



FIBERS IN PROSTHETIC DENTISTRY PROTETİK DİŞ HEKİMLİĞİNDE FİBERLER

Özge SUCU¹, Ayşegül KÖROĞLU²

¹ Res. Asist., Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Zonguldak Bulent Ecevit University, Zonguldak/TURKEY

ORCID ID: 0000-0002-6903-0887

² Assoc. Prof. Dr., Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Zonguldak Bulent Ecevit University, Zonguldak/TURKEY

ORCID ID: 0000-0002-0288-6357

Corresponding Author:

Res. Asst., Özge SUCU,

Adress: Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı,

Zonguldak/ TURKEY,

e-mail: ozge.dgr@hotmail.com, Phone: +90 (532) 599 7018

Article Info / Makale Bilgisi

Received / Teslim: February 3, 2021

Accepted / Kabul: March 24, 2021

Online Published / Yayınlanma: June 30, 2021

DOI:

Sucu Ö, Köroğlu A. Fibers in Prosthetic Dentistry. Dent & Med J - R. 2021;3(2):1-27.

Abstract

Nowadays, dental restorations that made with fiber-reinforced materials are increasingly common. Fibers are used in many areas of dentistry due to its various advantages such as being biocompatible with dental tissue, having good aesthetic properties, requiring less preparation in dental tissue, having similar elastic modulus with tooth, simplicity of the production process and low treatment cost. The purpose of this review is to provide an overview of fibers use in prosthetic dental treatment.

Keywords: Dental fiber, fiber reinforced composite, adhesive restoration.

Özet

Günümüzde fiberle güçlendirilmiş materyaller ile yapılan dental restorasyonlar giderek daha yaygın hale gelmektedir. Fiberler, diş dokusu ile biyouyumlu olmaları, estetik özelliklerinin iyi olması, diş dokusunda daha az preparasyon gerektirmesi, elastik modülüsünün dişe yakın olması, üretim sürecinin basit olması ve düşük tedavi maliyeti gibi çeşitli avantajlarından dolayı diş hekimliğinin pek çok alanında kullanılmaktadır. Bu derlemenin amacı, fiberlerin protetik diş tedavisinde kullanımları hakkında genel bir bilgi vermektir.

Anahtar Kelimeler: Dental fiber, fiberle güçlendirilmiş kompozit, adeziv restorasyon.

OVERVIEW / GENEL BAKIŞ

Diş hekimliğinde, oklüzal kuvvetlere karşı dayanıklı, estetik özellikleri yüksek, uygulama kolaylığı sağlayan, kullanım ömrü uzun, biyouyumlu ideal materyal arayışı, araştırmacıları rutin kullanılan materyallerin haricinde yeni materyaller aramaya sevk etmiştir. Bu bağlamda hafif, fakat gerilme kuvvetlerine karşı çok güçlü bir materyal olan fiberden faydalanılması düşünülmüştür (1). Klinik diş hekimliğinde fiberle güçlendirme çalışmaları uzun yıllar öncesine dayanmaktadır (2-4). 1960'lı yıllardan itibaren araştırmacılar polimetil metakrilat (PMMA) protez kaide materyallerini cam ya da karbon fiberlerle güçlendirmeye başlamış olup, daha sonra 1980' li yıllarda benzer çalışmalar tekrarlanmıştır (5-9). Fiberler ayrıca sabit protetik restorasyonlarda, splint yapımında ve implant çalışmalarında da kullanılmıştır (5, 7, 10-15). Bu materyaller ve kullanılan teknikler, laboratuvar çalışmalarında artmış mekanik özellikler sergilemelerine karşın, mekanik özelliklerin yetersiz olması ve uygulamadaki zorluklar sebebiyle çok fazla kabul görmemişlerdir. 1980' li yılların sonlarında, araştırmacılar fiberlerin rezinle tam doyurulmasının, başka bir deyişle fiber ile matriks arasındaki etkili adezyonun önemine dikkat çekerek uygun teknikler geliştirmeye başlamışlardır (3). Fiberler, tek yönlü (unidirectional), çift yönlü (bidirectional), örgü (knitted), dokuma (woven) ve şerit (braided) gibi farklı şekillerde üretilebilmekte ve materyal içinde farklı oryantasyonlarda kullanılabilirler (3, 9, 16).

Karbon Fiberler

Karbon fiberler ilk kez 19. yüzyılın sonlarında pamuk liflerinin ve ince bambu filizlerinin karbonize edilmesiyle elde edilmiştir. Karbon fiber, hava ortamında 200-250 °C ' de ve daha sonra 1200 °C' de durağan bir atmosferde ısıtılarak poliakrilonitrilden üretilmektedir (17). Sürekli, kırılmış, dokuma veya dağınık iplikler formunda üretilebilirler (18).

Karbon fiberlerin uzama miktarı % 1-2 oranındadır ve 3000 °C' lik ısıya kadar dayanıklıdır. Düşük yoğunluğa (1.8 g/cm³), yüksek çekme dayanıklılığına (1373-3432 MPa) ve yüksek elastik özelliğe (250-272 GPa) sahiptirler. Bununla birlikte düşük sürtünme katsayısı ve ısıl genleşme, yüksek rijidite, dayanıklılık, yorulma direnci ve ısıl iletkenlik ile kimyasal inertliğe sahiptirler. Bu fiberler 6-8 nm çapında çok ince olarak elde edilebilirler (10, 19).

Karbon fiberler ilk olarak PMMA yapısını güçlendirmek için, daha sonra implant destekli protezlerde ve kök kanal postlarında da kullanılmıştır (20, 21). Karbon fiber postların, paslanmaz çelik postlara göre daha az dikey kök kırığına neden olduğu bildirilmiştir (22). Titanyum ve krom-nikel postlara oranla da köke daha az stres iletirler. Karbon fiber postlar radyografide radyolusent görüntü verirler (22, 23).

Karbon fiberlerin birçok kimyasal maddeye ve neme karşı oldukça dirençli olmaları, fiber ekseninde boyuna iyi ısı ve elektrik iletkenliği sağlamaları ve uygulandıklarında esnek yapıları sayesinde protez kaide rezinlerinde bükülme ve çarpma dayanıklılığını arttırarak yorulmaya bağlı kırılmaları önlemeleri, ayrıca boyutsal stabilite sağlamaları gibi çeşitli avantajları bulunmaktadır (7, 24, 25). Ancak fiber doğrultusuna dik yöndeki kuvvetlere karşı dayanıksızdırlar (7, 24, 25). İşlenmelerinin zor olması, fiberin rezin içine tam olarak yerleştirilememesi,

protez kaidesi ile fiber birleşim bölgelerinde cilalanma ile ilgili zorluklar, renginden dolayı estetiğinin kötü olması ve karbonun toksisitesi, bu fiberler için dezavantaj teşkil etmektedir (22, 23). Piyasada Cytec Blanco (Cytec Inc., Hahnenkratt, Almanya), CF (J Morita, Irvine, ABD), Carbonite (Nordin, Montreux, İsviçre) gibi çeşitli karbon fiber sistemleri bulunmaktadır.

Aramid Fiberler

Aromatik poliamid fiberlerin kısaltılmış adıdır. Organik polimerik yapıdaki bu fiberler poli-p-fenilen tereftalamidden üretilmektedir. Mikrofibril yapısından dolayı sıkıştırma ve bükülme kuvvetlerine karşı diğer fiberlere göre daha dayanıksızdır (26-28). Aramid fiberlerin elastisite modülleri çok yüksek (50-130 GPa), yoğunlukları ise düşüktür (1,44 g/cm³). Mekanik özellikleri yüksek sıcaklıklarda da (400-500 °C) stabildir. Abrazyona, organik çözücülere ve termal bozunmalara karşı dirençlidirler ve iletken değildirler (4, 24, 29, 30). İlk kez Du Pont de Nemours tarafından Kevlar ismiyle üretilmiştir (26).

Aramid fiber, karbon fibere göre daha iyi ıslanabilme özelliğine sahiptir. Bu nedenle bağlanma ajanına (silan) gerek duymazlar. Sarı renginden dolayı estetik bölgelerdeki kullanımı sınırlıdır. Protez yüzeylerinde ortaya çıktıklarında polisaj işlemlerinde zorluğa ve ağız mukozasında hasarlara sebep olurlar (18). Karbon ve cam fiberler kırılmalıdır, aramid fiberler ise dövülebilir ve biçimlendirilebilir özelliğe sahiptirler (31).

Polietilen Fiberler

Polietilen, formülü CH₂CH₂ olan etilen polimerlerinin tümüne verilen genel isimdir ve en çok üretilen sentetik polimerdir. Polietilenler, polimerizasyon yöntemlerine göre; yüksek basınç polietileni olarak da adlandırılan "Düşük Molekül Ağırlığına Sahip Polietilenler" (LMWPE) ve düşük basınç polietileni olarak da adlandırılan "Yüksek Molekül Ağırlığına Sahip Polietilenler" (HMWPE) olmak üzere ikiye ayrılırlar (32). Polietilenin moleküler ağırlığı 1x10⁶'yı aştığında "Çok Yüksek Molekül Ağırlıklı Polietilen Fiberler" (UHMWPE) olarak adlandırılır. UHMWPE çok düşük sürtünme katsayısı, yüksek aşınma dayanımı ve yüksek darbe dayanımı gösterirler (33).

Polietilen fiberlerin yüzey enerjisi düşüktür, bundan dolayı ıslanabilirlikleri azdır. Eklendikleri polimer matrikse zayıf bağlanma gösterirler. Yüzeylerine plazma uygulaması ile bağlantıları arttırılmaya çalışılır (24, 34-36). Plazma uygulaması dışında bağlantıyı arttırmak için helyum, kromik asit, zirkonat bağlayıcı ajan, benzoil peroksit ve poli (2-hidroksietil metakrilat) kullanılmaktadır (34). Polietilen fiberler, gerilme durumunda iyi mekanik özellikler sergiler, fakat sıkıştırılma durumunda mekanik özellikleri zayıf kalır (37).

