

**FARKLI FİBERLERLE GÜÇLENDİRİLMİŞ
KOMPOZİT REZİNİN MİNE VE DENTİNE
BAĞLANMA DAYANIMININ MAKASLAMA TESTİ
METODUYLA DEĞERLENDİRİLMESİ VE KIRILMA
YÜZEY ALANLARININ TARAMALI ELEKTRON
MİKROSKOBUyla İNCELENMESİ**

Dt. Nurcan ÖZAKAR İLDAy

**DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ
ANABİLİM DALI**

**Tez Yöneticisi
Prof.Dr. Nilgün SEVEN**

**Doktora Tezi
2010**

T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ
ANABİLİM DALI

**FARKLI FİBERLERLE GÜÇLENDİRİLMİŞ KOMPOZİT REZİNİN MİNE VE DENTİNE
BAĞLANMA DAYANIMININ MAKASLAMA TESTİ METODUYLA DEĞERLENDİRİLMESİ
VE KIRILMA YÜZEY ALANLARININ TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBUyla
İNCELENMESİ**

Dt. Nurcan ÖZAKAR İLDAy

Tez Yöneticisi

Prof. Dr. Nilgün SEVEN

Doktora Tezi

Erzurum-2010

ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA PROGRAMI

Prof.Dr.Nilgün SEVEN danışmanlığında, **Dt. Nurcan ÖZAKAR İLDAY** tarafından hazırlanan “**Farklı Fiberlerle Güçlendirilmiş Kompozit Resinin Mine Ve Dentine Bağlanma Dayanımının Makaslama Testi Metoduyla Değerlendirilmesi Ve Kırılma Yüzey Alanlarının Taramalı Elektron Mikroskopuyla İncelenmesi**” başlıklı tez çalışması 28.04.2010 tarihinde aşağıdaki jüri üyeleri tarafından **Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı**’nda “**Doktora Tezi**” olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı

Prof.Dr.Nilgün SEVEN

İmza:



Jüri Üyesi

Prof.Dr.Mustafa KÖSEOĞLU

İmza:



Jüri Üyesi

Prof.Dr.Hüma ÖMÜRLÜ

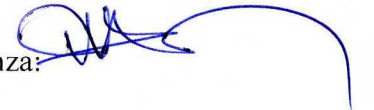
İmza:



Jüri Üyesi

Doç.Dr.Mehmet YILDIZ

İmza:



Jüri Üyesi

Doç.Dr.Y.Ziya BAYINDIR

İmza:



Prof.Dr.İsmail CEYLAN
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü



Doktora Tezi

ERZURUM-2010

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	II
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	III
ÖZET	IV
SUMMARY	VI
GİRİŞ VE AMAÇ	1
GENEL BİLGİLER	3
MATERYAL VE METOD	36
BULGULAR	46
TARTIŞMA	58
SONUÇLAR	79
KAYNAKLAR	81

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince ve tez çalışmalarım sırasında her konuda bana destek olan ve deneyimlerini esirgemeyen doktora tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Nilgün Seven'e,

Tez izleme komitesinde yer alan bilgi ve deneyimleriyle bana yol gösteren Sayın Doç. Dr. Yusuf Ziya Bayındır'a ve Sayın Prof. Dr. Mustafa Köseoğlu'na,

Çalışma sonuçlarımın istatistiksel olarak değerlendirilmesinde yardımlarından dolayı Sayın Prof. Dr. Ömer Akbulut'a,

SEM çalışmalarımın yapılmasına yardımcı olan Sayın Yrd. Doç. Dr. Ali Fatih Yetim'e,

Her zaman benimle birlikte olan, yoğun geçen çalışma sürecinde bana destek veren bölüm hocalarıma ve arkadaşlarıma,

Bugünlere gelmemde maddi ve manevi olarak desteklerini hep yanımda hissettiğim aileme,

Sonsuz sevgi ve anlayışını benden esirgemeyen eşime ve biricik oğluma,

Sevgilerimle çok teşekkür ederim...

Arş. Gör. Dt. Nurcan Özakar İlday

ÖZGEÇMİŞ

1980 yılında Erzurum'da doğdum. İlk, orta ve lise öğrenimimi Erzurum'da tamamladım. 1998 yılında girdiğim İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde bir yıl öğrenim gördükten sonra geçiş yaparak geldiğim Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden 2003 yılında mezun oldum. Aynı yıl Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine başladım.

Arş. Gör. Dt. Nurcan Özakar İlday

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ**Simgeler**

MPa	Megapaskal
N	Newton
NaF	Sodyum Florür
SiO ₂	Silisyum Oksit
µm	Mikrometre
°C	Santigrat derece
θ	Temas açısı

Kısaltmalar

Bis-GMA	Bisfenol A Glisidilmetakrilat
ISO	International Organization for Standardization
LED	Light Emitting Diode
PMMA	Polimetilmetakrilat
MDPB	Methacryloyloxy Dodecyl Pyridinium Bromide
MDP	Metakriloksesil Dihidrojen Fosfat
TEGDMA	Trietilen Glikol Dimetakrilat
UDMA	Uretan Dimetakrilat
UHMWPE	Ultra High Molecular Weight Polyethylene

ÖZET

Farklı Fiberlerle Güçlendirilmiş Kompozit Rezinin Mine ve Dentine Bağlanma Dayanımının Makaslama Testi Metoduyla Değerlendirilmesi ve Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile İncelenmesi

Restorasyonun başarısını belirlemede en önemli faktörlerden biri diş yapısı ve restoratif materyal arasındaki adezyondur. Fiberle güçlendirilmiş kompozit (FGK) ve adeziv teknolojisindeki ilerlemeler diş yapısına direkt bağlanan, son derece estetik restorasyonlar yapmayı mümkün kılmıştır.

Bu çalışma kompozit rezinin mine/dentine makaslama bağlanma dayanımı üzerine farklı FGK'ların etkisini değerlendirmek, başarısızlık tipini belirlemek ve taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanılarak fiber matriks adezyonunu incelemek üzere tasarlanmıştır.

Bu çalışmada 100 adet insan çürüksüz üst santral kesici kullanıldı. Vestibuler mine ve dentin yüzeyleri 600-gritlik silikon karbit zımpara ile 60 sn düzleştirilerek standart bir smear tabakası oluşturuldu. Zımpara işlemi sonrası bağlanma yüzeylerine self-etch adhesive (Clearfil Protect Bond) üretici talimatlarına göre uygulandı. Elli dentin ve mine örneği rastgele şekilde 5 gruba ayrıldı (n=10). Mine ve dentin kontrol grubundaki örnekler fiber güçlendirilmesi yapılmadan sadece nanohibrit kompozitle (Grandio) polietilen kalıp kullanılarak restore edildi. Fiberle güçlendirilmiş kompozit test örnekleri 2 polietilen (Ribbond THM, Construct), 2 cam fiber (EverStick C&B, Stick) ve nanohibrit kullanılarak elde edildi. Makaslama dayanımları başlık hızı 0,5 mm/dk olan Universal test cihazı kullanılarak belirlendi. Başarısızlık tipleri; adeziv,

koheziv, miks olmak üzere sınıflandırıldı. Fiber rezin ara yüzü temsili örnekler üzerinde değerlendirildi. Makaslama bağlanma dayanımı değerleri ANOVA ve Duncan testleri ile değerlendirildi ($\alpha=0.05$).

Tek yönlü varyans analizi sonuçlarına göre fiberli gruplar ve kontrol gruplarından elde edilen makaslama dayanımı değerleri arasında istatistiksel anlamda önemli farklılık tesbit edilmiştir ($p<0.001$). Çift yönlü varyans analizi sonuçlarına göre fiber tipleri ve substrat tipleri arasında önemli farklılık belirlenmiştir ($p<0.05$). Makaslama dayanımı testi sonrası örnek yüzeylerinin SEM mikrograflarında Construct ve EverStick C&B fiberlerde fiber matriks ayrılması gözlenmemiştir. Stick fibere ait SEM görüntülerinde hava kabarcıkları izlenmiştir. Diş-restorasyon ara yüzünde fiber kullanımı başarısızlık tipinde değişiklik oluşturmuştur.

Sonuç olarak, fiberlerin bağlantıyı bozacak kuvvetleri geniş bir alana yayarak azaltmaları nedeniyle, fiberle güçlendirme kompozitin diş yapısına olan makaslama bağlanma dayanımı değerleri ve başarısızlık tipi üzerinde pozitif bir etki oluşturabilir.

Anahtar kelimeler: Fiberle güçlendirilmiş kompozit, makaslama bağlanma dayanımı, SEM, mine, dentin

SUMMARY

Evaluation of bond strengths of different fiber reinforced composites to enamel and dentine with shear bond test method and scanning electron microscopy (SEM) observations

Adhesion between the tooth structure and the restorative material is one of the most important factors determining the success of a restoration. With recent advancements in fiber reinforced composite (FRC) and adhesive technology, it is possible to create highly aesthetic restorations that are bonded directly to the tooth structure.

This study was designed to investigate the influence of different FRCs on the shear bond strength of the composite resin to enamel/dentin, to determine failure type and to examine the fiber matrix adhesion by using SEM (Scanning Electron Microscopy)

One hundred human non-carious upper central incisors were used in this study. Vestibular enamel and dentin surfaces were flattened with 600 grit sandpaper for 60 s to produce a standard smear layer. After grinding, the bonding sites on each substrate surface were treated with a self-etch adhesive (Clearfil Protect Bond) according to the manufacturers' recommendations. Fifty dentin and enamel specimens were randomly assigned to five groups (n=10). In the enamel control and dentin control groups, a particulate composite without fiber reinforcement (Grandio) was applied using a polyethylene mould. The fiber-reinforced composites test specimens were made of four commercially available fiber products of two

polyethylene (Ribbond THM, Construct), two glass fiber (EverStick C&B, Stick) and one nanohybrid composite (Grandio). Shear bond strengths (SBS) were determined using a Universal testing machine at a crosshead speed of 0.5mm/per minute. The failure patterns of the debonded specimens were evaluated and classified into three categories: Adhesive, cohesive, mixed. SEM was employed to assess the fiber resin interface of the representative samples. Data on shear bond strength were analyzed using ANOVA and Duncan's test ($\alpha=0.05$).

The one-way ANOVA results revealed statistically significant differences between the shear bond strength of the experimental and control groups. Two-way ANOVA analysis of the experimental groups demonstrated statistically significant differences in shear bond strength between different fiber types and different substrates ($p<0.05$). A typical SEM micrograph of the surface of the fractured specimens after the shear bond test demonstrated no evidence of debonding between the fiber and the matrix in the Construct and EverStick C&B fibers. SEM analysis revealed that the Stick fiber reinforcement contained some air voids in the final FRC structure. FRC usage at the interface caused change failure pattern.

In conclusion, because fibers can transfer debonding forces to a wider surface area and reduce stress, fiber reinforcement may have positive effects on the shear bond strength and failure pattern of the composite to the tooth structure.

Key words: Fiber-reinforced composite, shear bond strength, SEM, enamel, dentin

GİRİŞ ve AMAÇ

Bounacore¹ tarafından 1955'te asitlemenin diş hekimliğine sunulmasından günümüze kadar geçen süreçte mine ve dentine etkili bağlanma sağlayacak materyal arayışları devam etmektedir. Diş yapısına adeziv bağlanan estetik restoratif materyaller arasında ön planda olan kompozit rezinler, seramik ve metallerle kıyaslandığında düşük elastiki modulusları sayesinde diş üzerine gelen streslerin daha iyi iletimini ve dağılımını sağlarlar.^{2,3} Ayrıca marjinal renklenmeye, tekrarlayan çürüklere, post operatif hassasiyete ve pulpal patoloji gelişimine neden olan mikrosızıntıyı da azaltırlar.³⁻⁶ Asitlenmiş diş yüzeylerine kompozit rezinin mikromekanik retansiyonu; sağlıklı diş dokularının korunması, minimal invaziv yaklaşım ve geri dönüşümlü tedavi imkanı sağlamaktadır.⁷ Kompozit rezinlerin tüm bu avantajlarına rağmen yetersiz mekanik özelliklerini geliştirmek ve dental dokulara daha etkili bağlanmalarını sağlamak yönünde çalışmalar devam etmektedir.

Fiberlerin diş hekimliği alanına girmesiyle fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezinlerin kullanım yelpazesi de oldukça genişlemiştir. Adeziv sabit köprülerin yapımında⁸, kırılmış dişlerin restore edilmesinde⁹, zayıflamış diş yapısının desteklenmesinde¹⁰, periodontal splintlemelerde¹¹, kavite içerisinde fiber insert olarak¹², yer tutucularda¹³, endodontik post/korlarda¹⁴, travma stabilizasyonunda¹⁵ fiberlerin kullanımı söz konusu olmuştur. Fiberle güçlendirilmiş kompozit teknolojisi çok gelişmiş olmasına rağmen bu materyallerin dental kullanımlarıyla ilgili gelişimsel süreçleri hala devam etmektedir.¹⁶ Özellikle fiber destekli adeziv köprülerin diş yapısına olan bağlanma sorunu tam olarak çözümlenmemiştir. Kompozit rezin /diş ara yüzündeki

bağlanma başarısızlığı bu yüzeyde artan stres birikimine bağlı olarak ortaya çıkar. Artmış bağlanma dayanımı biriken stres konsantrasyonunun ortadan kaldırılması ya da azaltılması anlamına gelmektedir. Diş restorasyon ara yüzündeki stresi fiberler boyunca dağıtarak azaltmak; böylece bağlanma dayanımını arttırmak amacıyla fiberlerin kullanılması alternatif olarak gösterilmektedir.^{17,18}

Restoratif materyallerin klinik başarısı materyalin mekanik özellikleri kadar diş yapısına olan adezyonu ile yakından ilgilidir.¹⁹ Bağlanma dayanımını belirlemek için yapılan in vitro testler uzun süren ve maliyeti yüksek klinik çalışmalar öncesinde bağlanmanın etkinliğini hakkında ön fikir vermesi amacıyla tercih edilirler. Yeni geliştirilen materyallerin mine ve dentine bağlanma dayanımlarını ölçmek için in vitro tensile (gerilme), microtensile (microgerilme), shear bond (makaslama) testleri gibi test metodları kullanılmaktadır.^{9,20,21}

Bu çalışmanın amacı farklı fiberlerle güçlendirilmiş kompozit rezinin mine ve dentine bağlanma dayanımlarının ölçülmesi, makaslama testi sonrası başarısızlık tiplerinin belirlenmesi ve kırılma yüzeylerinin taramalı elektron mikroskopuyla değerlendirilmesidir.

GENEL BİLGİLER

ADEZYON

Adezyon, tek bir ara yüzde katı veya sıvı bir materyalin bir başka materyalle etkileşim işlemidir. Genellikle dental adezyon terimi dentinal bonding olarak geçmektedir.²² Birbiriyle temasta olan materyallerin ayırıcı kuvvetlere karşı direnç gösteren bağlantısı olarak da tanımlanabilir. Yakın temastaki iki materyalden birinin molekülleri diğerine doğru çekilmekte ve bağlanmaktadır. Bu çekim materyalin yüzey enerjisiyle ilişkilidir. Materyal yüzeyindeki atomlar her yöne doğru farklı çekim kuvvetlerine maruz kaldıklarından materyal içindeki atomlara oranla enerjileri yüksektir. Yüzeyde oluşan bu enerji katılarda yüzey enerjisi, sıvılarda yüzey gerilimi diye ifade edilir. Çekim kuvvetleri birbirinden farklı moleküller arasında gerçekleştiğinde adezyon, benzer moleküller arasında olduğunda kohezyon olarak adlandırılır. Adezyonu sağlamak için eklenen materyal adeziv; adezivin uygulandığı materyal ise aderent olarak tanımlanır.^{23,24}

Adezyon 3 farklı mekanizmayla elde edilir;²²⁻²⁴

-Fiziksel adezyon (difüzyon); kimyasal yapıları farklı, düz yüzeyler arasında gerçekleşen nispeten zayıf adezyon tipidir. Wan der Walls ya da diğer elektrostatik etkileşimleri kapsar.

