle yoğun doku kaybı olan dişleri desteklemek ve çatlak, kırık oluşumunu engellemek amacı ile tercih edilmektedirler. Fiber doldurucuların güçlendirici etkisi, polimer matristen fiberlere stres transferine dayanır. Fiberler materyallerde adeta bir çatlak durdurucu olarak görev alır. Fiber takviyesinin etkinliği, materyalin içeriğindeki organik rezin tipine, fiberlerin uzunluğuna, fiberlerin oryantasyonuna, fiberlerin konumuna, fiberlerin polimer matrisine adezyonuna ve fiberlerin rezine empoze edilmesine bağlı olarak değişiklik gösterebilir.(62) Materyale gelen stresin polimer matristen fiberlere transferi hedeflenir. Yapı içindeki fiberin konumu ve oryantasyonunun, mekanik özelliklerini etkilediği bilinmektedir.(40, 63)

Yapılan çalışmalar geleneksel dolduruculu kompozit restoratif materyallere göre kısa E-cam fiber dolduruculu bu restoratif materyallerin kuvvetlere karşı direnci, gerilme direnci ve kırılma dayanımının daha yüksek olduğunu göstermişlerdir.(37, 64, 65)

Yapılan laboratuvar çalışmaları bu kompozit restorasyonlarının, geleneksel kompozitlere göre kırılma direncinin, kuvvet taşıma kapasitesinin ve baskı dayanımının belirgin şekilde daha yüksek olduğunu göstermiştir.(66) Aynı zamanda polimerizasyon büzülmesinin %0,17 gibi çok düşük bir oranda olduğu bildirilmiştir.(67)

Kısa fiber takviyeli rezin kompozitlerin (SFRC) , mekanik özellikleri geliştirdiği in vivo çalışmalarda da bildirilmektedir.(37, 68) Kırılma direnci gibi mekanik materyal özellikleri , oklüzal yük altında deformasyon ve materyallerin marjinal bozunması genellikle kırılma ve eğilme dayanımı ve eğilme modülü gibi temel materyal parametrelerinin belirlenmesi ile değerlendirilmiştir.(69) Garoushi ve ark. farklı ticari partikül dolduruculu kompozitlere (PFC) kıyasla SFRC'nin fiziksel özelliklerini karşılaştırmış ve SFRC'nin fiziksel özelliklerinde önemli farklılıklar gösterdiğini ve diğer test edilmiş bulk fill veya geleneksel PFC materyalleri ile kıyaslandığında üstün kırılma dayanımına (2,9 MPa m^{1/2}), eğilme dayanımına (124 MPa) ve modülüne (9,5 GPa) sahip olduğunu belirtmiştir.(66)

Fiber kompozitlerin tüm özelliklerinin, fiber çapı, fiber uzunluğu, fiber oryantasyonu ve fiber içeriği gibi mikroyapısal parametrelere güçlü bir şekilde bağlı olduğu unutulmamalıdır.(62) Bijelic-Donova ve ark. SFRC'nin geleneksel PFC'den istatistiksel olarak daha yüksek kırılma dayanımına ve yorulma sınırına sahip

olduğunu gösterdi.(70) Kırılma dayanımı ve yorulma performansı arasında güçlü bir ilişki vardı ve SFRC, hem sıkıştırıcı statik hem de yorulma yüküne karşı koyabildi.(70) Yazarlar, SFRC'nin rakiplerine göre daha dayanıklı olmasının iki ana faktöre bağlı olduğunu açıkladılar: milimetre - ölçekli kısa fiberler içermesi ve yarı IPN yapısı. Goracci ve ark. da SFRC'nin, test edilen birkaç bulk-fill ve geleneksel PFC rezinlerine kıyasla önemli ölçüde daha yüksek eğilme dayanımına (201 MPa) sahip olduğunu bildirmiştir.(71)