Diş hekimliği tedavilerinde kullanılmak üzere Dyneema, Spectra ve Connect ve Ribbond gibi çeşitli polietilen fiber sistemleri piyasaya sunulmuştur. Bu sistemler arasından Ribbond (Ribbond, Seattle, WA, ABD); 1992 yılında David Rudo tarafından geliştirilen, çok yüksek molekül ağırlığına sahip ve çapraz kilit örgülü şerit formunda dizayn edilen bir fiber materyaldir. Düşük olan yüzey enerjisini arttırmak amacıyla soğuk oksijen gazı ile plazma uygulaması yapılarak fiber yüzeyleri kimyasal adezyona uygun hale getirilmiştir. Plazma uygulaması; fiber yüzeyinin ıslanabilirliğini ve fiber ile matriks arasındaki arayüzey makaslama direncini arttırmıştır (38). Biyolojik olarak uyumlu, estetik ve fiberoptik transparan görünümündedir. Ribbond fiberler, demirin beş katı daha yüksek bir darbe dayanımına sahiptir (39). Farklı genişlikte şeritler halinde piyasaya sunulmuştur. 1-2 mm

olanları ile post-kor restorasyonlar yapılabilir. 3 mm genişliğindekiler periodontal splint, ortodontik retainer ve fiber destekli daimi veya geçici köprü uygulamalarında kullanılabilir. 4 mm genişliğinde olanların ise ortodontik plak, overdenture, tam ve bölümlü protez yapımında ve bunların kırıklarının tamirinde kullanılmaları önerilmektedir (40, 41). Polietilen fiberlerin; hava, nem ve kontaminantlarla teması engellenirse sınırsız raf ömrü olduğu görülmüştür (38, 42). Tekrarlayan mekanik kuvvet yüklemelerinde ve nem ile temas ettiğinde yapısı bozulur, elastiklik modülü azalır ve buna bağlı olarak bağlantı başarısızlıkları görülebilir (23).

Kuartz Fiberler

Diş hekimliğinde genellikle splint yapımı ve kanal içi post tedavisinde kullanılmakta olan kuartz fiberler, post sistemlerinde, 8 µm çapındaki kuartz fiber liflerinin epoksi rezin matris içerisine gömülmesi ile elde edilirler. Birim yüzey alanına düşen fiber liflerin sayısı fazladır. Bu özelliği sayesinde kuartz fiberler; cam fiber postlara göre daha yüksek çekme direnci, cam fiber ve zirkonyum postlara göre de daha yüksek kırılma direncine sahiptirler. Dentine benzer elastiklik modülleri sayesinde restorasyona gelen kuvvetler homojen olarak dentin dokusuna iletilir ve bu sayede restorasyon ara yüzünde stres oluşumu önlenmektedir (43, 44).

Kuartz fiberler ilk defa 1998 yılında Recherches Techniques Dentaires (RTD) firması tarafından Aestheti Post ticari ismiyle geliştirilmiştir. Firma, 1999 yılından itibaren sırasıyla Light Post, DT White Post ve DT Light Post adı altında farklı şekillerde kuartz fiber postlar üretmiştir. Firma son olarak Macro-Lock ticari ismiyle bir fiber post sistemi daha piyasaya sürmüştür. Bu sistemin içeriğinde ilave olarak X-RO fiber bulunmaktadır ve markanın diğer postlarına göre %50 oranında daha fazla radyopak özellik göstermektedir. Postun yüzeyinde mikro-retantif alanlar bulunmakta olup dışı silanla kaplıdır dolayısıyla yüzeye silan uygulamasının gerekliliği ortadan kalkmaktadır. Kuartz fiber postlar dual cure ya da all-in-one sistem ile yapıştırılabilirken, Macro-Lock fiber ilave olarak rezin modifiye cam iyonomer ile de yapıştırılabilir.

Cam Fiberler

Cam fiber, camın ince filamentler haline getirilmiş şeklidir. Başlıca cam yapıcı materyaller; silisyum oksit (SiO_2), bor oksit (B_2O_3), germanyum oksit (GeO_2), fosfor oksit (P_2O_5) gibi oksitlerdir. En sık kullanılan cam yapıcı oksit SiO_2 ' dir.(3) Cam fiberler 1960' lı yıllardan beri diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Cam fiber materyalleri ilk olarak hareketli protez kaidesini ve ortodontik apareylerin yapısını güçlendirmek amacıyla kullanılmıştır. Daha sonraları splintleme amacıyla periodontoloji, ortodonti ve pedodonti alanlarında kullanılmaya başlanmıştır. Protetik uygulamalarda ise protez kaidesini güçlendirmek amacıyla, inleyler veya adeziv köprü yapımında, geçici akrilik protezlerin yapısını güçlendirmek amacıyla, implant destekli protezlerde üst yapı hazırlanmasında ve kanal içi endodontik post yapımında kullanılmaktadır (22, 23, 45).

Cam fiberin endodontik post olarak kullanımında zirkonyum ilave edilmiş cam fiberler de kullanılmaktadır. Piyasada bulunan Snowpost (Carbotech, Ganges, Fransa), Radix Fiber Post (Dentsply, Ballaigues, İsviçre), Relyx Fiber Post (3M ESPE, Seefeld, Almanya) bunlara örnek olarak gösterilebilir. Ayrıca Carbotech firmasının zirkonyum ilave edilmiş cam fiber kompozit frezi de bulunmaktadır. Söz konusu frez, kendiliğinden bilenir, mine, seramik ve yumuşak dokuya zarar vermez. Dişler üzerindeki lekeleri çıkarma,

kompozit dolgu ve siman fazlalıklarını temizleme, scaling, furkasyon temizleme gibi işlemlerde kullanılabilir.

Cam fiberler çeşitli alt gruplara ayrılırlar:

Cam A: , %25 oranında sodyum bikarbonat ve kalsiyum oksit içerir. Diğer cam fiberlere göre daha ucuzdur fakat su ve alkali ortamlarda mekanik ve kimyasal direnci düşüktür (46-48).

Cam C: Korozyon dirençleri iyidir fakat yalıtkan değildir ve dayanıklılığı düşüktür (46-48).

Cam S: Yapısında magnezyum alüminyum silikat bulunmaktadır. E-cam'a göre %33 daha fazla gerilim direncine sahip, dayanıklılığı yüksek bir camdır. Üretim süreçleri zordur ve kullanma ömrü kısadır. Düşük dielektrik geçirgenliği vardır. Yüksek çekme dayanımına sahiptir ve asitlere karşı korozyon direnci yüksektir (46-48).

Cam E: Günümüzde güçlendirme amacıyla en çok kullanılan gruptur. Sürekli fiber lifleri şeklinde kullanılan ilk cam tipidir. Düşük alkali içeriğe sahip kalsiyum-alüminyum borosilikat camdır. Elektrik izolasyonu daha iyidir, suya dirençlidir ve yüksek erime noktasına sahiptir (46-48).

Cam fiberlerin dayanıklılığı inceliğiyle doğru orantılıdır. Çünkü ince fiberler daha kolay bükülebilmektedir. Cam; amorf bir yapı sergilemesinden dolayı özellikleri fiber boyunca ve fiber içerisinde değişiklik göstermez (35). Cam fiberler polietilen fiberlerin aksine gerilme veya sıkışmaya maruz kaldıklarında her iki durumda da aynı mekanik özellikleri sergilerler. Bu sebeple bükülme özellikleri polietilen fiberlere göre daha iyidir (37). Ayrıca cam fiberler mükemmel saydamlıkları sayesinde estetik açıdan da avantaja sahiptir ve protez kaide polimerleri için oldukça uygun materyallerdir (24). Ancak, cilt ve gözlere temas ettiği zaman irritasyona neden oldukları için dikkatli kullanılması ve proteze yerleştirilmelerinde yüzeye çıkmamalarına özen gösterilmesi gerekmektedir. Protez yüzeylerine taşan fiber uzantılar, doku irritasyonlarına, karsinojenik etkiye, yoğun plak birikimi ile mukoza yaralanmalarına neden olabilir (36, 49, 50).

Cam fiber ile güçlendirilmiş materyalin mekanik özellikleri, büyük miktarda fiber-matriks arayüzeyine bağlıdır. Bu amaçla, farklı ara yüzey bağlama ajanları (silan) kullanılmaktadır (51). Bağlama ajanlarının kullanımıyla cam yüzeyi ve polimer arasında kimyasal bağ oluşur (52).

FİBERLE GÜÇLENDİRİLMİŞ KOMPOZİT MATERYALLER

Kompozitin kelime anlamı "iki veya daha fazla bileşen içeren madde" dir. Fiberle güçlendirilmiş sistemlerde söz konusu bileşenler; fiberlerden oluşan "güçlendirici faz" ve fiberleri bir arada tutup kuvvetleri fiberlere dağıtan "matriks" olarak adlandırılır. Bu bileşenler, makroskopik düzeyde birleşip, birbirleri içinde çözünmezler. Matriks yapı tek başına düşük mekanik özellikler sergilese de kompozit yapının dayanıklılığını ve direncini olumlu yönde etkiler (53).

Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Yapılarla Elde Edilen Avantajlar

- Düşük tedavi maliyetleri
- Tek seansta kayıp dişlerin replasmanı
- Geçici ve uzun süreli geçici restorasyon olarak kullanılabilme
- Kolaylıkla tamir edilebilme
- Genç hastalar ve yaşlılar için uygun olma
- Metal destek gerektirmeyen restorasyonlar
- Geliştirilmiş estetik
- Laboratuvarıda muhlama ve döküm gerektirmeden basit bir şekilde üretilebilme
- Genellikle az veya hiç diş preperasyonu yapılmadan uygulanabilme
- Geleneksel metal-seramik restorasyonlara kıyasla karşıt dişlerde çok fazla aşınmaya sebep olmaması (54).

Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Yapıların Dezavantajları

- Özellikle belirgin parafonksiyonu bulunan hastalarda veneer kompozitin aşınma potansiyeli
- Uzun köprüler için yeterli rijiditeye sahip olmaması
- Adeziv teknik için mükemmel nem kontrolü gerektirmesi
- Posterior bölgede, metal oklüzal yüzeylere kıyasla daha fazla alan gerektirmesi
- Geleneksel tekniklerle karşılaştırıldığında ömrünün belirsiz olması (54).

Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Yapıların Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler

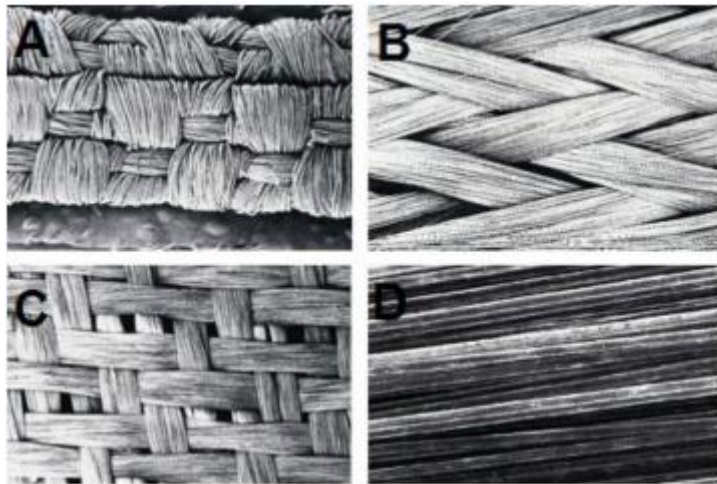
Fiberle güçlendirilmiş kompozit yapıların mekanik özelliklerini;

- Fiberin oryantasyonu ve dağılımı
- Fiber miktarı
- Fiber uzunluğu ve çapı
- Fiberin doyurulması ve fiber-polimer matriks adezyonu, etkilemektedir (55).

Fiber Oryantasyonu ve Dağılımı

Materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmek için ilave edilen fiberlerin oryantasyonu ve dağılımı sonuç materyalin özelliklerini etkilemektedir.

Tek yönlü fiberler sayesinde kompozit yapı anizotropik mekanik özellikler gösterir. Bu fiberlerin, en yüksek gerilim yönünün bulunduğu durumlarda kullanılması daha uygundur (3, 56, 57). Söz konusu fiberler sabit bölümlü protezlerde destek alt yapı materyali olarak, hareketli bölümlü protezlerin bazı tasarımlarında ve kavite preparasyonu yapılarak uygulanan periodontal splintlerde kullanılmaktadır (3, 56). Fibre Kor (Pentron, Wallingford, ABD), Vectris (İvoclar Vivodent, Lihtenştayn), Everstick (Stick Tech, Turku, Finlandiya) bu tarz fiberlere örnektir. Çift yönlü fiberler; ortotropik (iki yönde aynı, üçüncü (dikey) yönde farklı) özellik gösterirler. İki yönlü fiber dokumalar, restorasyonun çok yönlü güçlendirilmesini sağlar ve bu nedenle, tam kron restorasyon veya protez onarımı gibi protezde en yüksek stres yönünü tahmin etmenin zor olduğu durumlarda yararlıdır (3). Ribbond (Ribbond, Seattle, WA, ABD) bu sınıfa örnek bir fiber sistemidir. Çok yönlü (multidirectional) fiber oryantasyonları tek yönlü fiberlerin farklı doğrultularda yerleştirilmesiyle ya da örgü veya dokuma fiberler kullanılarak oluşturulabilir (3, 58). Connect (Kerr, Orange, Kanada) ve Glasspan (GlasSpan, Exton, Kanada) bu tarz fiberlere örnek olarak verilebilir. Çok yönlü fiberler kullanılarak yapılan güçlendirme tek yönlü fiberle güçlendirmenin anizotropik özelliklerini en aza indirmek için geliştirilmiştir. Ancak tek yönlü fiberlerle karşılaştırıldığında çok yönlü fiberlerde dayanıklılıkta azalma gözlenmiştir. Tek yönlü fiberlerde güçlendirmenin etkinliği doğrultusuna bağlıken, çok yönlü fiberlerde ise fiberin doğrultusundan bağımsızdır (3, 54, 58, 59). Fiber oryantasyon tiplerine ait örnekler şekilde verilmiştir (Şekil 1).



Şekil 1. Fiber oryantasyon tipleri. (A) dokuma polietilen fiber, (B) şerit cam fiber, (C) dokuma iki yönlü cam fiber, (D) tek yönlü cam fiber (60).

Continuous (sürekli) fiber terimi sıralanmış, örgülü ya da diğer biçimlerdeki, kompozit örneğin büyük bir bölümünde devamlı olarak uzanan fiberleri tanımlar. Protez kaideleri, köprüler, splintler, yer tutucular, ortodontik ark telleri ve sabit kısmi protezlerin desteklenmesinde sürekli fiberler kullanılabilir ancak direkt kavite dolgu materyali olarak tercih edilmezler (61).

Kısa kesilmiş veya kırılmış fiberler, farklı uzunluklarda kesilerek hazırlanan fiber parçacıklarıdır. Akrilik rezin hamur içerisine rasgele ilave edildiklerinden bitmiş protezin bütün bölgelerinde izotropik özellik sergilerler. Fiberin matriks içerisindeki konumuna bağlı olarak, kompozit yapı farklı özellikler gösterebilir. Proteze gelen gerilimlere dik olarak konumlanmış fiberler protezin direncinin artmasında önemli rol üstlenirken, gerilim yönüne paralel fiberlerin olumlu denebilecek bir fonksiyonlarının olmadığı belirtilmiştir (18).

Fiberler protez kadesinin bütününe veya belirli bölgelerine yerleştirilerek kullanılabilir. Birinci yöntemde dokuma veya kırılmış formda fiberler kullanılır ve bu yöntemde "total fiber güçlendirmesi" denilmektedir. İkinci yöntemde dokuma ve sürekli tek yönlü fiberler kullanılır. Bu yöntemde ise "parsiyel fiber güçlendirmesi" denilmektedir. Fiberlerin protezlere doğru yerleştirilmeleri gerekir; yerleştirilemediği takdirde beklenen verim elde edilemez. Parsiyel fiber güçlendirmesinde kullanılan sürekli fiberler, yapay dişlerin alt kısımlarına gelecek şekilde; total fiber güçlendirilmesinde kullanılan fiberler ise rezin kalınlığının tam ortasına gelecek şekilde protezlere uygulanmalıdır. Alveoler kretlere çok yakın olarak düzenlenen fiberler çiğneme sırasında proteze gelen baskılara karşı koyamaz (49, 62, 63).

Restorasyonda oluşacak başlangıç ve final kırıklarının önlenmesi açısından fiberlerin gerilimin en çok olduğu yere yerleştirilmesi daha avantajlıdır (64). Yapılan çalışmalarda, üç üyeli köprülerde stresin en çok destek dişin dışsuz boşluğa komşu yüzeyinde, gövde ile bağlantı bölgesinde ve gövdenin dokuya bakan gingival yüzünde olduğu; inley köprülerde ise en fazla stres birikiminin destek dişin inley kavitelesinin servikal marjinlerinde ve konnektör bölgelerinde olduğu görülmüştür (65, 66). Fiberle güçlendirilmiş kompozit protezleri yaparken stresin yoğun olduğu bölgeler fiber ile desteklenmeli, optimum estetik sağlamak için kompozite yeterli boşluk ayrılmalıdır (54).

Fiber Miktarı

Fiber miktarı, ilave edildikleri rezinlerin mekanik özelliklerinin geliştirilmesinde önemli bir yere sahiptir. Polimer matriks içerisindeki fiber miktarı ağırlıkça veya hacimsel olarak tespit edilebilir. Kompozit yapı içindeki boşluklar ve bağlantı yetersizlikleri nedeniyle hacimce fiber hesaplamasının doğruluğu olumsuz etkilenir (63). Polimer ve fiberin yoğunluğu bilindiği takdirde ağırlıkça fiber miktarından (W_f) hacimce fiber miktarı (V_f) hesaplaması yapılabilmektedir. Hacimce fiber miktarı;

$$V_f = (W_f/d_f) / (W_f/d_f + W_m/d_m), \text{ formülüyle hesaplanır.}$$

Burada d_f , fiber yoğunluğu, d_m ise matriks yapının yoğunluğunu ifade etmektedir.

Vallitu (26), cam fiberlerin özgül ağırlığının karbon-grafit, aramid ve UHMWP fiberlerden daha yüksek olmasından dolayı, eşit miktarda kullanıldıklarında bile cam fiberlerin daha üstün kuvvetlendirme sağladığını ifade etmiştir. Protez kaide polimerine gelişigüzel yerleştirilen kısa, düşük konsantrasyonlu (ağırlığın %1' i) cam fiberler materyalin kırılma direncini, yüksek konsantrasyonlu (ağırlığın %14.8' i) cam fiberler ise gerilme direncini artırır. Ancak protez kaide rezinine eklenen cam fiber miktarının materyalin ağırlığının %20' sinden fazla olduğu durumlarda materyalin hamurlaşma özelliğinin bozulabileceği belirtilmektedir (67). Genellikle, fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin fiber hacim oranı hacimce % 60'a kadar çıkmaktadır, ancak dental

uygulamalarda bu oran daha düşüktür. Çünkü cilalanabilir ve oklüzal aşınmaya dirençli yüzeyler elde etmek için fiberlerin doldurucusuz bir polimer yapı ile kaplanması gerekmektedir (58, 68).

Fiber Uzunluğu ve Çapı

Kompozit yapılara uygulanan kuvvet, fiber sonlanmaları boyunca fibere iletilir. Fiber uzunluğu kuvvet iletiminin gerçekleştiği uzunluktan daha fazlaysa, fiber sonlarının etkisi ihmal edilebilir ve fiberler sınırsız uzunlukta ve sürekli kabul edilirler (25, 69).

Kısa fiber ilavesi yapılmış kompozit materyallerin mekanik özellikleri, fiber dizilimindeki zorluklar ve stres konsantrasyon noktaları olarak davranabilen fiber sonlanmalarının etkisi nedeniyle olumsuz yönde etkilenebilir. Bu durum, az miktarda kuvvet yüklemelerinde bile fiber sonlarının matriksten ayrılmasına ve matriks yapıda mikro çatlaklar gelişmesine sebep olabilir. Sürekli fiberle güçlendirilmiş kompozitlerde, benzer bir durum fiber en zayıf kesit alanından kırıldığına da meydana gelebilir. Ara yüzeydeki makaslama kuvvetleri, fiber uzunluğu boyunca çatlağı yayarak fiberin kompozit yapıdan ayrılması sonucu etkisini yitirmesine neden olabilir ancak fiber ve matriks yapı ara yüzey bağlantısının güçlü olması bu durumu engelleyebilir (70).