-Kimyasal adezyon; adeziv ve aderent yüzeyinde atom alışverişine dayalı bağlanma şeklidir. Materyaller sıklıkla birbirinden farklı olduğundan bağlanma sınırlıdır. Toplam bağlanma dayanımına katkısı düşüktür.

-**Mekanik adezyon**; ara yüzeyde andırkat, girinti ve çıkıntılar olmasını gerektiren adezyon çeşididir. Bu adezyon çeşidinde geometrik ve reolojik faktörler bağlanmada rol alır. Dental adezyon primer olarak mekanik bağlanmadır, kimyasal bağlanma adezyona yardımcı unsur olarak görev yapar. Adeziv ve aderent yüzey arasında mekanik pürüzlülük 10µm'den azsa *mikromekanik bağlanma* diye adlandırılır. Mikromekanik bağlanma ani kuvvetlere karşı dayanıklılık sağlarken, kimyasal etkileşim adezyonun kalıcılığı ve devamlılığına katkıda bulunur.

İdeal bir adezyon elde etmek için adezivin yüzey gerilimi, aderentin serbest yüzey enerjisine eşit ya da daha az olmalı, aderentin ıslanabilirliği yüksek olmalı (adezivin ıslatılabilirliği yüksek olmalı), adezivin temas açısı küçük olmalı, yüzey temiz olmalıdır.^{22,25} Yüzey ıslatılabilirliği kontak açısı (hedef yüzeyle adeziv arasında oluşan açı) ile tanımlanır. Şayet adeziv yüzeye tamamen yayılırsa kontak açısı '0' olur ve adezivin yüzeyi tamamen ıslattığı söylenir.²⁶

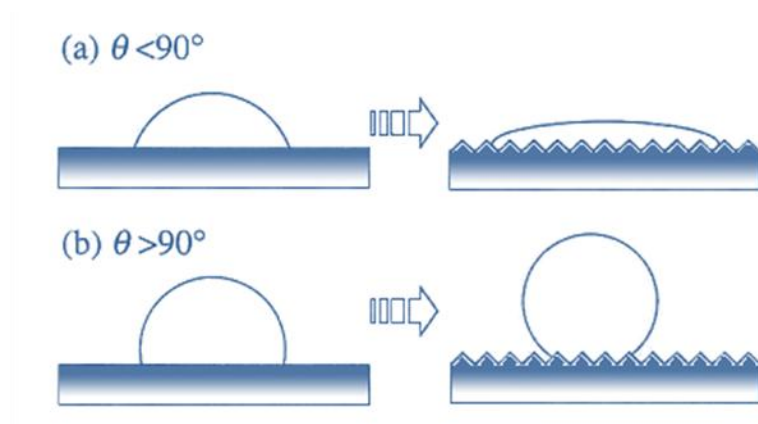
Yüzey temiz olması da adezyonun ideal oluşundaki önemli faktörlerdendir. Temiz yüzeyin enerjisi yüksektir, fakat yüzeyi hava nem ve toz nedeniyle oluşan kontaminasyondan korumak zordur. Temiz yüzey toz partiküllerini hızla absorbe etme özelliğine sahiptir. Yüzey kontaminasyonu yüzey enerjisini düşürerek temas açısını arttırmaktadır. Buna bağlı olarak kontamine olmuş yüzeyde adezyon zayıf olur.^{22,24,26}

Ayrıca dişlerin morfolojik ve kimyasal kompozisyonundaki çeşitlilik de adezyonu etkileyen faktörler arasındadır.²⁷

Yüzeyin pürüzlülüğü de adezyonu etkileyen faktörlerdendir. Yüzey pürüzlülüğü ve ıslatılabilirlik arasında *Wenzel eşitliği* ile tanımlanan bir ilişki vardır.²⁴

$$r \text{ (roughness)} = \frac{\cos \theta 1}{\cos \theta 2} = \frac{\text{Düz yüzeyin kontak açısı}}{\text{Pürüzlü yüzeyin kontak açısı}}$$

Bu eşitliğe göre kontak açısı 90° 'dan daha az ise ıslatılabilirlik yüzey pürüzlülüğü ile artarken kontak açısı 90° 'dan fazla olduğu durumlarda ıslatılabilirlik yüzey pürüzlülüğü ile azalır (Şekil 1).



Şekil 1: Kontak açısı 90° 'den küçük (a) ve 90° 'den büyük (b) pürüzlü yüzeylerin ıslatılabilirliği

Adeziv restoratif materyallerin diş yüzeyine bağlanması dişin inorganik kısmı ile sentetik rezinin yer değiştirmesi sonucu oluşmaktadır. İlk olarak mine ve dentin yüzeyinin asitle pürüzlendirilmesiyle kalsiyum fosfat iyonlarının uzaklaştırılması ve bu aşamanın ardından '*hibridizasyon*' olarak adlandırılan mikro düzeyde oluşan pürüzlü yüzeye rezinin infiltrasyonu ve polimerizasyonu sonucu bağlanma gerçekleşir.^{5,28}

Mine Dokusunun Özellikleri ve Mineye Adezyon

Minenin yapısını hacimsel olarak % 11 su, % 2 nonkollojenöz protein, % 87 hidroksiapatit kristalleri oluşturur.²² Hidroksiapatit kristalleri içeren mineral kısım ince

bir tabaka (0,03-0,2 µm) su tarafından kuşatılmıştır. Minenin dış yüzeyi aprizmatik (30 µm) mineyle kaplıdır. Aprizmatik mine dışında kalan ana bileşeni oluşturan prizmatik minede kristaller yoğun şekilde gruplanmış ve üç boyutlu dizilmişlerdir. Çapı yaklaşık 5 µm olan uzun prizmalar mine dentin bileşiminin yakınlarından mine dış yüzeyine kadar uzanırlar. Sağlam minede ağırlıkça % 4 oranında bulunan su her bir hidroksiapatitin çevresinde ya da prizmalar arası boşluklarda bulunur. Dış sürdükten sonra mineyi demineralizasyona dirençli kılan mine maturasyonu oluşur. Maturasyon önceden suyla dolu olan interprizmatik boşluklara oral sıvılardan mineral birikimiyle gerçekleşir. Tüm sert dokular ile temasta oldukları çevre dokular arasında sürekli iyon alışverişi gerçekleşir. Mine dokusunun oral sıvı ile olan iyon alış veriş; yaşa, diyet ve tükürük bileşimine bağlı olarak diğer sert dokulardan farklıdır.²⁹

Bounacore¹ 1955'te % 85' lik fosforik asit solüsyonu ile pürüzlendirdiği mineye akrilik rezinin bağlandığını ve 1070 saatlik suda bekletme sonucu ayrılma olduğunu gözlemlemiştir. Yaklaşık 10 yıl sonra Bis-GMA bazlı adeziv sistemler ve kompozit rezinler geliştirilmiştir. İlk klinik kullanımları pit ve fissür örtücü olarak literatürlerde rapor edilmiştir.^{29,30} Mineye bağlanmayla ilgili önemli gelişmeler 20 ve 21. yüzyılda gerçekleşmiştir. Seramik venerlerin asitlenmiş mineye bağlanması, kompozit restoratif materyaller kullanılarak diastemaların kapatılması, fissür örtücülerin uygulanması, Sınıf V restorasyonların bizotajlanmış mineye doğru uzatılması, ortodontik braketlerin yapıştırılmasında klinik başarı açısından mineye adezyon çok önemlidir.³¹

Mineye bağlanma, temel olarak düşük viskoziteli rezinin mikroporoziteler içerisine mikromekanik olarak tutunmasıdır. Minede asitleme sonucu 25-75 µm'lik poroziteler oluşturulur. Yaklaşık 10µm'lik mine yüzeyi uzaklaştırılır. 5-50µm kalınlığında pürüzlü bir tabaka oluşur, yüzey alanı 2000 kez artırılır ve mine yüzeyinin

ıslanabilirliği artar.^{1,32,33} Asitleme sonucu serbest yüzey enerjisi iki katına çıkar (72dyn/cm²). Bu sayede düşük viskoziteli rezin mikroporoziteler içerisine çekilir. Yeterli polimerizasyondan sonra uzun ömürlü bağlanma sağlayan, dokuyla mikromekanik olarak kilitlenen rezin taglar, asitlenen minedeki mikroporoziteler içinde şekillenir.^{29,33} Rezin-mine bağlantısının gücü asitlenmiş mine yüzeyinde gözlenen rezin uzantılarının (mikro ve makrotag) çaplarının toplam alanına bağlıdır. Tagların boylarının uzun olması çaplarının toplam alanını arttırmadığından mine rezin bağlantısını da arttırmamaktadır.³³

Mine yüzeyinde asitleme sonucu 3 tip değişiklik gözlenmektedir; Tip 1’de mine prizmalarının gövdeleri, Tip 2’de prizmaların çeperleri erimektedir. Tip 3’de ise belirgin bir prizma yapısı fark edilemeyecek şekilde erime olmaktadır. Klinikte asitleme yapıldığında hangi tip görünümün oluşacağı tahmin edilememektedir. Minenin kimyasal yapısı, florür içeriği, prizmalı ya da prizmasız oluşu, dişin süt diş ya da daimi diş oluşu bu görünümü etkileyen faktörlerdendir.^{29,33}

Fosforik asit asitlemede yaygın olarak kullanılan asittir. Bounacoure¹ % 85’lik asit kullanmasına rağmen 20-50’lik fosforik asitin minede en iyi bağlanmayı oluşturan yeterli rezin penetrasyonu sağladığı yapılan çalışmalarla gösterilmiştir.^{27,34,35} Uzun yıllar minenin asitleme süresi 60 sn olarak uygulanmıştır. Daha sonraları 15sn’lik asit uygulamasının minede 60 sn’lik asit uygulamasına benzer morfolojik penetrasyonu oluşturduğu ve mikrosızıntı skorları açısından farklılık gözlenmediği tespit edilmiştir.^{27,35}

Asitleyici ajanın uygulanma şekline (aktif ovalama ve tekrarlayan uygulama) ve tipine göre (jel ya da sıvı) minenin asitten etkilenmesi değişmektedir. Asitleme

zamanının doğru şekilde (en az 15 sn) uygulanması ve yıkamayla asitle birlikte çözülmüş kalsiyum fosfatın uzaklaştırılması (yıkama-15-20sn) asitlemede temel aşamalardır. Kurutma sonrasında yüzeyin nem, kan ve tükürük gibi kontaminasyonlardan korunması da adezyonun sağlanması açısından önemlidir.^{24,26}

Araştırmacılar tarafından önceleri rezin restoratif materyallerin asitlenmiş mineye bağlanma dayanımını 13-21 MPa olarak belirtilmiştir.^{36,37} Modern adeziv sistemlerde bağlanma dayanımı ise 30-32 MPa olarak belirtilmekte ve yeni geliştirilen adeziv teknolojiler sayesinde bunun artırılması yönünde çalışmalar sürdürülmektedir.^{3,27,38}

Dentin Dokusunun Özellikleri ve Dentine Adezyon

Dentinin yapısını hacimsel olarak % 21 su, % 5 nonkollojenöz protein, % 27 kollojen, % 47 hidroksiapatit kristalleri oluşturur.²³ Dentin dokusu pulpadan mine-dentin sınırına kadar uzanan bir dizi içi sıvı dolu kanal ve tübüllerden oluşması nedeniyle pulpa kompleksinin bir parçası olarak da düşünülebilir. Odontoblastik süreçler pulpadan tübül içinde belli oranda seyrederek plazmaya benzer özellikte olan tübül sıvısı intrapulpal basınç (25-30mmHg) nedeniyle pulpadan dışarı doğru akmaya eğilimlidir.³⁹

Dentin dokusu dişten dişe, hastadan hastaya hatta aynı dişin farklı bölge ve derinliklerinde bile değişkenlik gösteren mineye kıyasla daha kompleks bir dokudur. Yüksek su ve organik içeriği mineden farklıdır. Yüzeysel dentin derin dentine oranla daha mineralizedir ve daha az su içerir.²⁷ Pulpal kısımda mm²'ye düşen tübül sayısı 45.000 iken; mine dentin sınırında bu sayı 19.000 olarak gözlenmektedir. Tüm bu nedenlere bağlı olarak dentinde derine doğru inildikçe bağlanma daha zorlaşmaktadır.⁴⁰

Sklerotik dentinde túbüllerin içi ve etrafı hipermineralize durumda ve asite dirençlidir. Bu nedenle oluşan rezin taglar genellikle kısa ve kúnttürler.³³ Dentinin kendisi, dişin yaşı boyutu, açık túbüllerin sayısı ve yüzey işlemleri de bağlanmada önemlidir.⁴¹

Adeziv sistemle dentin arasında kimyasal reaksiyonlar da oluşmasına rağmen esas bağlanma minede olduğu gibi asitlenmiş dentin içerisine rezin monomerlerin penetrasyonu sonucu mikromekanik kilitlemeyle sağlanır.³⁷ Dentinin asitle pürüzlendirilmesinin nedeni, mikromekanik tutuculuğun rezin dentin bağlantısındaki en önemli mekanizma olmasıdır.^{42,43}

Mineye bağlanma asitleme sonucu istenilen düzeyde elde edilmesine rağmen dentine bağlanma odontoblastik süreçle kısmen dolu ıslak tubuler yapısı, geçirgenlik özellikleri, organik kompozisyonu ve dinamik bir yapıya sahip oluşu nedeniyle daha zor sağlanır.^{37,44} Dentinin dinamik ve değişken yapıda olması tüm rezin bazlı adezivlerde oluşabilen mikrosızıntı ve bağlanma başarısızlıklarında önemli bir faktördür.⁴⁴

Diş dokusu frez ya da diğer aletlerle uzaklaştırıldığında, yüzey üzerinde artık organik ve inorganik bileşenlerin oluşturduğu 0,5-2,0 µm kalınlığındaki tabaka *smear tabakası* diye isimlendirilir. Smear tabakası dentin túbüllerini tıkar, bir difüzyon bariyeri gibi davranarak dentin geçirgenliğini % 86 oranında azaltır. Bakteri, kan hücreleri tükürük ve denatüre kollojen içeren bu tabaka enfektendir. Yıkama ve ovalamayla ortadan kaldırılamaz.^{33,44} Yüzey biofilm formasyonu–smear tabakası–dentin ve adeziv sistem arasındaki bağlanmanın zor oluşunda bir etkidir. Smear tabakasının sınırlı dayanıklılığına bağlı olarak dentine bağlanma dayanımını arttırmak için smear tabakasının uzaklaştırıcı ya da dentin matriksi boyunca smear tabakasını modifiye eden bonding ajanlar geliştirilmiştir.⁴⁵