Polimerizasyon büzülmesi, ışıkla sertleşen dental kompozitlerin en kritik sınırlamalarından biridir.(72) Polimerizasyon büzülmesi, kompozit rezin ve kavite duvarları arasındaki arayüzde büzülme stresine neden olarak boşluk oluşumuna ve sekonder çürüklere yol açar.(72) Birçok çalışmada bu sorunu ortadan kaldırmak için çeşitli yöntemler araştırılmıştır. (73, 74) Bu önerilen yöntemlerden biri, polimerizasyon büzülmesini azaltmak için inkremental tekniği kullanmaktır ancak bu teknik; zaman alıcıdır, kontaminasyon riskini artırır ve katmanlar arasında boşluklar oluşturabilir.(72) Uygulamayı hızlandırmak ve hasta başında geçen süreyi ve polimerizasyon büzülmesini azaltmak için bulk-fill materyallerin kullanılması tercih edilebilir.(68) Daha önce yapılan çalışmalarda, PFC rezinlerine kıyasla; kısa, rastgele yönlendirilmiş, fiber destekli kompozitlerde (FRC) düşük polimerizasyon büzülmesi rapor edilmiştir.(63) Garoushi ve ark. gerinim ölçer yöntemini kullanarak bulk-fill ve SFRC rezinleri de dahil olmak üzere çeşitli ticari posterior kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesini karşılaştırdı. Araştırmacılar SFRC'nin en düşük büzülme gerilimine (%.17) sahip olduğu sonucuna vardılar ve bunu polimer matrisinin kısa fiber dolgu içeriğine ve plastikleşmesine bağladılar. Anizotropik materyal özelliklerinin, destekleyici fiberlerin yönelimine göre değiştiğini ve büzülmenin her yöne eşit olmadığını ve polimerizasyon büzülmesinin liflerin yönünde kontrol edildiğini belirttiler. Bu nedenle, polimerizasyon sırasında materyalin, fiberlerin uzunluğu boyunca küçülmediğini orijinal boyutlarını yatay olarak koruduğunu ancak polimer matris yapının fiberler arasında büzüşebildiğini bildirdiler. (68)

Mikrosızıntı çalışmaları, yeni bir materyal veya materyal kombinasyonunun başarısı hakkında bir ön fikir elde etmek için önemli ip uçları verir.(72) Boutsiouki ve ark. direkt yerleştirilmiş PFC rezin altında farklı kompozit kaide materyalleri ile restore edilen sınıf I kaviteletin mikrosızıntısını değerlendirdikleri bir çalışmada, bir SFRC kaide ile restore edilen dişlerin, test edilen diğer materyallerle karşılaştırıldığında en düşük mikrosızıntı değerlerine sahip olduğunu buldular. Yazarlar SFRC'nin düşük mikrosızıntı değerlerine yansıyan büzülme stresi absorpsiyonunda faydalı etkiler gösterdiğini belirttiler.(75) Garoushi ve ark. da bi-

yomimetik tekniği kullanan SFRC kaide materyali (sınıf II restorasyonlar), farklı bulk-fill kaide materyallerinden yapılmış diğer restorasyonlara kıyasla istatistiksel olarak daha düşük mikrosızıntı değerleri göstermiştir.(76) Patel ve ark. ayrıca farklı bulk-fill ve geleneksel PFC rezinleri tarafından restore edilen derin sınıf II kaviterlerde mikrosızıntıyı da inceledi ve en düşük mikrosızıntı değerlerini SFRC gösterirken, geleneksel PFC rezini en yüksek değeri gösterdi.(77)

Klinik vakalarda, ışık cihazının ucu restorasyon yüzeyi ile her zaman yakın temas halinde yerleştirilemeyebilir. Bu nedenle, polimerizasyon ile elde edilen polimerizasyon derinliğindeki herhangi bir artış, günlük klinik uygulama için önemli kabul edilmelidir. SFRC'nin ışık iletiminin, kaydedilen tüm kalınlık seviyelerinde geleneksel kompozitten daha yüksek olduğunu gösterdiler. SFRC'nin, test edilen diğer bulk-fill materyaller gibi, geleneksel PFC rezinlerine kıyasla 4 mm kalınlıkta kabul edilebilir dönüşüm derecesi (DC) ve Vickers sertliği (VH) değerleri sağladığı sonucuna vardılar. Çalışmalarının bulgusu literatürdeki diğer çalışmalarla da uyumluydu.(78, 79)