Fiberler, altıgen veya kare gibi çeşitli formlarda üretilmekle birlikte, üretim ve kullanım kolaylığı yönünden en yaygın olanı silindirik formdur. Fiberlerin çapları ile gösterdikleri direnç ve dayanıklılık ters orantılıdır (71).

Fiberin Doymulması ve Fiber-Polimer Matriks Adezyonu

Adezyon, fiberle güçlendirilmiş yapının mekanik özelliklerini etkileyen en önemli değişkenlerden biridir. Polimer ve fiberler arasındaki kimyasal bağlantı ideal olarak kovalent yapıdadır. Başarılı bir adezyon, gerilimin matriksten fiberlere transferini kolaylaştırmaktadır (3, 54).

Fiberin matrikse yapışmasını daha etkili kılmak için;

-Fiberin polimer matriks içine yerleştirilmeden önce monomerle doymulması,

-Fiberin monomer-polimer karışımında bekletilmesi,

-Fiber yüzeyinin silan, plazma, epoksi rezin vb. farklı yöntemlerle kaplanıp, daha sonra monomer ya da polimer-monomer karışımında bekletilmesi önerilmektedir (9, 10, 24, 28, 34, 62, 67, 68, 72-74).

Rezin matriksin, her bir fiberin her bir yüzeyi ile kontakt haline geçmesi doymulma işlemi olarak adlandırılır. Fiberle güçlendirmenin başarılı olması için materyale gelen yükün matriksten fibere doğru şekilde iletilmesi gerekmektedir (3). Rezinle fiberlerin yeterince ıslatılmaması, fiberler arasındaki rezinin polimerizasyon sırasında oluşan büzülmesi ve fiberler arasında boşluklar nedeniyle fiberler yeterince doymulamaktadır (3, 54). Bu boşluklar restorasyonun transvers yöndeki dayanıklılığını azaltır (27). Miettinen ve ark. (75), yaptıkları çalışmada fiber ilave edilmiş materyallerin rezin ile yetersiz doymulmuş bölgelerinde yüksek su emilimi görüldüğü sonucuna ulaşmıştır. Fiberlere fabrikasyon olarak ön doymulma işlemi uygulanarak bu problemlerin giderilmesi amaçlanmıştır (3). Bu işlem ışıkla sertleşen monomer sistem ile ya da poröz polimer

sistem ile yapılmaktadır (26, 49, 63, 76). Yüksek poröziteye sahip polimer ile ön doyurulmuş fiberler birbiri içine nüfuz ederek bir ağ örgü oluşturmaktadır (49, 63, 76). Dimetakrilat monomer ile yapılan ön doyurulma işlemi ise fiberlerin dimetakrilat rezinlerle kullanımını kolaylaştırmaktadır (76). Fiberler matriksle uygun olarak doyurulmadığında, fiberle güçlendirilmiş kompozitin mekanik özellikleri olumsuz olarak etkilenmektedir (63, 77). Doyurulmanın yetersiz olduğu bölgelerde su emilimi artmaktadır (2, 75). İlave olarak, materyalin tam doyurulmamış bölgelerinde oral mikroorganizmaların penetrasyonu artmakta, bu da restorasyonlarda renk değişikliğine sebep olmaktadır (2).

Fonksiyonel silan kaplama ajanının genel formülü $Y-(CH_2)_m-Si-(OR)_3$ 'dir. Y organik matriks ile reaksiyona giren organofonksiyonel gruptur. $-(CH_2)_m-$ bağlayıcı grup ve OR ise alkoksi gruptur (78). Silanlar, bir karbonun doğrudan silisyuma bağlandığı hibrid inorganik-organik kimyasal bileşiklerdir. Bu bileşikler, silikon esterlerdir ve silanizasyon işleminde birleştirme ajanları olarak kullanılırlar. Fiber ve polimer matriks arasındaki güvenilir bağlantı silan ile elde edilebilir. Silanol grubu ile cam fiber gibi inorganik bir molekül arasındaki kondensasyon reaksiyonunun, bağlanma kuvvetinde ek bir artış ve daha az su emilimi ile sonuçlanacağı bildirilmiştir (55, 79).

Fiber ve rezin matriks arasındaki adezyon, materyalin dayanımını etkiler. Yeterli adezyon olmazsa, fiber matrikste bir inklüzyon gibi davranır bu da kompoziti zayıflatır. Klinik ömürle ilgili başlıca problemlerden biri, deformasyon ve bileşenler arasındaki farklılıklardan kaynaklanan ve yoğun stres konsantrasyonuna neden olan fiber ve polimer matriks arası adezyonun kalitesidir. İki komponenti bir arada tutan ara yüzey kuvvetleri, Van der Waals kuvvetleri, kimyasal bağlar, elektrostatik çekim veya mekanik bağlantı ile ortaya çıkabilir. Adezyon dayanımı, bondingin tipi, adezivin viskozitesi ve kimyasal bileşimi ve bağlanan yüzeylerin mekanik özellikleri ile yüksek oranda ilişkilidir (35, 55, 80). Polimer yüzeyleri, düşük hidrofilitiklik ve düşük yüzey enerjisinden dolayı genellikle bağlanma ve bitirme problemlerine neden olur. Dental adeziv kullanımı, plazma püskürtme, alev tabii tutmak ve radyasyon uygulamaları materyalin adezyonunu geliştirmek amacıyla fiber yüzeylerine uygulanan işlemlerdir (3, 35, 81).

Oral kavitedeki tükürük, diğer biyomateryallerde olduğu gibi fiberle güçlendirilmiş materyallerin mekanik özelliklerini de etkiler. Su molekülleri, polimerik zincirler arasındaki boşluklara girerler ve ekspansiyona neden olarak zincirleri iterler. Yüksek oranda çapraz bağlanmış materyaller, çapraz bağlı olmayan materyallere kıyasla daha düşük su absorpsiyon düzeyi gösterir (82-84). Su absorpsiyonu, doldurucu partikül miktarı, fiberin hacimsel oranı, rezinin monomerik bileşimi, rezindeki boşluklar ve fiber yüzeyinin silanizasyon derecesine bağlıdır. Boşluklar, çatlaklar ve fiberle güçlendirilmiş kompozit içindeki bağlanmamış ara yüzeyler gibi kusurlar, su absorpsiyonunu arttırır ve bu da fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin mekanik başarısızlığı ile sonuçlanabilir. Resin içerisindeki zayıf doyurulmuş alanlar da, su emilimini arttıracak, fiber ile rezin matriks arasındaki bağ zayıflatacak ve mekanik dayanımı azaltacaktır (80, 84).

Fiberle Güçlendirilmiş Kompozitlerin Kullanım Alanları

Fiberle güçlendirilmiş kompozitler diş hekimliğinde indirekt restorasyonlar (inley, onley, parsiyel/tam veneer kronlar), periodontal splintler, immediate geçici ve uzun vadeli geçici köprüler, anterior ve posterior

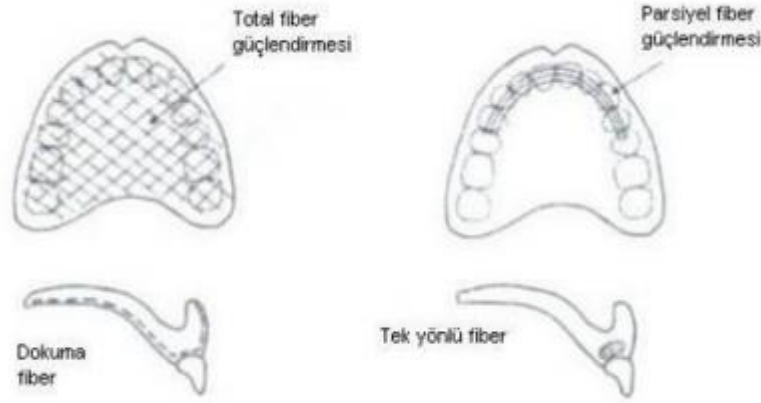
sabit köprüler (basit kantilever, diş destekli sabit, implant destekli), hareketli protezlerin güçlendirilmesi ve endodontik tedavili dişlerin güçlendirilmesi gibi pek çok alanda kullanılmaktadır (40, 54).

Hareketli Protezlerin Güçlendirilmesi veya Onarılması

Polimer esaslı akrilik rezin ile yapılan hareketli protezler kırılma eğilimi göstermektedirler. Bu problemi gidermek amacıyla akrilik rezinler geleneksel olarak metal teller ya da kafesler ile güçlendirilmektedir. Bu güçlendiriciler akrilik rezin yapısının bükülme direncini arttırırken, yorulma direnci üzerinde önemli bir etkide bulunamamaktadır (26, 28, 62). Bu nedenle akrilik rezinlerin geleneksel olarak güçlendirilmesinde alternatif olarak uzun yıllardan beri çeşitli fiberler kullanılmaktadır (3, 26, 63, 71). Karbon fiberlerle yapılan güçlendirmenin rezinin mekanik özelliklerini arttırdığını bildiren çalışmalar olmakla birlikte, estetik problemler yüzünden kullanımları kısıtlıdır (85).

UHMWP fiberler polimer yapıya düşük adezyon göstermektedir. Bu nedenle bazı çalışmalarda UHMWP'nin akrilik rezinlerin mekanik özellikleri üzerinde önemli bir etki yapmadığı bildirilmektedir (73, 86). Ancak UHMWP güçlendirilmesi ile akrilik rezinlerin mekanik özelliklerinin arttırıldığını bildiren çalışmalar da bulunmaktadır (21, 34, 74, 87).