İlk defa 1982'de Nakabayashi ve ark.⁴⁶ tarafından tanımlanan, kolojen fibriller, polimerize adeziv rezin, monomer ve residüel hidroksiapatit kristallerinden oluşan ara tabaka *hibrit tabaka* (rezin dentin interdifüzyon tabakası) diye adlandırılır.⁴⁷ Polimerizasyon büzülmesi ve çiğneme kuvvetlerine karşı dayanmayı, kuvvetleri absorbe etmeyi ve oluşan stresleri dağıtmayı hedefleyen bu tabaka, dentine ideal bir bağlantı elde edilmesinde gereklidir.³³

Hibrit tabakanın uzun ömürlülüğünde oklüzal çiğneme kuvvetleri, kontraksiyon-ekspansiyon kuvvetleri gibi fiziksel faktörler; dentin sıvısı, tükürük, içecek ve yiyeceklerdeki asidik kimyasal ajanlar, bakteriyel ürünler gibi kimyasal faktörler etkili olur. Bağlanma dayanımı hibrit tabakanın morfolojik yapısı ve kalınlığından çok kalitesine yani dentin substratının uygun şekilde rezinle doyurulmasına bağlıdır.⁴⁷

Bağlanma ara yüzeyinde oluşan bir kopmanın klinik etkileri kopmanın olduğu yere bağlı olarak değişmektedir. Eğer kopma kompozitle adeziv arasında olursa dentin örtülmesi bozulmadığından klinik etkileri çok az olacaktır. Benzer şekilde hibrit tabakanın üstü ve adeziv arasında oluşan bir kopmada dentin yine örtülü kalacaktır. Eğer ayrılma hibridize smear ve altındaki rezinin infiltre dentin arasında olduğu gibi hibrit tabaka içerisinde olursa dentin yine örtülü kalacaktır. Ancak ayrılma hibrit tabakanın tabanı ile dentin arasında olursa dentinin örtülmesi bozulacak ve dentin hassasiyeti, bakteriyel invazyon, pulpa iritasyonu ve demineralizasyon riski oluşacaktır.³³

1970'lerin sonunda minede asitleme sonucu elde edilen bağlanmanın dentin/restorasyon ara yüzeyinde de aynı tekniklerle sağlanıp sağlanamayacağı sorgulanmış ve bu amaçla fosforik asit dentin üzerinde denenerak dentin adezivlerinin

temeli atılmıştır. 1987'de Fusayama⁴⁸ total etch tekniğini ve eş zamanlı asitlemeyi diş hekimliğine sunmuştur. Total etch terimi mine ve dentin dokusunun birlikte farklı sürelerde pürüzlendirilmesini ifade etmektedir.

Mine dentin bonding sistemleri temel olarak 3 aşamayı içerir.³²

-Asit formunda bir *conditioner* (yüzey düzenleyici) (fosforik asit, maleik asit, EDTA)

-Uygun çözücü içerisinde bifonksiyonel/amfifil (hem hidrofobik hem de hidrofilik özelliğe sahip molekül) formda bir *primer*

-Bis-GMA ve HEMA karışımından oluşan bir sealar veya *bonding ajan*

İlk basamak olan *conditioner (yüzey düzenleyici-asit)*, dentin hidroksiapatiti ve mine yüzeyini demineralize eder, smear tabakasını modifiye eder ya da uzaklaştırır. Asit uygulaması smear tabakasını ve smear tıkaçlarını ortadan kaldırarak dentini 3-5 µm derinlikte dekalsifiye eder. Demineralizasyon derecesi uygulanan asitin konsantrasyonuna, etki süresine ve türüne göre değişir. Peritübüler dentinde oluşan demineralizasyon sonucu tübül ağzları huni şeklinde açılır, böylece dentinin geçirgenliği artar. Minerallerin çözünmesi sonucu kollojen fibriller açığa çıkar ve intertübüler dentinin mikroporozitesi artar. Rezinin inter-intratübüler penetrasyonu kolaylaşır. Yapılan aşırı kurutma hidroksiapatiti kaybeden kollojen fibrillerin büzülmesine neden olur. Aşırı nem ise primeri sulandırır ve etkisinin azalmasına neden olur. Asit uygulaması sonucu açığa çıkan yüksek protein içeriği dentinin yüzey geriliminin 44,8 dyn/cm²'den 29,48 dyn/cm²'ye düşmesine, dolayısıyla yüzeyin ıslatılabilirliğinin azalmasına neden olurlar.^{32,43}

İkinci basamak; su, aseton ve etanol gibi organik çözücülerde çözülmüş hidrofilik monomer içeren **primer**, demineralize dentin ve mineye penetre olur. Amfifilik özelliği sayesinde hidrofobik yapıdaki rezin kompozite ve hidrofilik dentin yüzeyine bağlanır.³² Primer'in görevi dentinin asitlenmesi ve demineralize olmasıyla oluşan poroziteleri örtmek ve demineralize dentini tekrar nemlendirerek kollojen ağının çökmesini önlemektir.³³ Uygulanan primer demineralize dentinin asitleme sonucu düşmüş olan kritik yüzey gerilimini arttırır. Primerler kısaca kimyasal yapıları bakımından birbirinden farklı olan dentinle rezini birbirlerine uyumlu hale getirirler.⁴³

Üçüncü basamak; **sealar** ya da **bonding**; primerin hidrofobik kısmına bağlanarak hibrit tabaka oluşumunda rol oynar.³² Adezivlerin kullanım amacı, asitlemeyle oluşan kollojendeki nano boşlukları doldurmak ve dentin tubullerine girerek rezin tagların oluşumunu ve hibrit tabakanın stabilize edilmesini sağlamaktır.⁴⁶

Modern mine-dentin bonding sistemleri şu şekilde sınıflandırılabilir:^{32,43}

-3 aşamalı (asit - primer -adhesive) ve 2 aşamalı (one bottle system) **etch-rinse** (total etch) sistemler

-2 aşamalı (asidik monomer ilave edilmiş hidrofilik primer) ve tek aşamalı **self etch** sistemler (all in one) Bu sistemlerde asidik primerin yıkama işlemi yoktur.

-cam ionomer adezivler

Cam iyonomer adezivler: Yüzey işlemine gerek duyulmaksızın diş dokusuna kendiliğinden tutunabilen tek materyaldir. Polialkenoik asit kondisyonerler bağlanmayı arttırır. Dentine adezyon mekanizması mikromekanik ve kimyasal olduğu

düşünülmektedir. Polialkenoik asitin karboksil gruplarının kollojen fibrillerle, kalan hidroksiapatitlerin kalsiyumlarıyla etkileşimi sonucu kimyasal bağlanma elde edilir.

Bir dentin bonding ajanından beklenen temel özellik; restorasyon ve diş yapısı arasında devamlılık oluşturan ve polimerizasyon büzülmesiyle oluşan kuvvetlere karşı dirençli bir hibrit tabaka oluşturmaktır.⁴⁹ Yaklaşık 17-20 MPa'lık bağlanma direnci polimerizasyon esnasında ortaya çıkan büzülme kuvvetlerine karşı direnebilmektedir. Bonding ajanlarla diş ve restoratif materyal arasındaki bağlantı polimerizasyon büzülmesi dışında iki grup kuvvet tarafından etkilenir. Birinci grup kuvvetler yeme, içme, çiğneme esnasındaki termal ve mekanik stresler, ikinci grup ise oral kavitenin değişken fiziksel, kimyasal ve biyolojik şartlarının oluşturduğu kuvvetlerdir.^{47,50}

Kompozit Rezinler

Kompozitlerin yapısı fiziksel, kimyasal ve mekanik özellikleri üzerinde etkili olmaktadır. Temel olarak dental kompozitler kimyasal yapıları farklı 3 komponentten oluşmuştur; organik matriks (organik faz), doldurucu (inorganik faz) ve bağlayıcı ajan (organosilan). Bağlayıcı ajanın bir ucunda Silisyum oksit (SiO_2) ile iyonik bağlanan silan grupları, diğer ucunda rezinle kovalent bağlanan metakrilat grupları bulunur.⁵¹ Silanlar en fazla silika ile uyumlu oldukları için hemen hemen tüm kompozitlerde doldurucu olarak silika bulunmaktadır.²² Modern kompozit rezinlerde silika partiküllerinin yüzeyi silan bağlama ajanlarıyla önceden kaplanmıştır. Silan bağlanma ajanları rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirdiği gibi rezin-partikül arayüzü boyunca suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlamakta rezin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltmaktadırlar.²⁵

Kompozit rezinler organik matriksin yapısına göre 2 gruba ayrılır.

Metil metakrilat esaslı olanlar: Metakrilat, suda erimeyen visköz bir maddedir. Mikromolekül yapısına sahiptirler. Şeffaftırlar, boya ilavesiyle renklendirilebilirler. X ışınını geçirirler. Yapıları serttir, çekmeye ve bükülmeye karşı dirençlidirler. Polimetil metakrilatlar 600 kg/cm^2 lik kuvvete dayanım gösterirler.⁵²

Bis-GMA esaslı olanlar: Bis-GMA bir peroksit katalizör ve amin akseleratör kullanımı ile ilave polimerizasyon yapabilen ve iki tane reaktif çift bağa sahip, hemen hemen renksiz visköz bir sıvıdır.⁵² Bisfenol A ile glisidil metakrilatın birleşmesi sonucu oluşan bisglisidil metakrilattır. Son yıllarda iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan üretan dimetakrilat (UDMA) polimer matriks olarak kullanılmıştır. Bis-GMA ve UDMA oligomerlerinin viskozitesi çok yüksektir, bunu azaltmak için TEGDMA (Trietilen Glikol Dimetakrilat) matrikse ilave edilmiştir.²⁵

Doldurucu partiküller organik faza fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla ilave edilirler. Doldurucu partiküller termal ekspansiyon katsayısını düşürürler, polimerizasyon büzülmesini azaltırlar, radyo opasite sağlarlar, estetik ve işlenebilirlik gibi özellikler kazandırırılar.⁵¹ Doldurucu partikül yüzeyleri ile monomer arasındaki sürtünme akışkanlığı etkileyen temel faktördür. Doldurucu yüzey alanı arttıkça akışkanlık azalır. Doldurucu olarak en yaygın şekilde, silikon dioksit (silika), bor silikat, lityum alüminyum silikat kullanılır. Bunlar dışında kuartz ve radyoopasite özelliği de taşıyan baryum, stronsiyum, çinko, alüminyum ve zirkonyum doldurucular da kullanılmaktadır.^{22,25,51} Doldurucu partiküller farklı kimyasal kompozisyonlarda, morfolojik özelliklerde ve boyutlarda üretilirler. Resin kompozitler içerdikleri

doldurucuya göre makrofil, mikrofil, hibrid olarak 3 ana gruba ayrılmaktadır (Tablo 1).^{32,52}

Tablo 1: İçerdikleri doldurucu tipi ve boyutuna göre kompozit sınıflandırması

Kompozit tipi	Doldurucu boyutu (µm)	Doldurucu
Makrofil	10-40	Kuartz veya cam
Mikrofil	0.01-0.1	Kolloidal silika
Hibrid	15-20 ve 0.01-0.05	Cam ve koloidal silika
Modern hibrid	0.5-1 ve 0.01-0.05	Cam, zirkonyum, koloidal silika
Nanofiller	< 0.01(10nm)	Silika veya zirkonyum

Kompozit rezinler ayrıca bu partiküllerin ağırlık veya hacimsel yüzdelerine, polimer matrikse ekleniş biçimlerine, polimerizasyon yöntemlerine ve viskozitelerine göre çeşitli şekillerde sınıflandırılabilir. Fiberle güçlendirilmiş kompozitleri içine alan bir sınıflandırma da şöyle yapılmaktadır.⁵¹

- Yoğunlaştırılmış (Densified) kompozitler
- Mikropartiküllü (Microfine) kompozitler
- Karışık (Miscellaneous) kompozitler
- Geleneksel (Traditional) kompozitler
- Fiberle Güçlendirilmiş (Fiber-Reinforced) kompozitler.

Fiberle Güçlendirilmiş Kompozitler (Fiber-Reinforced Composites)

Klinik gözlemler çiğneme kuvvetlerine maruz kalan restorasyonların iç yüzeyinde prematür fraktüre sebep olacak düzeyde yüksek gerilme streslerine maruz kaldıklarını doğrulamaktadır. Kompozitlerin estetik özellikleri ve iyi bağlanma özellikleri bulunmasına rağmen mekanik özelliklerindeki yetersizlik klinik başarısızlıklara neden olmaktadır.⁵³ Kompozit rezinlerin içeriğinin geliştirilmesine ve doldurucu ilavesine rağmen istenilen mekanik özellikler elde edilememiştir. Geleneksel doldurucu ilaveli sistemler metallerle kıyaslandığında hala kırılma dirençleri düşüktür.^{16,54} Klinisyenler sıklıkla kompozit materyallerin kırılma direnciyle ilgili olarak şikâyetçidirler. Bu istenmeyen durumların önlenmesi için bir alt yapı tarafından desteklenmeleri gereklidir. Bu amaçla son yıllarda cam, aramid (Kevlar), karbon/grafit ve yüksek moleküler ağırlıklı polietilen gibi çeşitli fiberler kullanılarak kompozit rezinleri güçlendirme teknikleri geliştirilmekte ve klinik kullanıma sunulmaktadır.^{16,53-55} FGK (fiberle güçlendirilmiş kompozitler)'lar fiberler sayesinde stres dağılımını başarılı şekilde sağlayan restoratif seçeneklerdendir.