Omran ve ark. hem 2 hem de 4 mm kalınlıktaki artışlar için en yüksek ortalama ışınma değerlerine SFRC nin sahip olduğunu buldu.(74) Bu bulguları doldurucu içeriğindeki temel içerik farklılığına ve ışığı daha derin alanlara saçan, bir refrakter indeks görevi gören, rastgele dağılmış cam fiberlere bağladılar. SFRC'nin diğer bulk-fill materyallerle aynı olan 4 mm'lik artışlarla alt yapı olarak güvenle uygulanabileceği sonucuna varmışlardır.(80)

SFRC'nin dentine bağlanma dayanıklılığını diğer kompozit rezinlerle karşılaştıran çok az kanıt vardır. Tsujimoto ve ark. üniversal adeziv kullanan SFRC'nin mekanik özellikleri ile dentin bağlanma dayanıklılığı arasındaki ilişkinin, geleneksel PFC rezinlerine kıyasla gelişmeler gösterdiğini belirlediler.(81) Adeziv tipi ve aşındırma modlarından bağımsız olarak, SFRC'nin makaslama yorulma dayanımı ve oranları, geleneksel PFC rezinlerden daha yüksekti.

Tsujimoto ve ark. SFRC'nin üstün mekanik özelliklerinin, özellikle kırılma dayanımının, üniversal adezivlerle bağlanma dayanımını artırabileceğini açıkladı. Yazarlar kısa fiberlerin, adezivin oksijen inhibisyon tabakası üzerinde güçlendirici bir etkisi olabileceğini tartıştılar ve geliştirilmiş mekanik özellikler ve bağ dayanıklılığı ile SFRC'nin yüksek stres taşıyan durumlarda daha iyi performans gösterebileceğini vurguladılar. Başka bir çalışmada, Tsujimoto ve ark. ayrıca, diğer PFC rezinlerine kıyasla farklı adezivler kullanan SFRC'nin makaslama bağlanma dayanımını ve yüzey serbest enerjisini araştırmışlardır. SFRC'nin bağlanma performansının test edilen PFC rezinleri ile aynı olduğunu bildirmişlerdir. (82) Bu bulgu literatürdeki diğer çalışmalarla uyumludur.(83, 84)

Fráter ve ark. kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit (SFRC) kor kullanmanın, direkt büyük posterior kompozit restorasyonların yorulma performansı ve kırılma davranışı üzerindeki etkisini inceledikleri çalışmalarında hayatta kalma analizi sırasındaki kırılma paterniyle ilgili olarak, SFRC alan tüm numuneler baskın olarak restore edilebilir bir kırık tipi gösterirken, kontrol numuneleri baskın olarak restore edilemez bir tip kırılma görüldüğünü belirtmişlerdir. Akışkan SFRC'nin büyük MOD direkt restorasyonlar için takviye edici bir kor olarak kullanılmasının, kırılma davranışı ile ilgili umut verici başarılar gösterdiğini de bildirmişlerdir.(85)

Bijelic-Donova ve ark. geleneksel PFC rezinlerine kıyasla SFRC'nin oksijen inhibisyon tabakasının kalınlığı ile ilişkisini araştırdılar ve test edilen tüm rezinler için hibrit tabakayı ve shear bağlanma dayanımını değerlendirdiler.(86) Yüzey işlem türünden bağımsız olarak, SFRC örneklerinde oksijen inhibisyon tabakasının kalınlığının genel olarak en yüksek olduğunu buldular. Bu durumu, oksijen geçişini kolaylaştırarak oksijen inhibisyon derinliğini etkileyebilecek fiberlerin güçlendirilmesine ve oryantasyonlarına bağladılar.

Omran ve ark. tabakalama kalınlığının dentin bağlanma gücü üzerindeki etkisini araştırmışlardır. SFRC, hem 2 hem de 4 mm kalınlığındaki katmanlarda en yüksek ortalama bağlanma dayanım değerlerini sergilemiştir. (74) Bunun, SFRC'nin çıkıntılı kısa fiberlere sahip olması ve dentinin bağlanma dayanımı değerlerini etkileyebilecek mikromekanik kilitlemenin oluşmasından kaynaklandığını belirtmişlerdir.