Akrilik rezinlerin güçlendirilmesinde en çok kullanılan fiber, cam fiberdir. Cam fiberle güçlendirme tam ve bölümlü fiberle güçlendirme olarak iki farklı şekilde uygulanmaktadır. Tam fiber güçlendirmesi, ısıyla polimerize olan PMMA'nın muflalama aşamasında yapılmaktadır. Bu da fiberlerin rezine uygun bir şekilde gömülmesini engellemektedir. Uygun olmayan gömülme işlemi sonucu akrilik rezinlerin bitim aşamasında fiberler açığa çıkabilmektedir. Bu açığa çıkma sonucu allerjik reaksiyon ve yumuşak doku irritasyonu oluşabilmektedir (26, 63). Ayrıca bu bölgelerde Candida enfeksiyonu riski de artmaktadır (2, 63). Tam güçlendirmede PMMA'nın viskozitesi yüksek olduğu için başarılı bir doyum işlemi sağlanamamaktadır. Başarısız bir doyum sonucu rezinin su emilimi artmakta, bu da rezinin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir (75, 77). Bölümlü fiber güçlendirmesi rezinin en zayıf olduğu bölgeye uygulanmaktadır. Hazırlanan rezinin viskozitesi daha düşük olduğu için başarılı bir gömülme ve doyum işlemi gerçekleştirilebilmektedir (26, 63). Ancak bu materyallerle yapılan çalışmalarda fiber ve rezin arasında boşluklar oluştuğu ve bunun da rezinin mekanik özelliklerini olumsuz etkilediği bildirilmiştir (56, 88). Bu problemleri gidermek amacıyla akrilik rezin yapımında günümüzde fabrikasyon olarak ön doyumlanmış fiberler kullanılmaktadır. Bu tür fiberlerle yapılan çalışmaların sonucunda akrilik rezinin mekanik ve fiziksel özelliklerinin arttığı saptanmıştır (63).



Şekil 2. Tam ve bölümlü fiber güçlendirmesi (49).

Post - Kor Yapımı

İlk üretilen fiber postlar paralel kenarlı materyaller olup, stabilizasyonları özel frezlerle hazırlanan kanal içi yuvalarla sağlanmaktaydı. Kök kanalının paralel formda prepare edilmesi doğal kök anatomisine uymadığı ve kök dokusunda fazla doku kaybına neden olduğu için bu post tasarımından vazgeçilmiştir. Bunun yerine kök anatomisine daha uygun konik kanal aletleri ve postlar geliştirilmiştir. Bu sayede konik postlar her türlü kökte rahatlıkla kullanılabilen az bir preperasyonla kanal içine yerleştirilebilmektedir. Ancak yapılan klinik çalışmalar endodontik tedavi yapılmış kanallarda homojen bir koniklik yerine koronal bölgede daha geniş, apikal bölgede daha dar olan konik form olduğu gözlenmiştir. Bu da "double taper" denilen iki farklı açıda konikleştirilmiş postların geliştirilmesini sağlamıştır (89-93).

Günümüzde mevcut fiber postlar esas itibariyle kompozit materyallerdir. Genellikle epoksi rezin matriks içine, multi-aksiyel olarak örgü formunda gömülmüş karbon, quartz, zirkonyum, cam veya silika fiber demetlerinden oluşurlar. Farklı akslarda örgü formunda düzenlenmiş olanlara oranla daha iyi eğilme ve burkulma direnci gösterirler. Fiber lifleri ve matriks bağlantısı için bağlayıcı ajan olarak silan kullanılmaktadır. Post sistemleri içindeki fiber oranı yaklaşık %35-65 arasındadır ve yüksek fiber içeriğine sahip olan postlar tipik olarak daha sert ve dayanıklıdır (94, 95).

Fiber Postların Özellikleri:

- Dentine benzer elastiklik modülüne sahiptirler. Bu sayede üzerindeki restorasyonun kırılma direncini artırırlar.
- Oklüzal stresleri dağıtır, metal post gibi direkt olarak dişe iletmezler.
- Fiber postlarda aktif yivler yerine pasif retansiyon olukları vardır. Kanala pasif olarak yerleştirilmeleri ve kanal duvarı ile post arasındaki boşlukları dolduran yapıştırıcı ajan ile birlikte bir bütün oluşturarak kök üzerinde stres yaratmaz.

- Kompozit ve tam seramik restorasyonlar ile kullanımları uygundur.
- Estetikler.
- Güncel adezivler ve kompozitlerle kimyasal olarak uyumludurlar.
- Kök kanalından çıkarılması gerektiğinde işlem özel frezler yardımıyla kolaylıkla yapılabilmektedir (23, 96-98).

Adeziv diş hekimliğindeki olumlu gelişmeler ile yeni jenerasyon dentin bonding ajanlar rezin simanlar ve restoratif materyallerin ortaya çıkarılması endodontik tedavili dişlerin restorasyonunda fiber postların kullanımını yayınlattırıştır (96). Bouillaguet ve ark. (99), yaptıkları çalışmada adeziv sistem ve post arasındaki bağlantıyı ölçmek için mikroskopik analiz, mikrosızıntı ve mikrotensile kuvveti testlerini uygulamışlardır. Post tedavisinde C faktörü yüksek olduğu halde adeziv sistem ve translüsent post ikilisiyle bu testlerden kabul edilebilir sonuçlar elde edilmiştir. C faktörü (konfigürasyon faktörü), diş üzerinde hazırlanan kavitedeki bağlı yüzey alanlarının, serbest yüzey alanlarına oranının ifadesidir. Mallmann ve ark. (43), yaptıkları çalışmada opak (Aestheti-Post, Bisco) ve translüsent post (Light-Post, Bisco) materyallerini otopolimerize, ışıkla polimerize ve dual polimerize adeziv sistemler kullanarak karşılaştırmıştır. En yüksek bağlanma dayanımının otopolimerize adeziv sistem ve translüsent post ikilisinde olduğunu ifade etmişlerdir.

Metal döküm ve zirkon postlar fiber postlara oranla daha rijittirler. Bu nedenle gelen kuvvetleri direkt dentine iletir. Dentin, metal döküm ve zirkon postlara göre daha az rijit olduğundan dolayı gelen kuvvetler dentin dokusunda hasar oluşturabilir. Fiber ile güçlendirilmiş postlar, homojen olmayan yapıdadırlar ve kuvvetler karşısında bükülmektedirler. Bu sayede post ve dentin arasında streslerin dağılmasına neden olmaktadır (98, 100).

Sabit Bölümlü Protez Uygulamaları

Fiberle güçlendirilmiş sabit bölümlü protezler ilk defa Vallittu tarafından sınıflandırılmıştır (56). Buna göre fiberle güçlendirilmiş kompozit ile yapılan sabit bölümlü protezler 4' e ayrılmaktadır:

1. Dalgalı ya da tek yönlü cam fiber ile alt yapısı hazırlanan tam kuronlar
2. Fiberle güçlendirilmiş kompozit alt yapı ile yüzey tutuculu rezin bağlı sabit parsiyel protezler (Maryland tarzı)
3. Fiberle güçlendirilmiş kompozit alt yapı ile inley ya da bölümlü kuron tutuculu inley protezler
4. Fiberle güçlendirilmiş kompozit alt yapı ile yüzey tutuculu ve tam kuron - inley - bölümlü kuron tutuculu sabit protezlerin kombine kullanıldığı hibrit sabit bölümlü protezler.

Freilich ve ark. (3) ise fiberle güçlendirilmiş kompozit alt yapı sabit bölümlü protezleri materyalin hazırlanma şekline göre; hasta başında yapılanlar ve laboratuvarında yapılanlar olmak üzere iki farklı grupta sınıflandırmışlardır.

Laboratuvarında üretilen sabit bölümlü protezlerin yapım aşamasında alt yapı materyali olarak ön doyurulmuş fiberler; üst yapı materyali olarak da seramikle güçlendirilmiş dental kompozitler (seromerler) kullanılmaktadır (3, 73). Direkt yöntemle köprü yapımında kullanılan fiberler rezin ile doyurulmalıdır veya fabrikasyon olarak rezinle doyurulmuş fiberler kullanılmalıdır (101). Bu uygulamalarda hibrid ya da mikrofil doldurucu içeren kompozitler tercih edilmelidir (102). Fiberle güçlendirilmiş rezin köprülerde gövde materyali olarak kompozit rezin, akrilik ve porselen diş veya hastanın kendi çekilmiş dişi kullanılabilir (101, 103, 104).

Hasta başında uygulanan fiberle güçlendirilmiş kompozit köprülerin yapımında öncelikle eksik diş komşu dişlerin okluzal ya da lingual yüzeylerine tutucu kavite açılmaktadır (103). Eğer restorasyon geçici olarak kullanılacaksa ve yeterli interokluzal mesafe varsa destek dişlerde preparasyon yapılmaması önerilir (105-107). Heuman ve ark., yaptıkları çalışmada tutucu dişlere inley kavite, hibrid ve sadece yüzeyden destek alan fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin köprüler hazırlamışlar ve mekanik retansiyonu artırmak için destek dişlere kavite açılmasının anterior ve posterior fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin köprülerin uzun dönem başarısını değiştirmedeğini bildirmişlerdir (108, 109). Vallittu ve ark. (60), birinci küçük azı dişi eksik olan hastaya, tutucu dişlerine preparasyon yapmadan sabit bölümlü protez yapmış ve vakanın 5 yıllık takibi sonucunda herhangi bir problem yaşanmadığı belirtmişlerdir.

Ekstrakoronal fiberle güçlendirilmiş kompozit ile yapılan sabit protezler: Ekstrakoronal olarak yapılan fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin köprüler laboratuvar ortamında üretilmektedir. İlk olarak dişin tüm yüzeylerine 1.2-1.5 mm genişliğinde shoulder veya derin chamfer basamaklı bir diş preparasyonu yapılır. Posteriorunda destek dişlerin preparasyonu yapıldıktan sonra fiberi yerleştirmek için boşluk oluşturmak amacıyla, dişlerin okluzal ve gövdeye bakan aksiyal yüzeyinde oluk formunda, aksiyal ve okluzal derinlikleri 1 mm olan ikinci bir preparasyon yapılır. Anterior ekstrakoronal sabit protezlerde ise destek dişlerin lingualinde bir basamak hazırlanır (102) (Şekil 3 ve 4).