FGK'ların Tarihsel Gelişimi

Diş hekimliğinde fiberle güçlendirmeye ilgili ilk girişimler 35 yıl öncesine dayanır. 1960 ve 1970'lerde araştırmacılar polimetil metakrilat protezleri cam ve karbon fiberlerle kuvvetlendirmeye çalışmışlardır. 1980'lerde ise benzer girişimler devam etmiştir. Bu girişimler implantlar, sabit protetik restorasyonlar, ortodontik tutucular ve splintlerin fiberle kuvvetlendirilmesine yönelik olmuştur. Bu teknikler mekanik özellikleri iyileştirirken materyallerin uygun olmayan klinik manüplasyon prosedürleri

ve uygulanabilirliklerinin yetersiz oluşundan dolayı genel klinik kabul edilebilirlikleri yetersiz kalmıştır.^{53,56}

Serbest (dağınmık) fiberlerin kullanılması zordur ve kontaminasyondan ve diğer hasarlardan korunmaları dikkat gerektirir. Rezinlere fiberlerin ilave edilmesi mekanik özellikleri iyileştirir. Ancak bu iyileştirmenin derecesi diğer ticari uygulamalardan çok düşüktür. Bunun iki sebebi vardır. Birincisi dental rezinlerde kullanılan fiberin miktarı (hacimsel olarak %15'ten daha az) düşüktür. Endüstriyel ürünler % 50, hatta 70'e kadar fiber içerir. İkincisi fiber demetlerinin resin tarafından yetersiz ıslatılması fiberle resin arasında yetersiz bağlanmaya ve gap oluşumuna sebep olduğundan fiberle güçlendirme teorik olarak belirtilen değerlerin altında kalmıştır. Test esnasında bağlanmadaki başarısızlık fiber-matriks arasında değil matriks içinde oluşmaktaydı.⁵⁶

1980'lerin sonlarında dental araştırmacılar etkili bağlanmanın ve resin tarafından tamamen doyurulmanın önemini kavradılar ve dişhekimliği için uygun metodlar geliştirmeye başladılar. Bu süre içinde iki yaklaşım gelişti. İlki dişhekimini ya da teknisyenin düşük viskoziteli rezini fiber demetlerine el ile uygulanmasını içermektedir. Bu işlem komple bir ıslanma sağlarken teknik hassasiyeti de arttırmaktadır. Diğer yaklaşım ise fiber demetlerinin üretim esnasında kontrollü ön doyurulmasını içerir. Pek çok farklı üretim metodlarının var olmasına karşın genellikle rezini fiber demetleri içine iten bir sarmal yoldan fiber demetlerinin çekilmesi şeklinde uygulanmaktadır.⁵⁶

FGK'lar dental literatüre 1960'ların başından beri girmesine rağmen son yıllarda ticari ürün çeşitliliğindeki artışa bağlı olarak bu ürünlerle ilgili çalışmaların sayısı da artmaktadır. Önceki makaleler bu materyallerin klinik özelliklerini tanımlama ya da

mekanik özelliklerini geliştirmeye yönelik iken, son yıllarda bükülme ve darbe dayanımını geliştirmek için fiber içeriği, fiber-rezin matris bağlanması, fiberlerin doyurulması ile ilgili çalışmalara doğru kaymıştır.^{10,13,16,17,49,54} Ancak FGK'ların karakteristiği, polimerizasyon kinetiği ve fiberin yerleştirilmesi ile ilgili eksikliklerin tamamlanması açısından farklı çalışmalara ihtiyaç vardır.¹⁶

FGK Sistemlerin Yapısı ve Diş Hekimliğinde Kullanımı

Kısa bir klinik uygulama geçmişi olan bu yeni biomateriyal grubu, fiberle güçlendirilmiş bir alt yapının restoratif kompozitlerle kaplanmasıyla oluşturulmuş sistemlerdir.⁵⁶ Çoğu dental uygulamada anatomik kontur ve estetiği sağlamak amacıyla restoratif kompozitlerle kombine kullanılırlar. Bu iki komponent FGK sisteme en iyi özellikleri kazandırmak amacıyla kombine edilmiştir. Fiberler yapıya dayanıklılık ve rijidite sağlarken restoratif kompozit ise aşınma direnci ve estetik özellikler kazandırmaktadır.^{56,57} Restoratif kompozit olarak genellikle ışıkla polimerize olan hibrid veya mikrofil kompozitler tercih edilmektedir.^{58,59}

Bu materyallerin diş hekimliği uygulamalarında kullanımları yeni olmasına rağmen birçok sanayi dalında uzun yıllardan beri kullanılmaktadır. Düşük ağırlıkta yüksek direnç gerektiren yatların iskeletinde, gemi direği ve dümenlerinin yapımında halen fiberle güçlendirilmiş kompozitler kullanılmaktadır. Yüksek kalitedeki otobüsler ve büyük modern rüzgâr değirmenleri de fiberle güçlendirilmiş materyallerden yapılmaktadır.⁵⁶

Kullanım yerleri arasına her geçen gün yenisi eklenen FGK'lar, hareketli protezlerde, adeziv sabit köprülerde, yer tutucu yapımında, periodontal splintlerde,

travma stabilizasyonunda, ortodontik tedavide retansiyon splinti olarak, endodontik post ve korlarda, laboratuarda yapılan tek kuronların ve sabit protetik restorasyonların kısmen veya tamamen kaplanmasında, kırılmış dişlerin restorasyonu gibi bir çok alanda kullanılmaktadırlar.^{8-14,54,56,58}

Son yıllarda tek diş eksikliklerinin tedavisinde adeziv restorasyonların ve fiber teknolojisindeki gelişimin paralelinde fiber destekli adeziv köprüler alternatif olarak dikkat çekmektedir. Çeşitli nedenlerle kaybedilmiş tek diş eksikliklerinin tedavi seçenekleri arasında, 3 üniteli sabit parsiyel protez, hareketli parsiyel protez, metal alt yapılı rezin tutuculu (maryland) köprü, implant tedavisi sayılabilir.⁶⁰ Ancak porselen/metal sabit protezler dayanıklı ve uzun klinik ömre sahip olmalarına rağmen estetik olmayan görünüşleri, metale bağlı gelişen alerjik durumlar ve korozyon oluşumu, porselenin kırılma özelliği ve metalden ayrılmaya eğilimi, karşıt dişlerde aşınmaya neden oluşu gibi birçok dezavantajı dolayısıyla adeziv köprüler tedavi seçenekleri arasında yer edinmeye başlamıştır.⁵⁴ Fiberle güçlendirilmiş adeziv köprüler, diş dokusunda oluşturulan minimal retatif yüzeylere uygunabilen, fiber ve restoratif kompozitin kombinasyonundan oluşan ve özellikle tek diş eksikliklerinde önerilen restoratif tedavi seçeneklerindedir.

FGK Restorasyonların Avantajları

-Laboratuar işlemleri kısadır ve genellikle tek seansta bitirilir. Uygulanmaları pratiktir.^{7,}

^{56,61,62}

-Diş yapısına bağlanabilmeleri yeterlidir ve rezin/fiber bağlantısı, rezin/metal bağlantısından daha iyidir.^{53,62}

-Yapıları translusenstir ve opak maskeleye gerek olmadığından ince bir tabaka restoratif kompozit kullanarak estetik görünüm elde edilmesine imkân verir.^{53,54}

-Önemli oranda diş yapısını uzaklaştırma gerektirmez. Teknik geri dönüşümlü ve konservatiftir. İnce bir tabaka kompozit rezin kullanıldığından retansiyon açılmasına gerek kalmayabilir.⁶¹

-Yapısında oluşabilecek küçük kırık ve bozulmalar ağız içerisinde kolaylıkla restoratif kompozitlerle tamir edilebilmektedir.^{8,56}

-Hastanın estetik beklentilerine uygundur ve doğal görünüm oluştururlar.^{60,61}

-Metal içermemesi sebebiyle metale bağlı gelişen istenmeyen durumların önlenmesi açısından uygun bir alternatiftir.^{7,56,61}

Dezavantajları arasında; fiberlerin uygulama ve doyurulma aşamaları esnasında kontaminasyona/işığa duyarlılıklarından dolayı kullanım aşamalarının hassasiyet gerektirmesi ve sınırlı yük taşıma kapasitesinden dolayı birden fazla diş eksikliği olan vakalarda kullanımının uygun olmayışı sayılabilir.^{7,56}

FGK'ların Sınıflandırılması

FGK materyalleri aşağıdaki özelliklere göre 4 farklı şekilde sınıflandırılır:⁶³

1. Fiberin tipi (cam, polietilen, aramid, karbon)
2. Fiberin oryantasyonu (unidirectional, bidirectional, woven, braided)
3. Fiberin doyurulması (nonimpregnated-preimpregnated)

4. Fiberin diş hekimi tarafından direkt uygulanması ve fiberin laboratuvar ortamında teknisyen tarafından şekillendirilmesiyle indirekt yöntemle uygulanması

Dental FGK'ların davranışlarını ve mekanik özelliklerini etkileyen faktörlerin daha iyi anlaşılması için birçok in vitro çalışma yapılmıştır.^{10,18,49,55,59,62,64-66}

Fiberlerin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler

- * Fiber ve polimer matriksin kendine özgü özellikleri⁶⁷
- * Fiberin doğrultusu, pozisyonu, oryantasyonu^{16,55,67-69}
- * Fiberin yüzey işlemi ve FGK ile matriks arasındaki adezyon^{63,69,70}
- * Fiberin hacimsel olarak miktarı^{16,69} ve çapı⁷¹
- * Fiberin doyurulması^{63,72}
- * FGK matriksinin su absorpsiyonu^{64,73}

Fiberlerin Doğrultusu, Pozisyonu, Oryantasyonu

Fiber oryantasyonu, doğrultusu, geometrisi gibi parametreler FGK'ların hem mekanik özelliklerini geliştirmek hem de spesifik dental uygulamalarda seçim yapmak açısından önem taşımaktadır.^{55,57,67,70} Çoğu geleneksel dental materyaller izotropiktirler, tüm yönlerde aynı fiziki ve mekanik davranışı gösterirler. Dentin ve mine doğal olarak anizotropik (her yöne göre farklı özellikler taşıyan) özelliktedirler. Benzer şekilde FGK'lar fiber oryantasyonu ve matriksinin yapısına bağlı olarak izotropikten anizotropiğe değişen özelliklere sahiptirler. Literatürdeki bazı raporlar termal ekspansiyon, elastiki modulus, bükülme dayanım gibi FGK'ların anizotropik davranışlarıyla ilgili olduğu gösterilmiştir.⁶²

Continuous fiber terimi kompozit örneğın büyük bölümünde aralıksız olarak yayılan örgü ya da diğeri formlardaki sıralı, devamlı fiberleri tanımlamakta kullanılır. Kesilmiş ve rastgele matriks içinde dağılmış fiberlerden farklıdırlar. Kesilmiş ve dağılık seyirli fiberler matriks içinde düzensiz dağılmışlardır; her bir fiberin boyutu kompozit örneğın boyutundan küçüktür. Continuous (devamlı) fiberler protez kaidesinin, köprülerin, splintlerin, yer tutucuların, ortodontik ark tellerinin, sabit protetik aparatların, sabit parsiyel protezlerin güçlendirilmesinde kullanılmaktadır.¹²

Dental uygulamalarda tek yönlü (unidirectional) veya çok yönlü (multidirectional ya da bidirectional) fiber oryantasyonları kullanılır. Fiberlerin doğrultusu mekanik özelliklerini etkiler. Tek yönlü (unidirectional) fiberler sadece tek doğrultuda güçlendirme sağlarlar ve kompozitlere anizotropik özellikler verirler.⁵⁶ Tek yönlü seyreden fiberlerde fiber doğrultusunda kuvvet uygulandığında en yüksek dayanıklılık ve direnç elde edilir. Bu fiberlerde fiberlere paralel doğrultuda özellikler en yüksek, fiberlere dik doğrultuda en düşüktür.^{55-57,74,75} Tek yönlü fiberler strese dik yönde yerleştirilirse istenilen güçlendirici etki tam olarak sağlanamaz.⁷⁶ Bu nedenle restorasyon ve aparey dizaynında fiberlerin yüksek strese paralel doğrultuda yerleştirilmesine dikkat edilmelidir.^{56,57} Bu fiberler transvers doğrultuda fiber içermediklerinden dolayı transvers hareketlerde kısıtlanma ve buna paralel olarak fiber etkinliğinde azalma vardır. Fibere dik doğrultuda uygulanan kuvvetler altında matriksten ayrılma potansiyeli vardır.¹⁶

Bidirectional fiberlerin (dokuma-örgü) kullanımı materyale anizotropik (ortotropik) özellikler kazandırırken dağılık (random oriented veya copped) fiberlerin kullanımı ise izotropik özellikler kazandırır.^{17,55,56}

Çok yönlü (multidirectional) fiber oryantasyonları tek yönlü fiberlerin çok yönlü doğrultularda yerleştirilmesiyle elde edilebileceği gibi örgü veya dokuma fiberler kullanılarak da gerçekleştirilir.⁵⁶ Çok yönlü fiberler kullanılarak yapılan güçlendirme tek yönlü fiberle güçlendirmenin anizotropik özelliklerini minimuma indirmek için geliştirilmiştir. Ancak diğer yandan tek yönlü fiberlerle kıyaslandığında çok yönlü fiberlerde dayanıklılıkta azalma gözlenmektedir. Tek yönlü fiberlerde güçlendirmenin etkinliği doğrultusuna bağlıken, çok yönlü fiberlerde ise fiberin doğrultusundan bağımsızdır. Kısa dağınık seyreden (short random) fiberler bir ya da iki doğrultuda güçlendirici etki sağlamak yerine çok yönlü güçlendirici etki sağlarlar.⁷⁴

Fiberleri farklı dizilimlerde (unidirectional-multidirectional) kullanmak bağlanmada önemli bir role sahip olmakla birlikte bağlanma yüzeyinin dinamiğini değiştirebilmektedir.¹⁷

Fiber-Matriks Adezyonu ve Fiberlere Uygulanan Yüzey İşlemleri

Fiber alt yapı ve restoratif kompozit arasındaki bağlantının ideal şekilde elde edilmesi restorasyonun başarısını etkileyen kilit noktalardan biridir.⁶²

FGK sisteminin en zayıf halkasını oluşturan fiber-matriks bağlanma yüzeyinin yapısı FGK'nın mekanik ve fiziksel özelliklerini de önemli ölçüde etkilemektedir.^{77,78} Matriks ve fiber arasındaki elastik özelliklerdeki farklılık ara yüz boyunca oluşan stresi etkiler. Matrikse gelen stres ara yüz boyunca fibere iletilir. Uygun adezyon stresin matriks ve fiber arasında orantılı dağılmasını sağlar.⁷⁷ Ayrıca fiber-matriks arasında ideal bir adezyon elde edilmesi çatlak ve boşluk oluşumunu azaltarak su absorpsiyonunu sınırlandırması sebebiyle de önem taşır.⁷⁸

Fiberlerle çeşitli rezin matrisler arasındaki adezyonu sağlamak fiberlerin zayıf iletilebilirlikleri ve düşük yüzey enerjileri nedeniyle zordur. Ayrıca fiberlerin kimyasal olarak inert yapıda oluşları ve fiber yüzeyinde polar grupların yokluğu adezyonu olumsuz yönde etkileyen faktörlerdendir. Fiber matris adezyonunu geliştirmek amaçlı üretim aşamasında veya kullanım öncesinde çeşitli yüzey uygulamaları önerilmektedir. Dental adeziv kullanımı, plazma püskürtme (plasma spraying-cold plasma treatment), alevle yakma (flame), radyasyon tedavileri materyal adezyonunu geliştirme amaçlı fiber yüzeylerine uygulanan işlemlerdir.^{56,69,77,79,80}

FGK ve restoratif kompozit arasında bağlanma kimyasal ve fiziksel adezyonla elde edilir. Fiberler ışıkla sertleşen monomerler (di/multi fonksiyonel metakrilatlar) ile doyurulduğunda fiber-kompozit rezin bağlanması mekanik kilitleme ve FGK matrisinin reaksiyona girmemiş fonksiyonel gruplarının serbest radikal polimerizasyonu yoluyla sağlanır. Bu tip bağlanma FGK substratı yüzeyinde polimer omurgasında reaksiyona girmemiş fonksiyonel gruplar varsa gerçekleşir. Reaksiyona girmemiş çift bağlar ve serbest radikal aktivitesi polimerizasyondan sonra azalır.⁸¹⁻⁸³

FGK ve kompozit bağlanmasındaki diğer mekanizma ise Semi IPN formasyonu ile sonuçlan, rezin monomerlerin FGK matrisine interdifüzyon yoluyla geçişine dayalı bağlanma şeklidir.^{3,81} Substratın polimer matrisi PMMA gibi linear polimerse veya substratın polimer matrisi Semi IPN (semiinterpenetrating polimer network) gibi linear polimer içeren çok fazlı bir polimer ise bağlanma yeni rezin üzerine monomerlerin interdifüzyonuna dayalı oluşur.⁸² Monomerlerin interdifüzyonu zamana, ısıya, monomerik çözücünün tipine, substratın yapısına bağlı olarak değişir.⁸³ İnterdifüzyona dayalı bağlanma yeni rezinin çözünürlük katsayısı substratın linear fazıyla benzer ise gerçekleşir.^{82,84} İnterdifüzyonel bağlanma linear polimer matrisinde,