Shive ve ark. 2021 yılında yapmış oldukları bir çalışmada FRC'nin iki farklı bulk fill kompozite göre daha yüksek eğilme modülü gösterdiğini belirtmişlerdir. FRC , çalışmada kullanılan tüm kompozitler arasında polisaj sonrası en yüksek yüzey pürüzlülüğünü ve en düşük hacimsel büzülme (%2.29) gösteren grup olmuştur. Ayrıca FRC'nin polimerizasyon derinliğinin üç grup arasında en yüksek olduğunu (4.24 mm) belirtmişlerdir.(87)

CAD/CAM DİŞ HEKİMLİĞİ İÇİN SFRC UYGULAMASI

CAD/CAM rezin bazlı kompozit bloklarla yüksek basınç ve yüksek sıcaklık kullanılarak rezin bazlı kompozitlerin fiziksel özelliklerini de geliştirebilir. CAD/CAM rezin bazlı kompozit bloklarla yapılan restorasyonlar, seramik/cam seramikler kadar iyi mekanik özelliklere sahip değildir, ancak doğrudan intraoral onarıma uygun olmaları ve daha ucuz olmaları gibi avantajları da vardır. Trinia (Shofu, Kyoto, Japonya), CAD/CAM uygulamaları için yenilikçi, fiber takviyeli rezin bazlı bir kompozittir. Cam fiber ve rezinin çok yönlü iç içe geçmesinden oluşan çok katmanlı bir malzeme olarak tanımlanmıştır. Trinia' nın içeriği UDMA,

TEGDMA, kısa cam fiber (200-300 µm & Ø7 µm), ağırlıkça %77 baryum camdan oluşmaktadır. Trinia hakkında mevcut olan tek bilgi, eğilme mukavemetinin 393 MPa, kırılma dayanımının (K) 9,7 MPa-m ve elastik modülünün 18,8 GPa olduğunu belirten üretici tarafından sağlanan bilgidir. Bu eğilme mukavemeti, Trinia'nın geniş kaviteli molar dişlerde kullanım potansiyeline sahip olduğu anlamına gelir. Bununla birlikte, özelliklerini ve molar dişte restorasyonlar için uygun olup olmadığını bağımsız olarak tanımlamak için uzun süreli klinik çalışmaları içeren daha fazla araştırmaya ihtiyaç vardır.(30)

Lassila ve ark. deneysel SFRC CAD-CAM kompoziti ile yapılan inley restorasyonların kırılma şekillerini, klasik lityum disilikat bir CAD-CAM blok, indirekt bir kompozit ve akışkan SFRC kompozitle karşılaştırarak incelemiştir. Araştırmacılar Deneysel SFRC CAD/CAM'den yapılan inleylerin tüm gruplar arasında yaşlanmadan önce (2624±463 N) ve sonra (2775±297 N) en yüksek yük taşıma kapasitesine sahip olduğunu ortaya koyduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca SEM görüntüleri, deneysel SFRC CAD/CAM kompozitindeki süreksiz kısa liflerin çatlak ilerlemesini yeniden yönlendirme ve engelleme yeteneğini gösterdiğini bildirmişlerdir. Deneysel SFRC bloklarından yapılan CAD/CAM tarafından üretilen inleyler, klinik testlerde kırık davranışı açısından umut verici performans göstermiştir. (88)

Bir başka laboratuvar çalışmasında da kısa fiber takviyeli CAD CAM kompozitin kırılma dayanımının, geleneksel CAD/CAM kompozitden daha yüksek bulunmuştur.(89)

KAYNAKLAR

1. Johnson W, Matthews E. Fatigue studies on some dental resins. British dental journal. 1949;86(10):252.
2. Chukov D, Nematulloev S, Torokhov V, Stepashkin A, Sherif G, Tcherdyntsev V. Effect of carbon fiber surface modification on their interfacial interaction with polysulfone. Results in Physics. 2019;15:102634.
3. Vallittu PK. An overview of development and status of fiber-reinforced composites as dental and medical biomaterials. Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica. 2018;4(1):44-55.
4. Behr M, Rosentritt M, Lang R, Handel G. Flexural properties of fiber reinforced composite using a vacuum/pressure or a manual adaptation manufacturing process. Journal of Dentistry. 2000;28(7):509-14.
5. Freilich MA, Meiers JC. Fiber-reinforced composite prostheses. Dental Clinics. 2004;48(2):545-62.
6. Karmaker A, Prasad A. Effect of design parameters on the flexural properties of fiber-reinforced composites. Journal of materials science letters. 2000;19(8):663-5.
7. Çal NE, Hersek N, Şahin E. Water sorption and dimensional changes of denture base polymer reinforced with glass fibers in continuous unidirectional and woven form. International journal of prosthodontics. 2000;13(6).