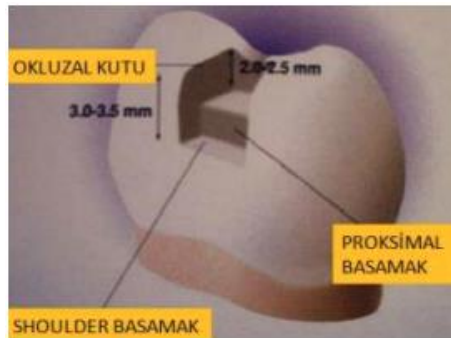
Şekil 3. Anterior dişte ekstrakoronal fiberle güçlendirilmiş köprü preparasyonu (102).



Şekil 4. Posterior dişte ekstrakoronal fiberle güçlendirilmiş köprü preparasyonu (102).

Diş preparasyonunun tamamlanmasından sonra silikon esaslı ölçü maddesi ile ölçü alınır ve model elde edilir. Model üzerinde, pontik bölgesinde daha yoğun olacak şekilde fiber alt yapı oluşturulur. Oluşturulan alt yapı üzerine veneer kompozit uygulanarak restorasyon tamamlanır (110).

Intrakoronal fiberle güçlendirilmiş kompozit ile yapılan sabit protezler: Eğer dişsiz boşluğa komşu dişlerde hiç restorasyon yoksa veya kron içi dolgular mevcutsa ve ilgili boşluğa implant yapılması planlanmıyorsa intrakoronal fiberle güçlendirilmiş kompozit restorasyonlar yapılabilir. Bu restorasyonlar direkt veya indirekt yöntemle yapılabilirler ve anterior ya da posterior diş eksikliklerinde uygulanabilirler. İlk olarak mevcut eski restorasyonlar ve tüm çürük diş dokusu uzaklaştırılır. Anterior dişlerin preparasyonunda lingual yüzün ortasında 1.5 mm genişlik ve derinlikte oluk şeklinde bir kavite veya gövde alanına yakın 1-1.5 mm sınıf 3 kaviteye benzer bir inley kavitesi oluşturulabilir (65, 111). Posterior bölgede yeterli fiber hacmini sağlamak için destek dişlerin okluzalinde inley kavitesine benzer preparasyon önerilmektedir. Yerleştirilecek fibere ve veneer kompozite yeterli yeri sağlamak için 2-2.5 mm derinlikte bir okluzal kavite preparasyonu uygundur (65, 112) (Şekil 5). Stresin en yoğun olduğu konnektör bölgesinde en az 4 mm' lik bir konnektör yüksekliği ve 3-4 mm' lik bir konnektör kalınlığı sağlamak için proksimal kavite preparasyonu yapılmalıdır. Bu sayede karşıt dişle erken temas önlenmiş olur (112). Kırılmanın en çok görüldüğü yer gövde ile destek diş arasındaki konnektör bölgesidir (113). Okluzal kavite genişliğinin premolarlarda 1.5-2 mm, molarlarda 2.5-3 mm olması tavsiye edilir (112).



Şekil 5. Posterior dişte intrakoronal fiberle güçlendirilmiş köprü preparasyonu (104).

Fiber alt yapının hazırlanmasının ardından kompozit ile üst yapı şekillendirilip restorasyon tamamlanır. Restorasyonun gövde bölgesi ayrıca fiber ile desteklenmelidir. Freilich ve ark. (102), yaptıkları bir çalışmada gövde bölgesinin desteklenmediği (düşük hacimli dizayn) restorasyonlarda problem yaşandığını, bu nedenle restorasyonların tasarımını değiştirerek gövde bölgelerini fiberle desteklediklerini (yüksek hacimli dizayn) ve böylece restorasyonların daha uzun ömürlü olabileceğini bildirmiştir.

Sabit bölümlü protezlerin ağız içerisinde başarılı bir biçimde tamir edilebilmesi, özellikle metal altyapının açığa çıktığı durumlarda daha büyük bir sorun teşkil etmektedir (114, 115). Kompozit rezin esaslı tamir materyali ile metal yüzeyi arasında kuvvetli bir bağlanma elde edebilmek için cam fiber ile güçlendirmeden faydalanılmaktadır (116).

Yapılan çalışmalarda, çeşitli restorasyonlar ile (kompozit rezin, amalgam, seramik, laminate veneer) diş ara yüzüne cam fiber yerleştirilerek restorasyonların bağlanma dayanımları değerlendirilmiştir. Yerleştirilen fiberin bağlanma dayanımını arttırmadığı; fakat restorasyon veya dişte oluşan kırılma tipini değiştirerek restorasyonu güçlendirebileceği bildirilmiştir (117-121). Garoushi ve ark. (60)' nın yaptığı çalışmada fiberle güçlendirilmiş kompozit restorasyon ile destek diş arasındaki bağlanma dayanımının, metal destekli protetik restorasyonların destek dişe bağlanmalarına göre %50-100 oranında daha fazla olduğu belirtilmiştir.

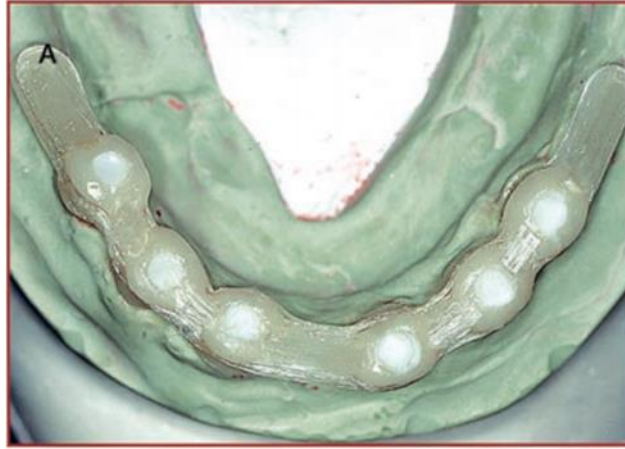
Klinik çalışmalar, tek yönlü fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin implant üst yapılarında kullanılabilirliğini göstermiştir (122, 123). Fiberle güçlendirilmiş kompozitler, doku ile biyouyumlu olması, implant sistemi ile hassas bir şekilde birleşmesi, yeterli mekanik dirence sahip olması, estetik ve maliyetinin uygun olması gibi özelliklerinden dolayı implant üstü protez materyali olarak kullanılabilirler. Yapılan bir çalışmada titanyum alt yapı ve Vectris fiberle güçlendirilmiş alt yapı karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak, fiberle güçlendirilmiş kompozit alt yapıların üzerine yerleştirilen tam seramik kronların kırılma direnci, titanyum alt yapı üzerine yerleştirilen üst yapılar göre daha düşük bulunmuştur. Fakat bulunan değerlerin klinik uygulama için yeterli olduğu bildirilmiştir (122).

İmplant destekli fiberle güçlendirilmiş kompozit restorasyonlar implant üstü vidalı ya da implant üstü siman tutuculu restorasyonlar olarak kullanılabilirler. İmplant üstü fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin restorasyonlar laboratuvar ortamında üretilirler. Ölçü alınıp model elde edilir ve implant üst yapıları yerleştirilir. İmplant üst yapılarının izolasyonu sağlandıktan sonra fiberle güçlendirilmiş kompozit ile üzerine koping yapılır. Kullanılacak fiber, implant üst yapıları etrafında gövde bölgesinden çaprazlanarak sarılır. Gövde bölgesi ilave fiber kullanılarak güçlendirilir. Üst yapı veneer kompozit ile restore edilir ve restorasyon tamamlanır. Resin siman ile simantasyon yapılır. Fiberle güçlendirilmiş kompozitler vidalı implant üstü restorasyonlarda; implant üst yapısının üzerine vida kanalı aracılığıyla direkt olarak oturan silindir alt yapının bir parçasını oluşturur. Silindir formundaki titanyum seramik alt yapının fasiyal ve lingualde horizontal olukları ile proksimal kutuları mevcuttur. Horizontal oluklar makro mekanik tutuculuk sağlarken proksimal kutular restorasyona vertikal olarak destek sağlar (110) (Şekil 6).



Şekil 6. Vida tutuculu implant üstü restorasyonlarda, fiberle güçlendirilmiş kompozit altyapı kullanımı (123).

Fiberle güçlendirilmiş kompozitler tam ark implant üstü protezlerde de kullanılır. İmplant üst yapıları üzerine seramik koping yerleştirilir ve etrafları fiber ile sarılır. Daha sonra fiberle sarılan diğer kopinglerle birleştirilir. Kopingler arasında kalan fiberler ekstra fiber ile güçlendirilir ve alt yapı tamamlanmış olur (123) (Şekil 7).



Şekil 7. Tam ark implant üstü protezlerde fiberle güçlendirilmiş kompozit kullanımı (123).

SUMMARY / SONUÇ

Fiberle güçlendirilmiş materyaller günümüz protetik diş hekimliği tedavilerinde ve diş hekimliğinin diğer alanlarında önemli bir kullanım alanına sahiptir. Kullanımlarının kolay olması, diş dokuları için minimal invaziv tedavi imkanı sunması, eklendiği materyale kazandırdığı mekanik özellikleri ve estetik olmaları gibi avantajlarından dolayı tercih edilmektedir. Fiberler, yapılan çalışmalarla birlikte değişen ve gelişen teknolojisi ile diş hekimliğinin çeşitli tedavi dallarında kullanılmaya devam edecektir.



Acknowledgements / Teşekkür

References / Referanslar

1. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod.* 2004;30(5):289-301.
2. Keyf F, Uzun G. The effect of glass fibre-reinforcement on the transverse strength, deflection and modulus of elasticity of repaired acrylic resins. *Int Dent J.* 2000;50(2): 93-97.
3. Freilich MA. Fiber-reinforced composites in clinical dentistry: Quintessence Publishing (IL); 2000.
4. Uzun G, Hersek N, Tincer 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.
5. Malquarti G, Berruet RG, Bois D. Prosthetic use of carbon fiber-reinforced epoxy resin for esthetic crowns and fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 1990;63(3):251-257.
6. Schreiber CK. The clinical application of carbon fibre/polymer denture bases. *Br Dent J.* 1974;137(1):21-22.
7. DeBoer J, Vermilyea SG, Brady RE. The effect of carbon fiber orientation on the fatigue resistance and bending properties of two denture resins. *J Prosthet Dent.* 1984;51(1):119-121.
8. Grave AMH, Chandler HD, Wolfaardt JF. Denture base acrylic reinforced with high modulus fibre. *Dent Mater.* 1985;1(5):185-187.
9. Schreiber CK. Polymethylmethacrylate reinforced with carbon fibres. *Br Dent J.* 1971;130(1):29-30.
10. Goldberg AJ, Burstone CJ. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dent Mater.* 1992;8(3):197-202.
11. Ruyter IE, Ekstrand K, Björk N. Development of carbon/graphite fiber reinforced poly (methyl methacrylate) suitable for implant-fixed dental bridges. *Dent Mater.* 1986;2(1):6-9.
12. Diamond M. Resin fiberglass bonded retainer. *J Clin Orthod.* 1987;21(3):182-183.
13. Levenson MF. The use of a clear, pliable film to form a fiberglass-reinforced splint. *J Am Dent Assoc.* 1986;112(1):79-80.
14. Mullarky RH. Aramid fiber reinforcement of acrylic appliances. *J Clin Orthod.* 1985;19(9):655-658.
15. Björk N, Ekstrand K, Ruyter IE. Implant-fixed, dental bridges from carbon/graphite fibre reinforced poly (methyl methacrylate). *Biomaterials.* 1986;7(1):73-75.