çapraz bağlı polimer matrikse oranla daha hızlı gerçekleşir. Fiberin FGK yapısı içindeki hacimsel olarak arttırılması FGK dayanıklılığında artışa neden olur ancak multifaz polimer matriks oranı azalacağından interdifüzyonel bağlanma oluşma ihtimali azalır.⁸⁵

Fiberle polimer matriks arasındaki adezyonu geliştirmede kullanılan silanlar 2 tip kimyasal bağlanma sağlar. Birisi cam fiberin yüzeyindeki silikaya silanol gruplarının kondansasyon reaksiyonuyla oluşan siloksan köprüleri, diğeri silanol moleküllerinin oluşturduğu hidrojen bağlarıdır. Fiber yüzeyini kaplayan silan, yüzeyin mikro düzeydeki girinti çıkıntılara polimerin fiziksel absorpsiyonunu geliştirir.^{77,86} Silanizasyon daha çok cam fiberlerde etkili olmakta, polietilen fiberlerde ise matrikse olan adezyonlarını arttırmak amaçlı elektrokimyasal 'plasma' işlemi uygulanmaktadır.⁶⁹ Plasma tedavisinde fiber yüzey enerjisinin polar komponentinde artışla sonuçlanan fiber yüzeyine çeşitli oksijen içeren grupların geçişi sağlanır, böylece polietilen fiberin düşük yüzey enerjisi arttırılmış olur.⁷⁷

Adezyonu geliştirme amaçlı kimyasal işlemlerden olan kromik asit ve sülfonik asite maruz bırakılan fiberlerde geri dönüşümsüz şekilde fiber dayanıklılığında azalma olduğu tesbit edilmiştir.⁸⁷

Fiberlerin Miktarı ve Çapı

Karışım kuralına göre; örnek içerisindeki fiberin oranı ne kadar artarsa örneğin davranışı kompozitten fibere doğru o kadar kayar.⁶⁸ Polimer matriks içerisindeki fiber miktarını belirlemede ağırlıkça oranından çok hacimsel oran tercih edilir.⁷⁴ Resin tarafından tüm fiberlerin ıslatılması gerekliliği nedeniyle fiber hacmi % 50'den daha az olacak şekilde sınırlandırılır.⁵⁶

Garoushi ve ark.⁷⁴, Polacek ve Jancar⁸⁸ yaptıkları çalışmalarda polimer matriksteki fiberin miktarı ile FGK'lerin bükülme, gerilme dayanımı ve darbe direnci arasında artan fiber içeriğine bağlı olarak doğrusal şekilde artış olduğunu göstermişlerdir.

Fiber / matriks hacimsel oranını arttırmak FGK'in dayanıklılığını artırır. Ancak matriksle fiberin rezinle doyurulması yüksek hacim oranlarında zorlaşmaktadır.⁷⁸

FGK içerisindeki fiberlerin çapı da mekanik özellikleri etkileyen bir parametredir.^{71,77}

Fiberlerin Doyurulması (impregnasyon)

Fiber demeti içindeki fiber ağlarının rezinle ıslatılarak bütünleştirilmesi işlemine fiberin doyurulması (impregnation = rezination) denir.^{57,89} FGK'lerde etkili impregnasyon denildiğinde her bir fiberin yüzeyinin rezin matriksle temas halinde olması anlaşılmaktadır.⁹⁰ Bazı üreticiler kuru fiber üretir, doyurulma işlemini teknisyen ya da dişhekimine bırakır.

a) *Nonimpregnated* (doyurulmamış) fiberlerin ticari olarak Ribbond, Connect gibi polietilen örgü içeren, Glasspan gibi cam örgü içeren tipleri vardır. Daha çok direkt adeziv köprülerde ve splintlemede kullanılan bu materyaller dental laboratuvarlarda veya ofislerde kullanılır.^{54,55,58,59,77}

Üretici tarafından doyurulma yapılmamış fiberlerin monomerle ıslatılması en yaygın kullanılan methodur. Ancak monomer fiberin matrikse adezyonunu artırırken residual monomer miktarında artışa neden olacağından olumsuz özellikleri de bir arada bulundurur. Bununla birlikte artık monomer içeriğindeki artış FGK dayanıklılığında azalmaya ve oral mukozada irritasyonlara yol açabilir.^{85,91}

Aseton ve etanol içeren adezivler teorik olarak polimer özelliklerini ve fiberin kendisini etkileyebilir. Aseton içeren adezivlere uzun süreli maruz bırakılan fiberlerde tamamen çözülme olduğu, etanole maruz kalan fiberlerde ise fiberin dış yüzeyinde çatlaklar oluştuğu gözlenmiştir. Bu nedenlerden dolayı fiberin doyurulma işleminde kullanılmamalıdır.⁷⁷

Fiberle güçlendirmede kuvvet matriksten fibere transfer edilebilirse başarılı olacaktır.^{54,91} Fiberle matriks arasında boşluk olması durumunda FGK'nın gelen kuvvete dayanma kapasitesi düşecektir. Zayıf doyurulmuş fiberlerde oluşan hava boşlukları direkt etki olarak mekanik özelliklerde azalmaya, indirekt olarak da su absorpsiyonda artışa neden olmaktadır.^{56,63,85,91} Üstelik zayıf doyurulmuş fiberlerin boşlukları oksijen rezervidirler. Oksijen polimer matriksin radikal polimerizasyonunu inhibe eder. Bu durum yapının zayıflamasına neden olmaktadır.^{56,85,91} Karşılaşılan bu sorunları çözmek amacıyla ön doyurulma yapılmış FGK'lar üretilmiştir.

Bazı ürünler de rezinle öndoyurulmuş olarak üretilirler. b) *Preimpregnated* (öndoyurulmuş) (pre-peg) fiberler. Üretici tarafından yapılan ön doyurulma işleminde ya ışıkla polimerize olan dimetakrilat monomer rezinin (Targis vectris, Fibre kor) ya da pöröz doğrusal polimerin (Stick, Stick Net) tek başına kullanılmasıyla gerçekleştirilir. Ya da dimetakrilat rezin ve polimerizasyon sonrası içerisinde semi IPN'nin şekillendiği linear-doğrusal polimerin birlikte kullanılmasıyla (EverStick) gerçekleştirilir.^{56,69,91} Ya da tamamen polimerize edilmiş poliamid matriks içerisine gömülü olarak üretilirler. Ön doyurulma yapılmış fiberler daha çok dental laboratuvar destekli uygulamalarda kullanılırlar. En son aşamada polimerize edilen FGK'lar yerine pre-preglerin kullanım amacı fiberin gelen kuvvete en iyi dayanım gösterecek doğrultuda kullanılmasını sağlamaktır.^{83,92}

Fiber Matriksinin Su Absorbsiyonu

Ağız ortamında sürekli nemli ortama maruz kalan FGK'nın uzun dönem stabilitesini, dayanıklılığını ve adezyonunu belirlemede önemli bir özelliktir.

Chai ve ark.⁷⁸ ve Lassila ve ark.⁹³ bükülme dayanımının su absorpsiyonundan olumsuz yönde etkilendiğini göstermişlerdir.

Etkili gerçekleştirilemeyen doyurulma sonucu FGK'nın su emmesinde artışa neden olan, fiber ve matriks arayüzü boyunca görülebilen hava kabarcıkları oluşmaktadır.⁷⁸ İdeal olarak elde edilmiş doyurulma, arttırılmış fiber miktarı ve inorganik doldurucu oranı su emmeyi azaltır. İyi doyurulmuş fiberler zayıf doyurulmuş olanlara göre teorik olarak daha düşük su emerler.⁹³

FGK'lar suya maruz bırakıldığı zaman iki zararlı etki oluşabilir. İlk olarak su FGK'nın dayanıklılığının geridönüşümsüz olarak azalmasıyla sonuçlanan polimer matriks bağlantısını bozar. Silanla desteklenen polimer matriks ve cam fiber arasındaki adezyon silan bağlayıcı ajanın polikondansasyonu ve hidroliziyle gerçekleşen polisiloksan ağının hidrolitik degradasyonu ve fiber yüzeyinden cam şekillendirici asitlerin ayrılmasıyla zayıflatılır. İkinci olarak ise su molekülleri tarafından polimer matriksin plastizasyonuna bağlı olarak FGK'nın mekanik özelliklerinde geri dönüşümsüz şekilde azalmaya sebep olur.⁹³

Fiberle güçlendirilmiş kompozitin yapımında kullanılan kompozitin fiberin tipi ne amaçla kullanılacağına bağlıdır ve bu amaç için gereken özellikler de bu seçim üzerinde etkilidir.⁵⁶ Örneğin dokuma (woven) ve ağ (mesh) şeklinde üretilmiş fiberler protez güçlendirme ve tamirlerinde kullanılırken, kompozit içerisinde yüksek hacimde doğrusal seyirli fiberler çok üyeli sabit protetik restorasyonlarda kullanılır. Cam fiberler

çeşitli formlarıyla genelde dental laboratuvar ürünlerinde kullanılırken, polietilen gibi polimerik güçlendiriciler genelde hasta başı uygulamalarında kullanılır.⁵⁷ FGK yapısını oluşturan fiberler 4 çeşittir.

1. Aramid fiberler:

İlk kez du Pont tarafından ticari olarak Kevlar ismiyle üretilmişlerdir.(Kevlar 49 poliaramid Du Pont, Wilmington, DE). Kevlar fiberlerin gerilme dayanımı naylonun 2 katı, gerilme modülü ise cam fiberden iki kat, naylondan yirmi kat daha fazladır. Gerilmeye karşı yüksek kuvvet ve dayanım göstermesine rağmen mikrofibril yapısı nedeniyle sıkıştırma ve bükülmeye karşı diğer fiberlerden daha az dayanım gösterir. Yapılan çalışmalarda toksik etkisi tesbit edilememiştir. Aramid fiberler, karbon fiberlere göre daha yüksek ıslanabilirlik gösterdikleri için ara rezinle işlenmesine gerek duyulmamaktadır.⁹⁴ Sarı renkli oluşu estetik bölgelerde kullanımını sınırlar, zayıf cilalanması ve ağız içerisinde zamanla kompozit yüzeyinde açığa çıkan fiberler düzensiz bir yüzey oluşturarak hastayı rahatsız ederler.^{94,95}

Kevlar fiberlerin termal stabilitesi ve ısısal iletim katsayısı, cam ve karbon fiberlere oranla daha düşüktür. Ultraviyole ve görülebilir ışığa maruz kaldıklarında diskolorasyona ve fotodegradasyona uğrarlar ve mekanik özelliklerde azalma görülür. Karbon ve cam fiberler kırılğandır, kevlar fiberler ise dövülebilir ve biçimlendirilebilir özellik gösterir.⁹⁵

2. Karbon Fiberler

Karbon fiberler 19.yy'ın sonlarında ince bambu filizleri ve karbon liflerinin karbonizasyonu ile elde edilmiştir. İnce tabakalardan meydana gelen grafitlerin birbiri içine dağılmış fibrillerinden meydana gelmektedirler. Karbon fiberler önceleri PMMA

(polimetilmetakrilat) yapısını güçlendirmek için kullanılmış ve polimerlerin kırılma dayanıklılıklarını arttırmışlardır.^{56,94,96}

Karbon fiberler ayrıca implant destekli protezlerde ve kök kanal postlarında kullanılmaktadırlar.^{97,98} Koyu renkli oluşları dezavantajdır. 1980 sonrası karbon fiberlerin kullanımı; işlenmesinin zor oluşu, renginden dolayı estetiği olumsuz yönde etkilemesi, rezin içerisine fiberin yerleştirilmesindeki güçlükler, fiber ile kaide maddesi bileşim yerlerinde cilalama ile ilgili problemler, karbonun potansiyel toksisitesi ve diğer fiberlerin alternatif olarak geliştirilmesi sonucu giderek azalmıştır.^{98,99} Koyu renge sahip oluşları nedeniyle estetiğin önemli olmadığı durumlarda tercih edilmektedirler. Stresin yönüne dik yerleştirildiğinde iyi bükülme ve eğilme gösteren fiber türüdür. Ön doyurulmuş post sistemleri vardır. Örnek C post (Bisco)^{56,89}

3. Polietilen fiberler

Polietilen $3 \times 10^6 - 6 \times 10^6$ g/mol aralığında molekül ağırlığına sahip, $0,97 \text{ g/cm}^3$ yoğunluğunda etilenin homopolimeridir. Polietilenin ağırlığı 1×10^6 g/mol'ü aşınca UHMWPE (ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen) olarak adlandırılır. Bu yüksek moleküler ağırlık; yüksek aşınma direnci, düşük sürtünme katsayısı ve yüksek darbe direnci sağlar.⁹⁵ Ön doyurulma yapılmış veya doyurulmamış tipleri olabilir. Tek yönlü doğrusal, dokuma, leno dokuma, saç örgüsü şeklinde üretilirler. Genelde hasta başında yapılan tek seanslık uygulamalar için uygundur. (Splint it, Connect, Ribbond) Yumuşak, kırılğan olmayan yapıdadırlar. Doğal rengi, düşük yoğunluğu, kimyasal etkisinin olmayışı, elektiği iletmeysi, çözünmeye karşı dirençli oluşu, estetik oluşu ve hidrofobik özellikleri gibi avantajları da bulunmaktadır.^{56,89,94,95,100} Bükülebilir ve yumuşak olması, kolay uygulanabilmesini sağlarken, direkt ve indirekt restorasyonlarda

da kullanılabilirliğini arttırır. Uygun koşullarda nem, ısı ve diğer kontaminatlardan uzakta muhafaza edilmesi gerekir. Polietilen fiberin en büyük dezavantajı 140°C'den sonra yapısal olarak bozulmaları nedeniyle yüksek ısıyla polimerize olan kompozitlerle kullanılmamasıdır.⁵⁶

4. Cam fiberler

1960' ların başından beri diş hekimliğinde kullanılmaktadırlar. Cam fiberler dental polimerleri güçlendirmek için çeşitli formlarda (dağınık, örgü, doğrusal) olabilirler. Tek yönlü cam fiberler 1000-200.000 kadar serbest cam fiberlerin birleşimiyle oluşmuşlardır.^{89,95} Translüsenslik özelliğine bağlı olarak estetik açıdan, yüksek eğilme dayanımına sahip oluşu nedeniyle mekanik açıdan istenilen özelliklere sahip bir fiberdir. Daha çok laboratuvar ürünü olarak kullanılmaktadır. Ön doyurulma yapılmış olanları mevcut olduğu gibi elde doyurulanlar da mevcuttur.^{56,89}

FGK'larda en yaygın kullanılan cam fiber alkalisiz camdan oluşur ve E cam olarak bilinmektedir.^{78,101} Cam fiberlerin E,S,R,V cemi gibi çeşitleri vardır.⁷¹ Bunların içinde alümina miktarı yüksek, alkali ve borosilikat miktarı düşük olan E cam (E-glass) bükülme direnci en yüksek olanıdır. Bükülme ve çarpma dayanıklılıkları yüksektir.⁶⁷ E glass, $SiO_2-Al_2O_3$ CaO-MgO sistemine dayanır. Yüksek kalsiyum oksit (CaO) içeriğine bağlı asidik solüsyonlara karşı düşük direnç gösterir. Bu nedenle E cam kompozisyonu CaO içeriğini azaltmak amacıyla bor oksit (B_2O_3)'le modifiye edilmiştir. B_2O_3 miktarı cam fiber yüzeyinin hidrolitik stabilitesini ve fiberin korozyona direncini etkiler.^{78,101} Cam fiberler 850 °C'de yumuşarlar, ancak E-glass fiberlerin dayanıklılığı ve modülü 250 °C'nin üzerindeki sıcaklıklarda önemli oranda azalır.⁹⁵

Araştırmalar E ve S cam fiberlerin estetik özellikleri ve silan bağlantı ajanları aracılığıyla rezin matriks ile iyi bir adezyon elde edilebilmesi nedeniyle fiber tipleri arasında uygun seçenek olduğunu göstermişlerdir.⁸⁴ Polietilen fiberlerle kıyaslandığında mikrobiyal adezyon daha azdır¹⁰² ve nonsitotoktirlir.¹⁰³

FGK ile Çalışılırken Karşılaşılabilecek Sorunlar

FGK ile çalışılırken ortaya çıkabilecek sorunlar birçok araştırmanın konusu olmuştur.^{8,67,85,91,104}

-FGK'in dişten ayrılması ya da FGK sistemindeki kompozitin polimerizasyon büzülmesine bağlı olarak fiber matriks ayrılması gözlenir.