8. Vallittu PK. Compositional and weave pattern analyses of glass fibers in dental polymer fiber composites. *Journal of Prosthodontics*. 1998;7(3):170-6.
9. Lassila LV, Tezvergil A, Lahdenperä M, Alander P, Shinya A, Shinya A, et al. Evaluation of some properties of two fiber-reinforced composite materials. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2005;63(4):196-204.
10. Khan AS, Azam MT, Khan M, Mian SA, Rehman IU. An update on glass fiber dental restorative composites: a systematic review. *Materials Science and Engineering: C*. 2015;47:26-39.
11. Tanner J, Robinson C, Söderling E, Vallittu P. Early plaque formation on fibre-reinforced composites in vivo. *Clinical oral investigations*. 2005;9(3):154-60.
12. Çulhaoğlu AK, Zaimoğlu A, Özkır SE. Fiberle güçlendirilmiş indirekt kompozit kronların kırılma dirençlerinin IPS Empress tam seramik kronlar ile karşılaştırılması. *Acta Odontologica Turcica*. 2013;30(1):25-31.
13. Ellakwa AE, Shortall AC, Marquis PM. Influence of fiber type and wetting agent on the flexural properties of an indirect fiber reinforced composite. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;88(5):485-90.
14. Jagger D, Harrison A, Jandt K. The reinforcement of dentures. *Journal of oral rehabilitation*. 1999;26(3):185-94.
15. Runyan DA, Christensen LC. The effect of plasma-treated polyethylene fiber on the fracture strength of polymethyl methacrylate. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;76(1):94-6.
16. Ganesh M, Tandon S. Versatility of ribbond in contemporary dental practice. *Trends Biomater Artif Organs*. 2006;20(1):53-8.
17. Freilich MA. *Fiber-reinforced composites in clinical dentistry*: Quintessence Publishing (IL); 2000.
18. Vallittu PK. A review of fiber-reinforced denture base resins. *Journal of Prosthodontics*. 1996;5(4):270-6.
19. Clyne TW, Hull D. *An introduction to composite materials*: Cambridge university press; 2019.
20. Berrong JM, Weed RM, Young JM. Fracture resistance of Kevlar-reinforced poly (methyl methacrylate) resin: a preliminary study. *International Journal of Prosthodontics*. 1990;3(4).
21. Rosato DV, Rosato DV. *Reinforced plastics handbook*: Elsevier; 2004.
22. Ellakwa A, Shortall A, Shehata M, Marquis P. The influence of fibre placement and position on the efficiency of reinforcement of fibre reinforced composite bridgework. *Journal of oral rehabilitation*. 2001;28(8):785-91.
23. Lassila LV, Tanner J, Le Bell A-M, Narva K, Vallittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dental Materials*. 2004;20(1):29-36.
24. Garoushi SK, Lassila L, Vallittu PK. Short fiber reinforced composite: the effect of fiber length and volume fraction. *J Contemp Dent Pract*. 2006;7(5):10-7.
25. Callaghan DJ, Vaziri A, Nayeb-Hashemi H. Effect of fiber volume fraction and length on the wear characteristics of glass fiber-reinforced dental composites. *Dental Materials*. 2006;22(1):84-93.
26. Vallittu PK. Effect of 180-week water storage on the flexural properties of E-glass and silica fiber acrylic resin composite. *International Journal of Prosthodontics*. 2000;13(4).
27. Panthapulakkal S, Raghunanan L, Sain M, KC B, Tjong J. Natural fiber and hybrid fiber thermoplastic composites: advancements in lightweighting applications. *Green composites*: Elsevier; 2017. p. 39-72.
28. Nair A, Joseph R. Eco-friendly bio-composites using natural rubber (NR) matrices and natural fiber reinforcements. *Chemistry, manufacture and applications of natural rubber*: Elsevier; 2014. p. 249-83.
29. Butterworth C, Ellakwa AE, Shortall A. Fibre-reinforced composites in restorative dentistry. *Dental update*. 2003;30(6):300-6.
30. Alshabib A, Jurado CA, Tsujimoto A. Short fiber-reinforced resin-based composites (SFRCs); Current status and future perspectives. *Dental Materials Journal*. 2022.
31. Tezvergil A, Lassila L, Vallittu P. The shear bond strength of bidirectional and random-oriented fibre-reinforced composite to tooth structure. *Journal of dentistry*. 2005;33(6):509-16.