16. 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. *Int J Prosthodont.* 2000;13(6):487-493.
17. Yazdanie N, Mahood M. Carbon fiber acrylic resin composite: an investigation of transverse strength. *J Prosthet Dent.* 1985;54(4):543-547.
18. Jagger DC, Harrison A. The effect of chopped poly (methyl methacrylate) fibers on some properties of acrylic resin denture base material. *Int J Prosthodont.* 1999;12(6):542-546.
19. Vallittu PK, Ekstrand K. In vitro cytotoxicity of fibre-polymethyl methacrylate composite used in dentures. *J Oral Rehabil.* 1999;26(8):666-671.
20. Cheng TH, Jones FR, Wang D. Effect of fibre conditioning on the interfacial shear strength of glass-fibre composites. *Compos Sci Technol.* 1993;48(1-4):89-96.
21. Ladizesky NH, Cheng YY, Chow TW, Ward IM. Acrylic resin reinforced with chopped high performance polyethylene fiber-properties and denture construction. *Dent Mater.* 1993;9(2):128-135.
22. Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. *J Prosthet Dent.* 1999;81(3):262-269.
23. Sadek FT, Goracci C, Monticelli F, Grandini S, Cury ÁH, Tay F, Ferrari M. Immediate and 24-hour evaluation of the interfacial strengths of fiber posts. *J Endod.* 2006;32(12):1174-1177.
24. Kanie T, Fujii K, Arikawa H, Inoue K. Flexural properties and impact strength of denture base polymer reinforced with woven glass fibers. *Dent Mater.* 2000;16(2):150-158.
25. Rahamneh A, Jagger DC, Harrison A. The effect of the addition of different fibres on the transverse and impact strength of acrylic resin denture base material. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2003;11(2):75-81.
26. Vallittu PK. A review of fiber-reinforced denture base resins. *J Prosthodont.* 1996;5(4):270-276.
27. Vallittu PK, Lassila VP. Reinforcement of acrylic resin denture base material with metal or fibre strengtheners. *J Oral Rehabil.* 1992;19(3):225-230.
28. Vallittu PK. Comparison of two different silane compounds used for improving adhesion between fibres and acrylic denture base material. *J Oral Rehabil.* 1993;20(5):533-539.
29. Agrawal BD, Broutman LJ. *Analysis And Performance Of Fiber Composites Second Edition.* A Wiley-Interscience Publication John Wiley and Sons, Inc., New York 449 pages, hard cover, 1990 Materials and Manufacturing Processes. 1993;8(3):375-379.
30. Uzun G. Protez kaide rezinlerinin güçlendirilmesinde liflerin kullanımı. *H. Ü Diş Hek Derg.* 2000;24(3-4):70-76.

31. Hull D. Fibers and matrices. In An introduction to composite materials. University Press Cambridge. 1996:9-38.
32. Harrison A, Constantinidis VI, Vowles R. The effect of surface treated UHMWPE beads on some properties of acrylic resin denture base material. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 1999;5(1):39-42.
33. Rose RM, Crugnola A, Ries M, Cimino WR, Paul I, Radin EL. On the origins of high in vivo wear rates in polyethylene components of total joint prostheses. *Clin Orthop Relat Res*. 1979;(145):277-286.
34. Braden M, Davy KW, Parker S, Ladizesky NH, Ward IM. Denture base poly (methyl methacrylate) reinforced with ultra-thin modulus polyethylene fibers. *Br Dent J*. 1988;164(4), 109-113.
35. 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.
36. Narva KK, Lassila LV, Vallittu PK. The static strength and modulus of fiber reinforced denture base polymer. *Dent Mater*. 2005;21(5):421-428.
37. Spyrides SMM, Bastian FL. In vitro comparative study of the mechanical behavior of a composite matrix reinforced by two types of fibers (polyethylene and glass). *Mater Sci Eng: C*. 2004;24(5):671-677.
38. Rudo DN, Karbhari VM. Physical behaviors of fiber reinforcement as applied to tooth stabilization. *Dent Clin North Am*. 1999;43(1):7-35.
39. Tuloglu N, Bayrak S, Tunc ES. Different clinical applications of bondable reinforcement ribbond in pediatric dentistry. *Eur J Dent*. 2009;3(4):329.
40. Miller TE, Hakimzadeh F, Rudo DN. Immediate and indirect woven polyethylene ribbon--reinforced periodontal-prosthetic splint: A case report. *Quintessence Int*. 1995;26(4):268-270.
41. Ganesh M, Tandon S. Versatility of ribbond in contemporary dental practice. *Artif Organs*. 2006;20(1), 53-58.
42. Kaplan R. Isı ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik kaide rezinlerine dental fiber sistemlerinin etkilerinin in vitro olarak değerlendirilmesi. Doktora Tezi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. 2002
43. Mallmann A, Jacques LB, Valandro LF, Muench A. Microtensile bond strength of photoactivated and autopolymerized adhesive systems to root dentin using translucent and opaque fiber-reinforced composite posts. *J Prosthet Dent*. 2007;97(3):165-172.
44. Spazzin AO, Moraes RRD, Cecchin D, Farina AP, Carlini-Júnior B, Correr-Sobrinho L. Morphological analysis of glass, carbon and glass/carbon fiber posts and bonding to self or dual-cured resin luting agents. *J Appl Oral Sci*. 2009;17(5):476-480.

45. Pest LB, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. *Dent Mater.* 2002;18(8):596-602.
46. Kolesov YI, Kudryavtsev MY, Mikhailenko NY. Types and compositions of glass for production of continuous glass fiber. *Glass Ceram+.* 2001;58(5):197-202.
47. Lukkassen D, Meidell A. Advanced materials and structures and their fabrication processes. Narvik University College, HIN. 2007;69-71
48. Meriç G, Dahl JE, Ruyter IE. Physicochemical evaluation of silica-glass fiber reinforced polymers for prosthodontic applications. *Eur J Oral Sci.* 2005;113(3):258-264.
49. Narva KK, Vallittu PK, Helenius H, Yli-Urpo A. Clinical survey of acrylic resin removable denture repairs with glass-fiber reinforcement. *Int J Prosthodont.* 2001;14(3):219-224.
50. Stipho HD. Effect of glass fiber reinforcement on some mechanical properties of autopolymerizing polymethyl methacrylate. *J Prosthet Dent.* 1998;79(5):580-584.
51. Çökeliler D, Erkut S, Zemek J, Biederman H, Mutlu M. Modification of glass fibers to improve reinforcement: a plasma polymerization technique. *Dent Mater.* 2007;23(3), 335-342.
52. Hyer MW, White SR. Stress analysis of fiber-reinforced composite materials. Singapore: McGraw-Hill Co. Inc., Chapter 1,9. 1998
53. Köroğlu A. Farklı Yöntemlerle Polimerize Edilen Fiberle Güçlendirilmiş Akrilik Rezinlerin Artık Monomer Miktarının Ve Bazı Fiziksel Özelliklerinin Değerlendirilmesi. Doktora Tezi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. 2007
54. Butterworth C, Ellakwa AE, Shortall A. Fibre-reinforced composites in restorative dentistry. *Dent Update.* 2003;30(6):300-306.
55. Khan AS, Azam MT, Khan M, Mian SA, Rehman IU. An update on glass fiber dental restorative composites: a systematic review. *Mater Sci Eng: C.* 2015;47:26-39.
56. Vallittu PK. The effect of glass fiber reinforcement on the fracture resistance of a provisional fixed partial denture. *J Prosthet Dent.* 1998;79(2):125-130.
57. Kaiser DA, Cavazos Jr E. Temporization techniques in fixed prosthodontics. *Dent Clin North Am.* 1985;29(2):403-412.
58. 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):10-17.
59. Karbhari VM, Strassler H. Effect of fiber architecture on flexural characteristics and fracture of fiber-reinforced dental composites. *Dent Mater.* 2007;23(8):960-968.



60. Garoushi S, Vallittu, PK. Fiber-reinforced composites in fixed partial dentures. *Libyan J Med.* 2006;1(1):73-82.
61. Xu HHK, Schumacher GE, Eichmiller FC, Peterson RC, Antonucci JM, Mueller HJ. Continuous-fiber preform reinforcement of dental resin composite restorations. *Dent Mater.* 2003;19(6):523-530.
62. Vallittu PK. Dimensional accuracy and stability of polymethyl methacrylate reinforced with metal wire or with continuous glass fiber. *J Prosthet Dent.* 1996;75(6):617-621.
63. Vallittu PK. Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers. *J Prosthet Dent.* 1999;81(3):318-326.
64. 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.
65. Rappelli G, Scalise L, Procaccini M, Tomasini EP. Stress distribution in fiber-reinforced composite inlay fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2005;93(5):425-432.
66. Yang HS, Lang LA, Felton DA. Finite element stress analysis on the effect of splinting in fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 1999;81(6):721-728.
67. Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Acrylic resin-fiber composite—Part I: The effect of fiber concentration on fracture resistance. *J Prosthet Dent.* 1994;71(6):607-612.
68. 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.
69. Jagger DC, Harrison A, Al-Marzoug K. Effect of the addition of poly (methyl methacrylate) beads on some properties of acrylic resin. *Int J Prosthodont.* 2000;13(5):378-382.
70. Agarwal BD, Broutman LJ. Analysis and performance of fiber composites. 2nd Ed. New York: A Wiley-Interscience Publication. 1990. Chapter 2,3.
71. Vallittu PK. Acrylic resin-fiber composite—Part II: The effect of polymerization shrinkage of polymethyl methacrylate applied to fiber roving on transverse strength. *J Prosthet Dent.* 1994;71(6):613-617.
72. Solnit GS. The effect of methyl methacrylate reinforcement with silane-treated and untreated glass fibers. *J Prosthet Dent.* 1991;66(3):310-314.
73. Dixon DL, Breeding LC. The transverse strengths of three denture base resins reinforced with polyethylene fibers. *J Prosthet Dent.* 1992;67(3):417-419.
74. Runyan DA, Christensen LC. The effect of plasma-treated polyethylene fiber on the fracture strength of polymethyl methacrylate. *J Prosthet Dent.* 1996;76(1):94-96.