-Komsu dişte (adeziv bağlanan) amalgam ve metal post varsa gri-metal rengi renklenme oluşur.

-Yüzey parlaklığında kayıp, pontik bölgesinde translusenslik gözlenebilir.

-FGK yüzeyinde plak birikimi kullanılan fiberin tipine göre değişkenlik gösterir. Polietilen fiberler daha pürüzlü materyallerdir ve plak birikimine yatkındırlar, cam ve restoratif kompozit daha benzer plak birikimi gösterir.

-Fiberle güçlendirmedeki diğer problem de el ile manüplasyonunun zor oluşudur. Fiberler makasla kesildiklerinde karışabilir ve dental uygulamalarda uygun bölgeye yerleştirmek zor olabilir.

-Fiberlerin yetersiz doyurulması sonucu su emilimi artar, böylece kompozitin mekanik özellikleri olumsuz etkilenir. Ayrıca zayıf doyurulmuş bölgelerin boşluklarına oral

mikroorganizmaların infiltrasyonu sonucu diskolorasyon oluşur, oral mukozal irritasyonlara ve dayanıklılıkta azalmalara sebep olur.

Makaslama Dayanımı Testi Metodu

Hızlı bir şekilde geliştirilen dental ürünlerin klinik kullanıma geçirilmeden önce in vitro araştırmalar ile değerlendirilmesi gereklidir. Zaman alıcı ve maliyeti yüksek klinik çalışmalar öncesinde yapılan in vitro çalışmalar; materyallerin uzun dönem performansı, doğru endikasyon dâhilinde kullanılmaları ve mekanik özellikleri hakkında fikir edinilmesi açısından önemlidir.^{6,28,105} Mine ve dentine yeni geliştirilen materyallerin bağlanma dayanımlarını ölçmek için in vitro ortamda tensile (çekme), microtensile, shear (makaslama) gibi test metodları kullanılmaktadır.¹⁰⁶ Makaslama dayanımı testi ISO 11405¹⁰⁷ standardı tarafından tanımlanmış ve en çok kullanılan test metodlarındanıdır.^{41,108}

Makaslama dayanımı testlerinde çeşitli test konfigürasyonları bulunmaktadır. Loop (ilmik), bıçak sırtı veya çentikli uçlar kullanılabilir. Tek düzlem üzerinde uygulanan (Single plane shear test) makaslama dayanımı testinde ise birbirine bağlantı yüzeyi içeren iki düzlem birbirine paralel gelecek şekilde iki farklı yöne doğru çekilir. Bu yöntemle elde edilen sonuçların bıçak sırtına benzer uçla elde edilenle benzer olduğu bulunmuştur.¹⁷

Makaslama dayanımı test metodunda diş yüzeyine bağlantıyı ayıracak şekilde bıçak sırtı şeklinde bir aparat yardımı ile test uygulanır.⁴¹ ISOTR 11405¹⁰⁷ standardında kesici ucun hızının 0,45 ve 1,05 mm/dk arasında olması gerektiği belirtilmiştir.

Bir bağlantı ajanıyla iki materyalin bağlandığı yüzeye fraktür oluşana kadar sabit hızla kuvvet uygulanması esasına dayanan bu testte, bağlanma dayanımı değeri

maksimum elde edilen kuvvetin bağlanma yüzey alanına bölünmesiyle hesaplanır.¹⁰⁹ Bağlanma dayanımıyla ilişkili çoğu laboratuvar testleri dentin yüzeyinde 3-10 mm kadar düz yüzey elde edilmesini gerektiren, sağlıklı dentinin karakteristiğini yansıtan yeni kesilmiş ve cilalanmış dentin yüzeyi üzerinden yürütülür.¹¹⁰ Bağlanma dayanımı bağlantı alanının boyutuyla yakından ilgilidir ve bağlanma dayanımını hesaplayabilmek için gereklidir (MPa).⁴¹

Makaslama dayanımı testleri dişlerin depolandığı solüsyon, substratın tipi (mine-dentin), dentin tipi (insan-hayvan), dentinin derinliği, yüzey preparasyonu, termal siklus varlığı, dişhekiminin el becerisi, başlık hızı, kalınlığı ve şekli gibi birçok parametreye hassasiyet göstermektedir.^{19,41,62,106,111,112} Bu test yönteminde önemli ve zor olan şey ucun bağlanma yüzeyine en yakın şekilde konumlandırılmasıdır. Ayrıca yapılan makaslama dayanım testlerinin bazı standardizasyon eksikliklerinden dolayı çalışmaların karşılaştırılmaları güç olması da dezavantaj olarak karşımıza çıkmaktadır.¹¹²

Bahsedilen tüm bu sınırlamalara rağmen örnek preparasyonunun kolaylığı, güvenilir olması, test protokolünün basit ve uygulanabilir oluşu gibi avantajları nedeniyle makaslama dayanımı testlerinin standart metodu, dental materyallerin diş yapısına adezyonunun tespit edilmesinde rutin olarak kullanılmaktadır.^{62,108}

Makaslama dayanımı testi sonrası yapılan kırılma analizleri elde edilen bağlanma dayanımı değerlerinin ne kadar güvenilir olduğunun belirlenmesinde önemli bir yere sahiptir. Test sonrası kopma yüzeyleri görsel olarak ya da ışık mikroskobu altında incelenerek başarısızlık tipleri belirlenmektedir. Yapılan makaslama dayanımı çalışmalarının çoğunda^{106,113-115} başarısızlık tipleri adeziv; kopma substrat-adeziv

arayüzünde; koheziv; kopma FGK veya substrat içinde; mik; kopma hem arayüzde hem de materyal-substrat içinde olarak sınıflandırılmıştır.

SEM

Diş hekimliğinde yüzey incelemesi için ışık mikroskobu yüzeyin daha ayrıntılı görüntüsü için ise taramalı elektron mikroskobu (SEM-Scanning Electron Microscopy) kullanılabilir. SEM de görüntü alma işlemi yüksek hızlarda hızlandırılan elektronların incelenecek örnek üzerine gönderilmesi esasına dayanır. Yüzey incelemeleri için örnek üzerine gönderilen hızlandırılmış elektronlar örnek tarafından saçılırlar. Elektron akışının sürekli olması için incelenecek cismin iletken hale getirilmesi gerekir. Bunun için cisim 20-1000 nm kalınlıkta Altın (Au) ve Palladyum (Pd) ile kaplanması gerekir.⁸⁵

SEM analizi yüzeyin sadece morfolojik özellikleri hakkında detaylı bilgiye ulaşmamızı sağlar. Kimyasal yapı veya adeziv kuvvet hakkında bilgi vermez.⁸⁵

MATERYAL VE METOD

Farklı fiberlerle güçlendirilmiş kompozit rezinin mine ve dentine bağlanma dayanımının in vitro olarak değerlendirilmesi, kırılma tiplerinin belirlenmesi ve kırık yüzey alanların SEM ile incelenmesini konu alan çalışma 4 aşamada yürütüldü:

1-Örneklerin hazırlanması

2-Makaslama testinin yapılması

3-Kırılma tiplerinin belirlenmesi

4-Kırılma yüzey alanlarının SEM ile değerlendirilmesi.

Çalışmada 2 polietilen fiber (Ribbond THM (**R**), Construct (**CT**)), 2 cam fiber (EverStick C&B (**ES**), Stick (**S**)), nanohibrit kompozit (Grandio (**G**)) ve bir self etch adeziv (Clearfil Protect Bond (**CBP**)) kullanıldı. Çalışmada kullanılan materyallerin kompozisyonları Tablo2'de verilmiştir.

Tablo 2. Çalışmada kullanılan materyaller.

Ürün Adı	Materyal tipi	Materyal içeriği ve yüzey uygulaması	Üretici firma	Seri No
Ribbond THM	Polietilen fiber	Plasma tedavisi uygulanmış Dokuma (woven)	Ribbond, Inc. Seattle, Washington USA	9549
Construct	Polietilen fiber	Soğuk gaz plasma uygulanmış silanize Saç örgüsü (braided)	Kerr UK Ltd, Peterborough	414168
EverStick C&B	Cam fiber	Işıkla polimerize olan rezin(Bis-GMA) ile ön doyurulma uygulanmış Tek yönlü doğrusal (unidirectional)	Stick Tech Ltd, Turku, Finland	2080407- ES-207
Stick	Cam fiber	Poroz polimer (PMMA) ile ön doyurulma uygulanmış Tek yönlü doğrusal (unidirectional)	Stick Tech Ltd, Turku, Finland	2070524- R-0081
Grandio	Nanohibrid kompozit	Bis-GMA, TEGDMA % 87(ağırlıkça) sferik silisyum dioksit 20-50 nm cam seramik parçacıklar	Voco, Cuxhaven, Germany	0811271
Clearfil Protect Bond	2 aşamalı Self etch adeziv	<i>Primer:</i> MDPB- MDP, hidrofilik dimetakrilat, HEMA, su, fotoinisiatör, <i>Bond:</i> MDP, HEMA, dimetakrilat, kolloidal SiO ₂ , Bis-GMA, NaF, fotoinisiatör	Kuraray Medical Inc, Tokyo, Japan	41162
Stick Rezin	Işıkla polimerize olan doldurucusuz rezin (unfilled rezin)	Bis-GMA- TEGDMA	Stick Tech, Turku, Finland	5709295



Şekil 2: Çalışmada kullanılan fiberler



Şekil 3: Self etch bonding ajan ve restoratif kompozit

Örneklerin Yüzeylerinin Hazırlanması:

Bu çalışmada 100 adet morfolojik yapısı düzgün, çürüksüz üst orta kesici diş kullanıldı. Çekim sonrası dişler üzerindeki sert ve yumuşak doku artıkları temizlendi. Deney aşamasına kadar serum fizyolojik solüsyonunda buzdolabında saklandı. Çekimi takiben dişler en fazla 2 ay içerisinde kullanıldı. Dişler mine-sement bileşim sınırının 1mm altından su soğutmalı kesme cihazı (Isomed 1000, Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, USA) ile kesilerek uzaklaştırıldı. Pulpa dokusu çıkartılarak kanal boşluğu serumla ıslatılmış pamukla tıkaçlandı. Dişler vestibül yüzleri dışa doğru gelecek biçimde 2 cm çapında 1cm yüksekliğinde standart teflon kalıp kullanılarak oda ısısında polimerize olan akrilik (Takilon Takilon, Rodent, s.r.l., Milano, Italy) içerisine sabitlendi. Dentin yüzeyinin hazırlanmasında; örneklerin yüzeyinden mine tabakası elmas separeyle su altında kesilerek uzaklaştırıldı. Daha sonra mine ve dentin yüzeyleri 600 gritlik silikon karbit zımpara ile su altında 1dk boyunca zımparalanarak adeziv uygulamaya hazır hale getirildi. Mine yüzeyine zımparalama işlemi dışında başka işlem uygulanmadı. Dentin örnekleri üzerinde mine dokusu kalıp kalmadığı stereo-microscope (SZ-PT Olympus, Japan) kullanılarak incelendi.

Clearfil Protect Bond (2 aşamalı self etch adeziv) adeziv sistem olarak tüm örneklerle uygulandı. Önce Clearfil Protect Bond Primer tek kullanımlık aplikatörle zımparalanmış tüm örneklerle uygulanıp hafifçe yayıldı 20 sn kurumması beklendi. Clearfil Protect Bond Adeziv, tek kullanımlık aplikatörle uygulandı. Hafif şiddette hava spreyiyle yayılarak her tarafta eşit kalınlıkta olması sağlandı ve takiben 10 sn ışık yoğunluğu $850-920 \text{ mW/cm}^2$ olan LED ışık cihazı, (Elipar FreeLight, 3M ESPE, Germany) kullanılarak polimerize edildi.

Daha sonra mine ve dentin yüzeyinin hazırlandığı örnekler her grupta 10 örnek olmak üzere 5'er gruba ayrıldı (n=10).

Ribbon THM Fiber İçeren Örneklerin Hazırlanması: Ribbon THM dokuma tarzında şerit şeklinde soğuk plazma işlemi uygulanmış, rezinle doyurulmamış yüksek moleküler ağırlıklı polietilen fiberdir. 1mm, 2mm, 4mm lik şeritler halinde leno dokuma denilen özel bir dokuma şeklinde üretilmiştir. Çalışmada 2mm'lik Ribbon THM kullanıldı.

Ribbon fiberden özel makası kullanılarak 3 mm uzunluğunda parçalar kesildi ve 24 saat süreyle karanlık ortamda Stick Rezin ile doyuruldu. Adeziv uygulaması yapılmış örnek yüzeylerine üst santral dişlerin bukkal yüzeylerine mesiodistal yönde yerleştirildi. 20 sn ışık uygulayarak polimerize edildi. Daha sonra örnek yüzeyi üzerine standart teflon kalıp (iç çapı 3.6mm, yüksekliği 4mm) yerleştirilerek Grandio restoratif kompozit 2 tabaka halinde yerleştirildi ve her tabaka 40'ar sn LED ışık cihazı, (Elipar FreeLight, 3M ESPE, Germany) kullanılarak polimerize edildi.

Construct Fiber İçeren rneklerin Hazırlanması: Rezinle doyrulmuş silan ve soğuk gaz plazma tedavisi uygulanmış örgü şeklinde polietilen fiberdir. 1mm, 2mm ve 3mm kalınlıkta olanlar mevcuttur. Çalışmada 2mm'lik fiber kullanıldı.

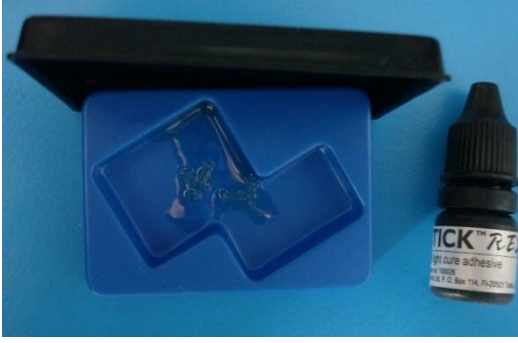
Construct fiberden makas yardımıyla 3 mmlık parçalar kesilerek hazırlandı. Adeziv uygulanmış örnek yüzeylerine ince bir tabaka Construct rezin uygulanmış fiber yerleştirildi. 20 sn ışık uygulanarak polimerize edildi. Sonra yukarıda belirtildiği şekilde nanohibrid kompozitle örneklerin hazırlanması tamamlandı.