32. Candan Ü, Eronat N. Fiberle Güçlendirilmiş Rezin Kompozitler. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2008;29(1):1-12.
33. Mocanu¹ RM, Țănculescu O, Ifteni G, Andronache M, Apostu A, Iordache C, et al. Possibilities and limits of Fibre Reinforced Composites in fixed Prosthodontics. Romanian Journal of Oral Rehabilitation. 2012;4(3).
34. Dyer SR, Lassila LV, Jokinen M, Vallittu PK. Effect of cross-sectional design on the modulus of elasticity and toughness of fiber-reinforced composite materials. The journal of prosthetic dentistry. 2005;94(3):219-26.
35. Oskoe PA, Ajami AA, Navimipour EJ, Oskoe SS, Sadjadi J. The effect of three composite fiber insertion techniques on fracture resistance of root-filled teeth. Journal of endodontics. 2009;35(3):413-6.
36. Akman S, Akman M, Eskitascioglu G, Belli S. Influence of several fibre-reinforced composite restoration techniques on cusp movement and fracture strength of molar teeth. International endodontic journal. 2011;44(5):407-15.
37. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Short glass fiber reinforced restorative composite resin with semi-inter penetrating polymer network matrix. Dental materials. 2007;23(11):1356-62.
38. Belli S, Erdemir A, Ozcopur M, Eskitascioglu G. The effect of fibre insertion on fracture resistance of root filled molar teeth with MOD preparations restored with composite. International endodontic journal. 2005;38(2):73-80.
39. Kaval ME, Pişkin B, Yapar D, Sarıkanat M. Endodontik Tedavili Dişlerde Koronal Restorasyonun Örgü Fiber İle Güçlendirilmesinin Kırılma Dayanımına Etkisi. EÜ Dişhek Fak Derg. 2014;35:37-40.
40. Fennis WM, Tezvergil A, Kuijs RH, Lassila LV, Kreulen CM, Creugers NH, et al. In vitro fracture resistance of fiber reinforced cusp-replacing composite restorations. Dental Materials. 2005;21(6):565-72.
41. Moezizadeh M, Shokripour M. Effect of fiber orientation and type of restorative material on fracture strength of the tooth. Journal of Conservative Dentistry: JCD. 2011;14(4):341.
42. Uzun G, Keyf F. The effect of fiber reinforcement type and water storage on strength properties of a provisional fixed partial denture resin. Journal of biomaterials applications. 2003;17(4):277-86.
43. Juloski J, Beloica M, Goracci C, Chieffi N, Giovannetti A, Vichi A, et al. Shear bond strength to enamel and flexural strength of different fiber-reinforced composites. J Adhes Dent. 2013;15(2):123-30.
44. Lastumäki T, Lassila L, Vallittu P. The semi-interpenetrating polymer network matrix of fiber-reinforced composite and its effect on the surface adhesive properties. Journal of Materials Science: Materials in Medicine. 2003;14(9):803-9.
45. Tiu J, Belli R, Lohbauer U. Thickness influence of veneering composites on fiber-reinforced systems. Dental Materials. 2021;37(3):477-85.
46. Kim S-H, Watts DC. Effect of Glass-Fiber Reinforcement and Water Storage on Fracture Toughness (K_{1C}) of Polymer-Based Provisional Crown and FPD Materials. International Journal of Prosthodontics. 2004;17(3).
47. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature-Part 1. Composition and micro-and macrostructure alterations. Quintessence international. 2007;38(9):733-43.
48. Fokkinga WA, Kreulen CM, Vallittu PK, Creugers NH. A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core systems. International Journal of Prosthodontics. 2004;17(4).
49. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). Quintessence International. 2008;39(2).
50. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. The Journal of prosthetic dentistry. 2005;94(4):321-9.

51. Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP, Eckrote KA, Goldberg AJ. Clinical evaluation of fiber-reinforced fixed bridges. *The Journal of the American Dental Association*. 2002;133(11):1524-34.
52. Garoushi S, Vallittu PK. Chairside fabricated fiber-reinforced composite fixed partial denture. *Libyan Journal of Medicine*. 2007;2(1):40-2.
53. Karbhari VM, Strassler H. Effect of fiber architecture on flexural characteristics and fracture of fiber-reinforced dental composites. *Dental Materials*. 2007;23(8):960-8.
54. Garoushi S, Vallittu P. Fiber-reinforced composites in fixed partial dentures. *Libyan Journal of Medicine*. 2006;1(1):73-82.
55. Park S-H. Comparison of degree of conversion for light-cured and additionally heat-cured composites. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;76(6):613-8.
56. Kahler B, Hu JY, Marriot-Smith C, Heithersay G. Splinting of teeth following trauma: a review and a new splinting recommendation. *Australian dental journal*. 2016;61:59-73.
57. Alptekin Nö, Belli S, Özkaya Dt. Güçlendirilmiş Polietilen Fibriler Şeritin Periodontal Splint Amaçlı Kullanımı.
58. Fouad AF, Abbott PV, Tsilingaridis G, Cohenca N, Lauridsen E, Bourguignon C, et al. International Association of Dental Traumatology guidelines for the management of traumatic dental injuries: 2. Avulsion of permanent teeth. *Dental traumatology*. 2020;36(4):331-42.
59. Brägger U, Hirt-Steiner S, Schnell N, Schmidlin K, Salvi GE, Pjetursson B, et al. Complication and failure rates of fixed dental prostheses in patients treated for periodontal disease. *Clinical oral implants research*. 2011;22(1):70-7.
60. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Use of short fiber-reinforced composite with semi-interpenetrating polymer network matrix in fixed partial dentures. *Journal of dentistry*. 2007;35(5):403-8.
61. Hilton TJ. Can modern restorative procedures and materials reliably seal cavities? In vitro investigations. Part 2. *American Journal of Dentistry*. 2002;15(4):279-89.
62. Vallittu PK. High-aspect ratio fillers: fiber-reinforced composites and their anisotropic properties. *Dental materials*. 2015;31(1):1-7.
63. Tezvergil A, Lassila L, Vallittu P. The effect of fiber orientation on the polymerization shrinkage strain of fiber-reinforced composites. *Dental materials*. 2006;22(7):610-6.
64. Säilynoja E, Lassila L, Garoushi S, Vallittu P. The effect of fibers length on the fracture toughness of short fiber reinforced composites. *Dental Materials*. 2013(29):e56.
65. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Direct restoration of severely damaged incisors using short fiber-reinforced composite resin. *Journal of dentistry*. 2007;35(9):731-6.
66. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Fracture toughness, compressive strength and load-bearing capacity of short glass fibre-reinforced composite resin. *Chinese Journal of Dental Research*. 2011;14(1):15.
67. Garoushi S, Tanner J, Vallittu P, Lassila L. Preliminary clinical evaluation of short fiber-reinforced composite resin in posterior teeth: 12-months report. *The open dentistry journal*. 2012;6:41.
68. Garoushi S, Säilynoja E, Vallittu PK, Lassila L. Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dental Materials*. 2013;29(8):835-41.
69. Heintze SD, Ilie N, Hickel R, Reis A, Loguercio A, Rousson V. Laboratory mechanical parameters of composite resins and their relation to fractures and wear in clinical trials—A systematic review. *Dental materials*. 2017;33(3):e101-e14.
70. Bijelic-Donova J, Garoushi S, Lassila LV, Keulemans F, Vallittu PK. Mechanical and structural characterization of discontinuous fiber-reinforced dental resin composite. *Journal of dentistry*. 2016;52:70-8.
71. Goracci C, Cadenaro M, Fontanive L, Giangrosso G, Juloski J, Vichi A, et al. Polymerization efficiency and flexural strength of low-stress restorative composites. *Dental materials*. 2014;30(6):688-94.