75. Miettinen VM, Vallittu PK. Water sorption and solubility of glass fiber-reinforced denture polymethyl methacrylate resin. *J Prosthet Dent.* 1997;77(5):531-534.
76. Bae JM, Kim KN, Hattori M, Hasegawa K, Yoshinari M, Kawada E, Oda Y. The flexural properties of fiber-reinforced composite with light-polymerized polymer matrix. *Int J Prosthodont.* 2001;14(1):33-39.
77. Vallittu PK, Ruyter I, Ekstrand K. Effect of water storage on the flexural properties of E-glass and silica fiber acrylic resin composite. *Int J Prosthodont.* 1998;11(4):340-350.
78. Yıldırım G, Uzun İ. Diş Hekimliğinde Silan Uygulamaları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2016;26(15), 123-130.
79. Zhang M, Matinlinna JP. E-glass fiber reinforced composites in dental applications. *Silicon.* 2012;4(1):73-78.
80. Chai J, Takahashi Y, Hisama K, Shimizu H. Effect of water storage on the flexural properties of three glass fiber-reinforced composites. *Int J Prosthodont.* 2005;18(1):28-33.
81. Kolbeck C, Rosentritt M, Behr M, Schneider S, Handel G. Fracture strength and bond capacities of electron irradiated fiber reinforced composites. *Dent Mater.* 2007;23(12):1529-1534.
82. Takahashi Y, Chai J, Kawaguchi M. Effect of water sorption on the resistance to plastic deformation of a denture base material relined with four different denture reline materials. *Int J Prosthodont.* 1998;11(1):49-54.
83. Takahashi Y, Chai J, Kawaguchi M. Equilibrium strengths of denture polymers subjected to long-term water immersion. *Int J Prosthodont.* 1999;12(4):348-352.
84. Kim SH, Watts DC. Effect of Glass-Fiber Reinforcement and Water Storage on Fracture Toughness (K IC) of Polymer-Based Provisional Crown and FPD Materials. *Int J Prosthodont.* 2004;17(3):318-322.
85. Bowman AJ, Manley TR. The elimination of breakages in upper dentures by reinforcement with carbon fibre. *Br Dent J.* 1984;156(3), 87-89.
86. Vallittu PK. Ultra-high-modulus polyethylene ribbon as reinforcement for denture polymethyl methacrylate: a short communication. *Dent Mater.* 1997;13(5-6):381-382.
87. Gutteridge DL. The effect of including ultra-high-modulus polyethylene fibre on the impact strength of acrylic resin. *Br Dent J.* 1988;164(6):177-180.
88. Vallittu PK. Curing of a silane coupling agent and its effect on the transverse strength of autopolymerizing polymethylmethacrylate—glass fibre composite. *J Oral Rehabil.* 1997;24(2):124-130.
89. Crysanti Cagidiaco M, Garci-Godoy F, Vichi A. Placement Of Fiber Prefabricated Or Custom Made Posts Affects The 3-Year Survival Of Endodontically Treated Premolars. *Am J Dent.* 2008;21:179-184.



90. Fernandes AS, Dessai GS. Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. *Int J Prosthodont*. 2001;14(4):355-363.
91. Fernandes AS, Shetty S, Coutinho I. Factors determining post selection: a literature review. *J Prosthet Dent*. 2003;90(6):556-562.
92. Görüş Z, Meşe A, Evran OE, Çetindağ MT. Diş Hekimliğinde Kullanılan Fiber Post Sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2019;29(3):519-525.
93. Yaman SD, Alaçam T, Yaman Y. Analysis of stress distribution in a maxillary central incisor subjected to various post and core applications. *J Endod*. 1998;24(2):107-111.
94. Koutayas SO, Kern M. All-ceramic posts and cores: the state of the art. *Quintessence international*. 1999;6:383-392.
95. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*. 1994;71(6):565-567.
96. Tait CME, Ricketts DNJ, Higgins AJ. Weakened anterior roots-intraradicular rehabilitation. *Br Dent J*. 2005;198(10):609-617.
97. Aksornmuang J, Foxton RM, Nakajima M, Tagami J. Microtensile bond strength of a dual-cure resin core material to glass and quartz fibre posts. *J Dent*. 2004;32(6):443-450.
98. Toksavul S, Toman M, Uyulgan B, Schmage P, Nergiz I. Effect of luting agents and reconstruction techniques on the fracture resistance of pre-fabricated post systems. *J Oral Rehabil*. 2005;32(6):433-440.
99. Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater*. 2003;19(3), 199-205.
100. Trabert KC, Cooney JP. The endodontically treated tooth. Restorative concepts and techniques. *Dent Clin North Am*. 1984;28(4):923-951.
101. Karaalioğlu O, Duymuş ZY. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozitlerin Sabit Bölümlü Protez Yapımında Kullanımları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2008;2008(2), 70-77.
102. Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP, Eckrote KA, Goldberg AJ. Clinical evaluation of fiber-reinforced fixed bridges. *J Am Dent Assoc*. 2002;133(11):1524-1534.
103. Agrawal KK, Chand P, Mishra N, Singh K. Glass fiber reinforced composite fixed partial denture as provisional tooth replacement in pre-adolescent age: A clinical report. *J Interdiscip Dent*. 2012;2(1):51-53.
104. Baysal N, Ayyıldız S. Sabit Bölümlü Protezlerde Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Resin Kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2014;24(2):315-325.

105. Gürbulak AG, Çölgeçen Ö, Kesim B. Fiberle güçlendirilmiş adeziv köprüler. Dicle Diş Hek Derg. 2009;10:55-62.
106. Üstün Y, Demirbuğa S, Ülker M. Üst Orta Keser Diş Eksikliğinin Geçici Olarak Fiberle Güçlendirilmiş Adeziv Köprü İle Restorasyonu: Vaka Raporu. Sağlık Bilim Derg. 2010;19(3):209-215.
107. Garoushi SK, Lassila LV, Vallittu PK. Fibre-reinforced composite in clinical dentistry. Chin J Dent Res. 2009;12(1), 7-14.
108. van Heumen CC, van Dijken JW, Tanner J, Pikaar R, Lassila LV, Creugers NH, Kreulen CM. Five-year survival of 3-unit fiber-reinforced composite fixed partial dentures in the anterior area. Dent Mater. 2009;25(6):820-827.
109. van Heumen CC, Tanner J, van Dijken JW, Pikaar R, Lassila LV, Creugers NH, Kreulen CM. Five-year survival of 3-unit fiber-reinforced composite fixed partial dentures in the posterior area. Dent Mater. 2010;26(10):954-960.
110. Rosentiel SF, Land MF, Fujimoto J. Fiber reinforced composite fixed prostheses. Dolan J. 4th ed. Elsevier Mosby. St. Louis, Miss. 2006;830-840.
111. Göehring TN, Peters OA, Lutz F. Marginal adaptation of inlay-retained adhesive fixed partial dentures after mechanical and thermal stress: an in vitro study. J Prosthet Dent. 2001;86(1):81-92.
112. Edelhoff D, Spiekermann H, Yildirim M. Metal-free inlay-retained fixed partial dentures. Quintessence International. 2001;32(4):269-281.
113. Li W, Swain MV, Li Q, Ironside J, Steven GP. Fibre reinforced composite dental bridge.: Part I: experimental investigation. Biomaterials. 2004;25(20):4987-4993.
114. Abbasi J., Bertolotti RL, Lacy AM, Watanabe LG. Bond strengths of porcelain repair monomers. J Dent Res. 1988;67:223-229.
115. Chung KH, Hwang YC. Bonding strengths of porcelain repair systems with various surface treatments. J Prosthet Dent. 1997; 78(3):267-274.
116. Özcan M, Van Der Sleen JM, Kurunmäki H, Vallittu PK. Comparison of repair methods for ceramic-fused-to-metal crowns. J Prosthodont. 2006;15(5):283-288.
117. Fennis WM, Tezvergil A, Kuijs RH, Lassila LV, Kreulen CM, Creugers NH, Vallittu PK. In vitro fracture resistance of fiber reinforced cusp-replacing composite restorations. Dent Mater. 2005;21(6):565-572.
118. Cekic I, Ergun G, Uctasli S, Lassila LV. In vitro evaluation of push-out bond strength of direct ceramic inlays to tooth surface with fiber-reinforced composite at the interface. J Prosthet Dent. 2007;97(5):271-278.
119. Ergun G, Cekic I, Lassila LV, Vallittu, PK. Bonding of lithium-disilicate ceramic to enamel and dentin using orthotropic fiber-reinforced composite at the interface. Acta Odontol Scand. 2006;64(5):293-299.



120. 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.
121. Gresnigt MM, Özcan M. Fracture strength of direct versus indirect laminates with and without fiber application at the cementation interface. Dent Mater. 2007;23(8):927-933.
122. Behr M, Rosentritt M, Lang R, Handel G. Glass fiber-reinforced abutments for dental implants. A pilot study. Clin Oral Implant Res. 2001;12(2), 174-178.
123. Freilich MA, Duncan JP, Alarcon EK, Eckrote KA, Goldberg AJ. The design and fabrication of fiber-reinforced implant prostheses. J Prosthet Dent. 2002;88(4):449-454.