EverStick C&B İçeren rneklerin Hazırlanması: EverStick C&B ışıkla sertleşen rezinle doyrulmuş soğuk gaz plazma tedavisi uygulanmış tek yönlü doğrusal cam fiberdir.

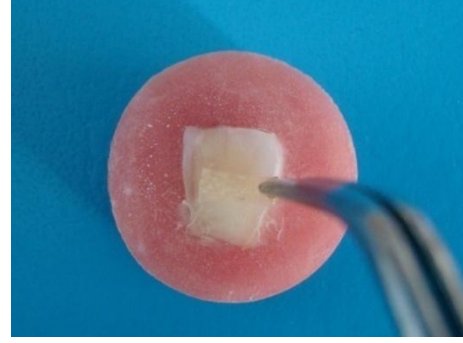
Özel makasla 3mm uzunlukta kesilen fiber adeziv uygulanmış diş yüzeyine yerleştirildi. 20 sn ışık uygulandı. Grandio kompoziti yukarıda bahsedildiği şekilde teflon kalıp kullanılarak tabakalı olarak yerleştirilip ışıkla polimerize edildi.

Stick İçeren rneklerin Hazırlanması: Stick poroz polimer ile n doyrulma uygulanmış tek yönlü doğrusal cam fiberdir.

Özel makasıyla 3mm uzunlukta kesilen Stick cam fiber parçaları Stick Rezin ile karanlık ortamda 24 saat öncesinden doyruldu. Adeziv uygulanmış dentin ve mine yüzeyi içeren örneklerin yüzeyine bir parça doyrulmuş fiber yerleştirildi. 20 sn ışık uygulanarak polimerize edildi. Daha sonra diğer gruptaki gibi Grandio hibrit kompozitiyle örneklerin hazırlanması tamamlandı.



Şekil 4: Fiberlerin doyurulması



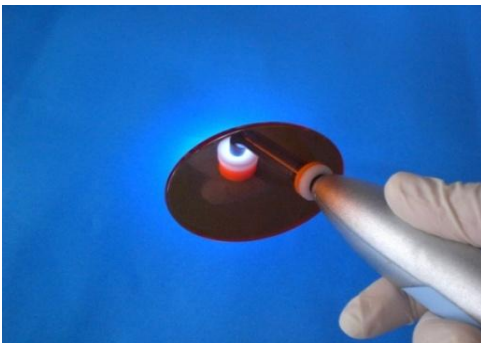
Şekil 5: Fiberin diş üzerine yerleştirilmesi



Şekil 6: Fiber yerleştirilmiş örnek



Şekil 7: Teflon kalıp yardımıyla restoratif kompozitin yerleştirilmesi



Şekil 8: Kompozitin polimerizasyonu

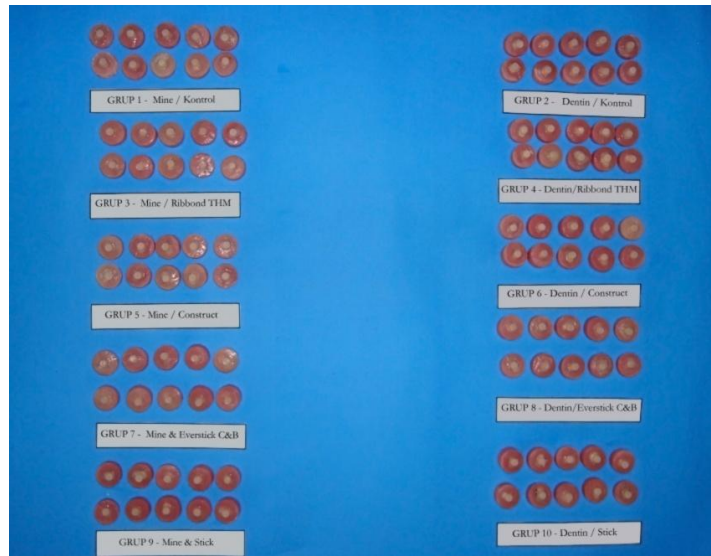


Şekil 9: Tamamlanmış örnek

Kontrol gruplarında standart teflon kalıp adeziv uygulaması yapılmış örnek yüzeyi üzerine yerleştirildi. Grandio kompozit rezin 2mm'lik tabakalar halinde teflon kalıp içerisine yerleştirildi ve 40'ar sn ışık uygulanarak polimerize edildi. Tüm örnekler 37° C'de etüvde distile su içerisinde 24 saat bekletildi. Daha sonra termal siklus cihazında test örneklerine 5° C/ 55° C'de 5000 kez termal siklus uygulandı (Şekil 10).



Şekil 10: Termal siklus uygulaması



Şekil 11: Makaslama testi öncesi örneklerin toplu görünümü

Makaslama Testinin Uygulanması:

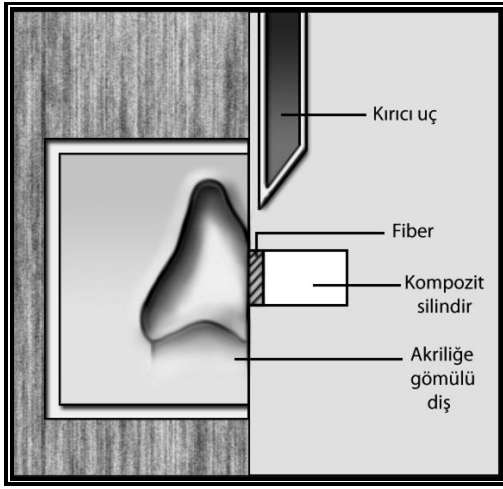
Instron Universal test cihazında makaslama testi uygulanması için uygun bir deney düzeneği hazırlandı (Şekil 12). Bu düzeneğin 1cm² kesit alanlı paslanmaz çelikten yapılmış hareketli kısmı universal test cihazının üst parçasına sabitlendi. Örneklerin sabitlendiği alt parça test cihazının alt kısmına yerleştirildi. Bıçak sırtına benzer ayırıcı uç kompozit silindir ile dış yüzeyinin bileşim yerine doğru gelecek şekilde konumlandırıldı (Şekil 13,14). Kuvvet fiberlerin uzun aksına paralel olacak şekilde, Instron Universal Test Cihazı (Model: 2519-106, Instron Corp., Norwood, MA, USA) kullanılarak 0,5mm/dk hızla kırılma oluşana kadar uygulandı. Newton (N) cinsinden elde edilen kırılma değerleri $MPa = \text{Kuvvet (N)} / \text{Alan (mm}^2\text{)}$ formülü ile megapascal (MPa)'a çevrilerek kaydedildi.



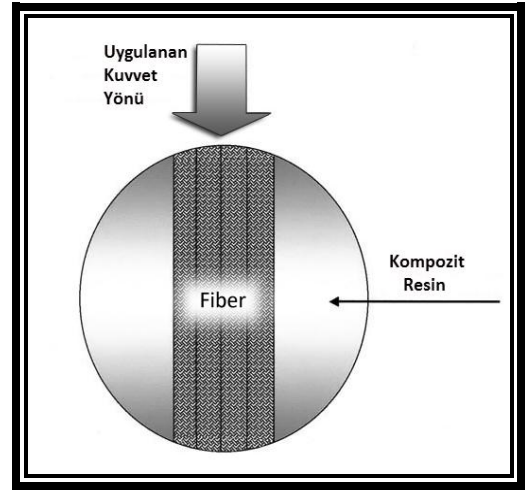
Şekil 12 : Universal test cihazı



Şekil 13: Örneğin test cihazına yerleştirilmesi ve sabitlenmesi



Şekil 14: Deney düzeneğinin şematik görünümü



Şekil 15: Fiberlere paralel yönde kuvvet uygulaması

Kırılma Tiplerinin Belirlenmesi:

Makaslama testi uygulanan her bir örneğin kırılma tipi görsel olarak değerlendirildi. Başarısızlık tipleri;

-Adeziv; kopma örnek-adeziv arayüzünde

-Koheziv; kopma FGK veya substrat içinde

-Miks; kopma hem arayüzde hem de materyal-substrat içinde olarak sınıflandırıldı.

Kırık Yüzey Alanlarının SEM ile İncelenmesi:

SEM çalışmasında her grubu temsilen ikişer örnek seçilerek kurutuldu. Yüzeyler havasız ortamda Polaron Sc500 Sputter Coater cihazı (VG Microtech Inc., Japan) kullanılarak ince bir altın-palladyum film ile kaplandı. Daha sonra farklı büyütmelerde

Scanning Elektron Mikroskobu (JSM-5600, JEOL Ltd, Tokyo, Japan) altında incelendi. Fiber matrix adezyonu, fiberin rezinle doyurulması, FGK yapısındaki bozulmalar değerlendirildi.



Şekil 16: Yüzeysel kaplama cihazı

Şekil 17: SEM

Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi:

Elde edilen verilerin istatistiksel analizi SPSS 16.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) paket programı ile yapıldı. İstatistiksel analizlerde grupların makaslama dayanımı değerlerinin karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi (One-way ANOVA), ortalamaların karşılaştırılmasında Duncan çoklu karşılaştırma testi kullanıldı. İkili karşılaştırmalar için Fisher'ın LSD post-hoc testi, substrat tipi ve fiber tipinin makaslama dayanımı üzerine olan etkisini incelemek için çift yönlü (two-way ANOVA) varyans analizi uygulandı.

BULGULAR

Makaslama Testine Ait Bulgular

Çalışmada mine ve dentine farklı fiberlerle güçlendirilmiş kompozitlerin makaslama dayanımları arasındaki farklılığın belirlenmesi amacıyla tek yönlü varyans analizi (One way ANOVA) kullanıldı. Bu analiz sonucunda mine ve dentin gruplarında kullanılan fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin makaslama bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak önemli farklılık belirlendi. ($p<0.001$) Bu farklılık Duncan ile analiz edildi. İkili karşılaştırmalar için Fisher'ın LSD post-hoc testi uygulandı. Verilere ait ortalama, standart sapma ve minimum - maksimum bağlanma dayanımları (MPa) ve istatistiksel olarak anlamlılık durumları Tabloda 3'de verilmiştir (Tablo 3). Elde ettiğimiz sonuçlara göre Stick/Mine grubu dışındaki gruplarda fiber ilavesi makaslama bağlanma dayanımında artışa sebep olmuştur ($p<0.001$). Yalnızca Stick/Mine grubunda kontrol grubuna göre bir miktar düşüş gözlenmesine rağmen bu istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0.05$).

Makaslama bağlanma dayanımı değerleri arasında en yüksek değer Construct/mine grubunda 40.18 ± 11.56 MPa olarak elde edilmiştir. Daha sonra sırasıyla 39.87 ± 8.09 MPa ile EverStick/mine ve 36.87 ± 12.67 MPa ile Construct/dentin grubu takip etmektedir. Bu üç grubun bağlanma dayanımı değerleri istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. En düşük bağlanma dayanımı kontrol/dentin grubunda (20.83 ± 2.84 MPa) elde edilmiştir. Stick/mine (21.51 ± 4.78 MPa) ve Stick/dentin (21.06 ± 3.66 Mpa) gruplarında elde edilen değerler dentin kontrol grubuyla benzer bulunmuştur.

Yapılan LSD testi sonucunda her bir fiberin mine ve dentin yüzeyine olan bağlanma dayanımları değerleri arasında Everstick fiber grubu dışında anlamlı farklılık tesbit edilememiştir ($p>0.05$). EverStick fiberin mineye daha iyi bağlandığı belirlenmiştir ($p<0.05$).

Çift yönlü varyans analizi (two way ANOVA) sonuçlarına göre fiber tipinin ve substrat tipinin her ikisinin de makaslama bağlanma dayanımı üzerine istatistiksel anlamda önemli etki oluşturduğu belirlenmiştir ($p<0.001$). Ancak fiber tipi substrat tipi etkileşiminin bağlanma dayanımı üzerinde anlamlı etkisi olmadığı tesbit edilmiştir ($p>0.05$) (Tablo 4.).

Tablo 3. Dört farklı FGK'nın mine ve dentine makaslama dayanımlarının MPa cinsinden ortalama, standart sapma ve minimum-maksimum değerleri

Fiber	Grup	Substrat Tipi	n	Ort \pm SS	Min-Maks.
Kontrol	1	Mine	10	23.49 \pm 2.91 ^{bc}	21.40-25.57
	2	Dentin	10	20.83 \pm 2.84 ^{bcd}	18.79-22.87
Ribbond THM	3	Mine	10	29.08 \pm 10.51 ^b	21.56-36.60
	4	Dentin	10	25.92 \pm 6.11 ^{bc}	21.55-30.30
Construct	5	Mine	10	40.18 \pm 11.56 ^a	31.91-48.56
	6	Dentin	10	36.87 \pm 12.67 ^a	27.81-45.93
EverStick C&B	7	Mine	10	39.87 \pm 8.09 ^a	34.08-45.66
	8	Dentin	10	28.05 \pm 4.05 ^{bc}	25.15-30.94
Stick	9	Mine	10	21.51 \pm 4.78 ^{bcd}	18.09-24.94
	10	Dentin	10	21.06 \pm 3.66 ^{bcd}	18.44-23.68

Aynı harfle gösterilen ortalamalar arasında istatistiksel olarak farklılık yoktur ($p>0.05$)

Tablo 4. Farklı tip fiberlerin ve iki farklı substratın oluşturdukları bağlanma dayanımına ait varyans analizi tablosu

Varyasyon kaynağı	Serbestlik Derecesi	Kareler Toplamı	Kuvvet F	P
Fiber	4	1117,042	19,360	0,000
Substat	1	458,088	7,940	0,006
Substrat x Fiber	4	95,593	1,657	0,167
Hata	90	57,697		
Genel	92820,433	100		

Kırılma Yüzey Analizi Bulguları

Örneklerin başarısızlık tipleri görsel olarak değerlendirildi. Adeziv, koheziv ve miks tip olarak belirlenen sonuçlar Tablo 5,6'da ve yüzde olarak Şekil 18,19'da verildi.