72. Ferracane JL. Resin composite—state of the art. *Dental materials*. 2011;27(1):29-38.
73. Miletic V, Pongprueksa P, De Munck J, Brooks NR, Van Meerbeek B. Curing characteristics of flowable and sculptable bulk-fill composites. *Clinical oral investigations*. 2017;21(4):1201-12.
74. Omran TA, Garoushi S, Abdulmajeed AA, Lassila LV, Vallittu PK. Influence of increment thickness on dentin bond strength and light transmission of composite base materials. *Clinical Oral Investigations*. 2017;21(5):1717-24.
75. Boutsiouki C, Tolidis K, Gerasimou P, Panagiotidou E. Microleakage of glass-ionomer, flowable composite, biodentine and fiber-reinforced base materials. *Dental Materials*. 2014(30):e142.
76. Garoushi SK, Hatem M, Lassila LV, Vallittu PK. The effect of short fiber composite base on microleakage and load-bearing capacity of posterior restorations. *Acta biomaterialia odontologica Scandinavica*. 2015;1(1):6-12.
77. Zajkani E, Joolaie M, Faghizadeh S. Comparative evaluation of microleakage in class II cavities restored with a low shrink silorane resin composite and a methacrylate based composite using two different techniques (total bonding and open sandwich). *J Adv Med Biomed Res*. 2014;22(95):91-100.
78. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Latta MA, Miyazaki M. Mechanical properties, volumetric shrinkage and depth of cure of short fiber-reinforced resin composite. *Dental materials journal*. 2016;35(3):418-24.
79. Fronza B, Ayres A, Pacheco R, Rueggeberg F, Dias C, Giannini M. Characterization of inorganic filler content, mechanical properties, and light transmission of bulk-fill resin composites. *Operative Dentistry*. 2017;42(4):445-55.
80. Garoushi S, Gargoum A, Vallittu PK, Lassila L. Short fiber-reinforced composite restorations: a review of the current literature. *Journal of investigative and clinical dentistry*. 2018;9(3):e12330.
81. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Watanabe H, Johnson WW, Latta MA, et al. Relationship between mechanical properties and bond durability of short fiber-reinforced resin composite with universal adhesive. *European journal of oral sciences*. 2016;124(5):480-9.
82. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Latta MA, Miyazaki M. Bonding performance and interfacial characteristics of short fiber-reinforced resin composite in comparison with other composite restoratives. *European journal of oral sciences*. 2016;124(3):301-8.
83. Alkhudhairy FI, Ahmad ZH. Comparison of Shear Bond Strength and Microleakage of Various Bulk-fill Bioactive Dentin substitutes: An in vitro Study. *The Journal of Contemporary Dental Practice*. 2016;17(12):997-1002.
84. Nagas E, Cekic-Nagas I, Egilmez F, Ergun G, Vallittu PK, Lassila LV. Bond strength of fiber posts and short fiber-reinforced composite to root canal dentin following cyclic loading. *Journal of adhesion science and Technology*. 2017;31(13):1397-407.
85. Fráter M, Sárosi T, Vincze-Bandi E, Volom A, Braunitzer G, Szabó P. B, et al. Fracture Behavior of Short Fiber-Reinforced Direct Restorations in Large MOD Cavities. *Polymers*. 2021;13(13):2040.
86. 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. *European journal of oral sciences*. 2015;123(1):53-60.
87. Jafarnia S, Valanezhad A, Shahabi S, Abe S, Watanabe I. Physical and mechanical characteristics of short fiber-reinforced resin composite in comparison with bulk-fill composites. *Journal of Oral Science*. 2021;advpub.
88. Lassila L, Mangoush E, Vallittu PK, Garoushi S. Fracture behavior of discontinuous fiber-reinforced composite inlay-retained fixed partial denture before and after fatigue aging. *Journal of Prosthodontic Research*. 2022;advpub.
89. Suzaki N, Yamaguchi S, Hirose N, Tanaka R, Takahashi Y, Imazato S, et al. Evaluation of physical properties of fiber-reinforced composite resin. *Dental Materials*. 2020;36(8):987-96.