Tablo 5: Mine grubuna ait başarısızlık tiplerinin sayısal olarak değerleri

MİNE														
Kontrol			R			CT			ES			SC		
A	K	M	A	K	M	A	K	M	A	K	M	A	K	M
9	-	1	8	-	2	5	4	1	6	2	2	8	1	1

A: Adheziv kopma, K: Koheziv kopma, M: Miks kopma
R: Ribbond CT: Construct ES: everStick SC: Stick

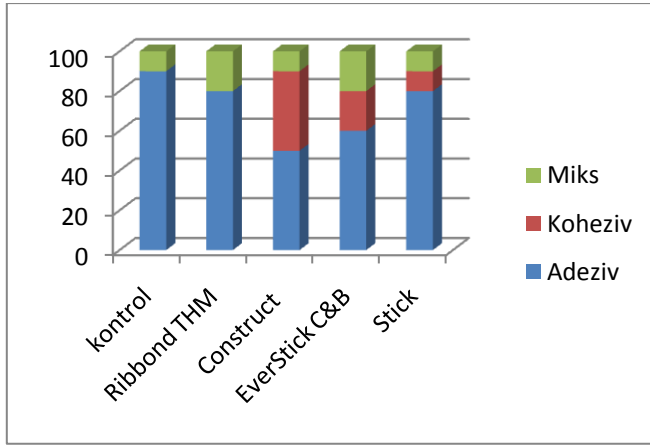
Tablo 6: Dentin grubuna ait başarısızlık tiplerinin sayısal olarak değerleri

DENTİN														
Kontrol			R			CT			ES			SC		
A	K	M	A	K	M	A	K	M	A	K	M	A	K	M
8	1	1	9	1	-	4	4	2	7	3	-	8	-	2

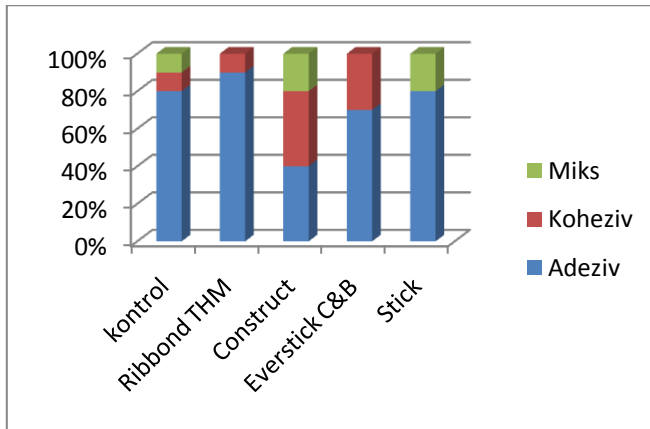
A: Adheziv kopma, K: Koheziv kopma, M: Miks kopma
R: Ribbond CT: Construct ES: everStick SC: Stick

Çalışmamızda mine/kontrol ve dentin/kontrol gruplarına ait örneklerde sırasıyla % 90 ve % 80 oranlarında adeziv başarısızlık, % 0 ve % 10 koheziv başarısızlık, % 10 ve % 0 miks başarısızlık tipi gözlenmiştir.

Fiberli gruplara geçildiğinde miks ve koheziv başarısızlık oranlarında artış olduğu belirlenmiştir. Özellikle Construct/mine ve Construct /dentin gruplarında adeziv başarısızlık yüzdesi sırasıyla % 50 ve % 40 olarak elde edilirken, koheziv kopma yüzdeleri % 50 olarak elde edilmiştir. EverStick/mine grubunda koheziv başarısızlık oranı % 20, EverStick/dentin grubunda ise % 30 olarak bulunmuştur.



Şekil:18: Mine grubuna ait örneklerin başarısızlık tiplerinin fiber gruplarına göre dağılımı



Şekil 19: Dentin grubuna ait örneklerin başarısızlık tiplerinin fiber gruplarına göre dağılımı



Şekil 20: Mine/Kontrol grubuna ait adeziv kopma örneği



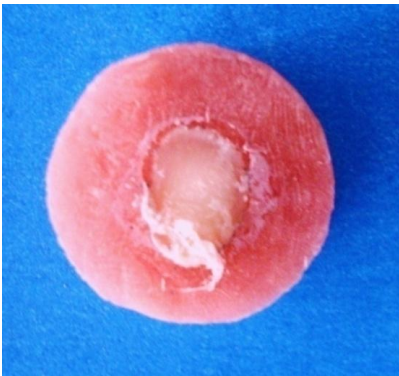
Şekil 21: Dentin/EverStick grubuna ait koheziv kopma örneği



Şekil 22: Mine/Ribbond grubuna ait mix kopma örneği



Şekil 23: Dentin/Ribbond grubuna ait koheziv kopma örneği



Şekil 24: Mine/Construct grubuna ait miks kopma örneği



Şekil 25: Dentin/Construct grubuna ait koheziv kopma örneği

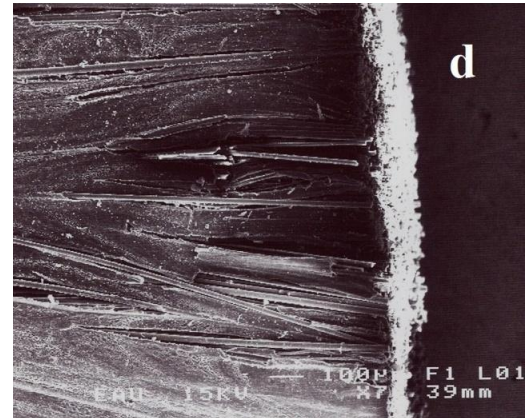
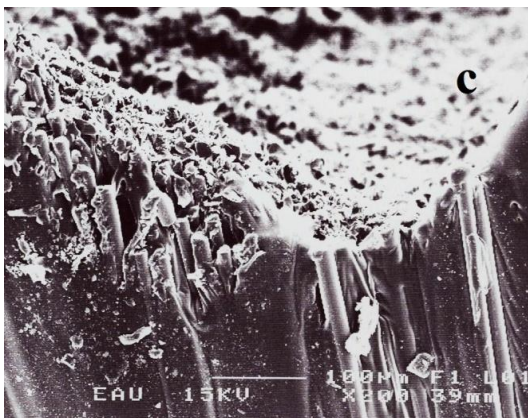
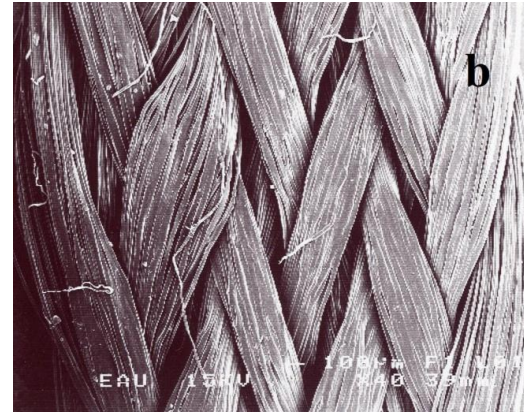
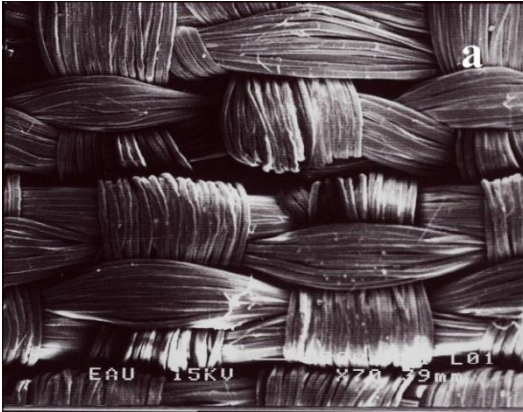


Şekil 26: Mine/Stick grubuna ait koheziv kopma örneği



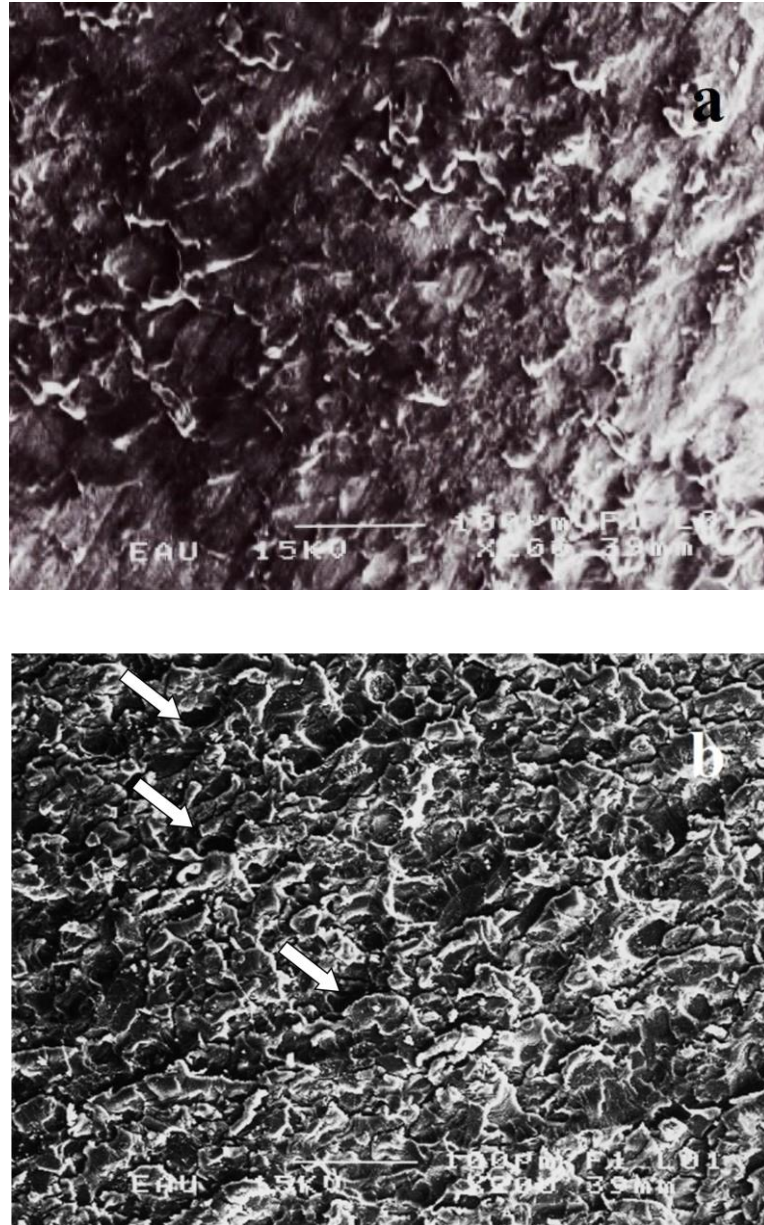
Şekil 27: Dentin/Stick grubuna ait miks kopma örneği

SEM Analizi Bulguları

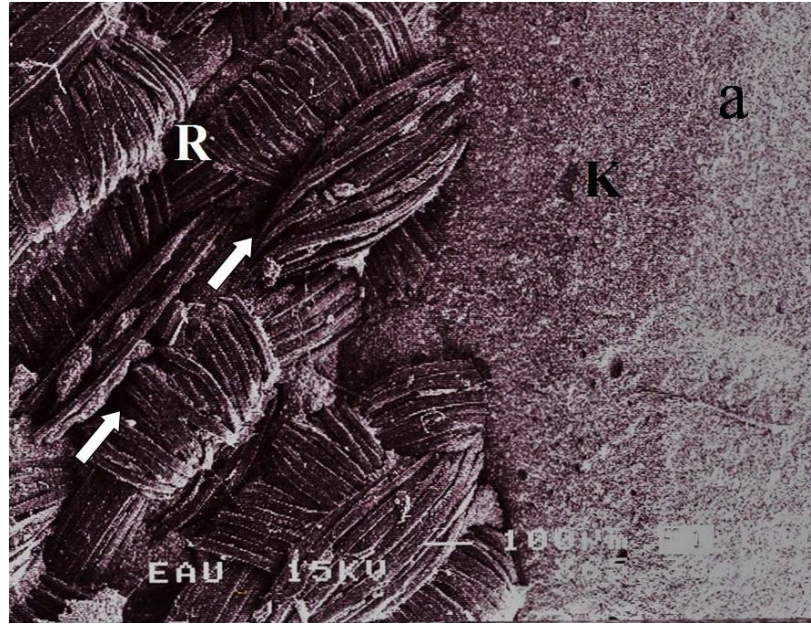


Şekil 28: Çalışmada kullanılan fiberlerin SEM görüntüleri a) Ribbond THM, b) Construct, c) EverStick C&B, d) Stick fiber

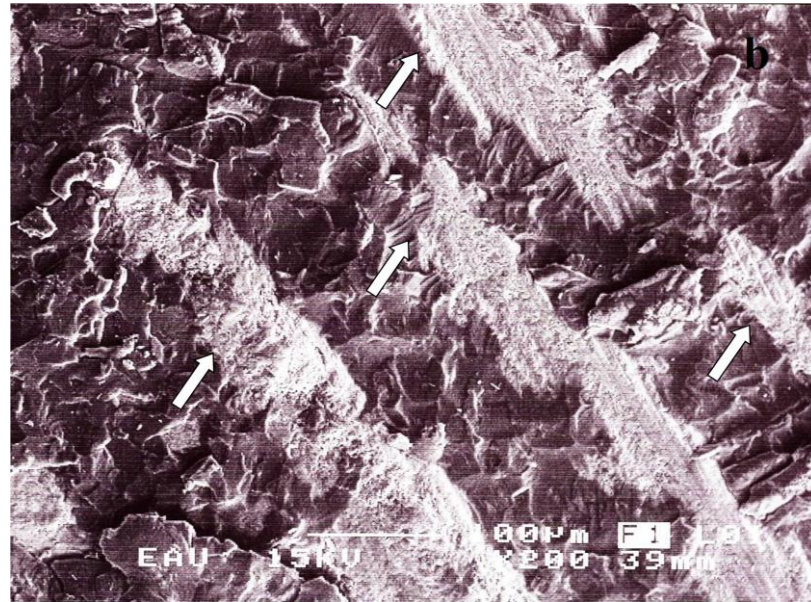
Çalışmada kullanılan 4 farklı fiberle güçlendirilmiş kompozitin makaslama dayanımı testi sonrasında mine ve dentine bağlanma yüzeylerinden alınan SEM görüntüleri aşağıda verilmiştir.



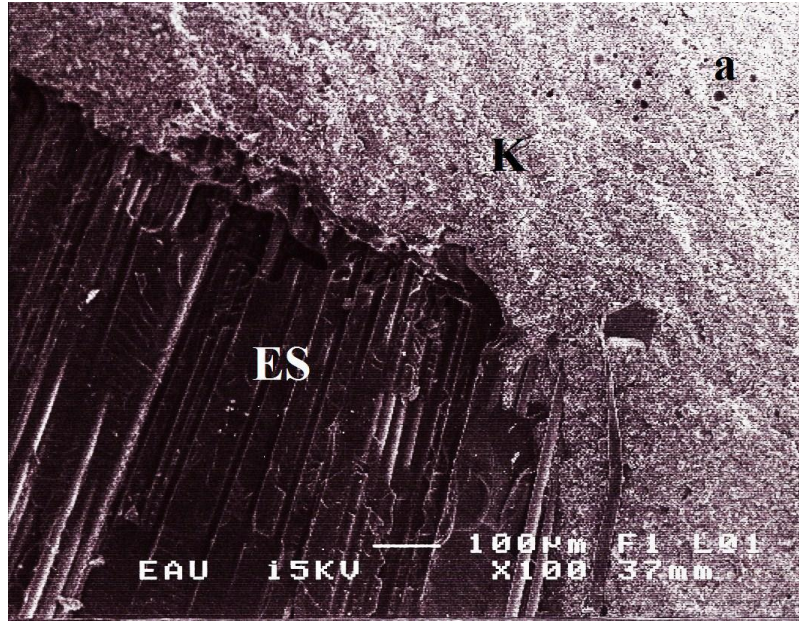
Şekil 29: Mine (a) ve dentin (b) kontrol gruplarına ait adeziv kopma örneklerinden alınmış SEM görüntüleri. Minede adeziv rezin tabakası yüzeyi tamamen örtmüş olarak görülmekte, dentinde ise bazı kısımlarda açığa çıkmış dentin tubulleri izlenmektedir (oklarla belirtilmiş).



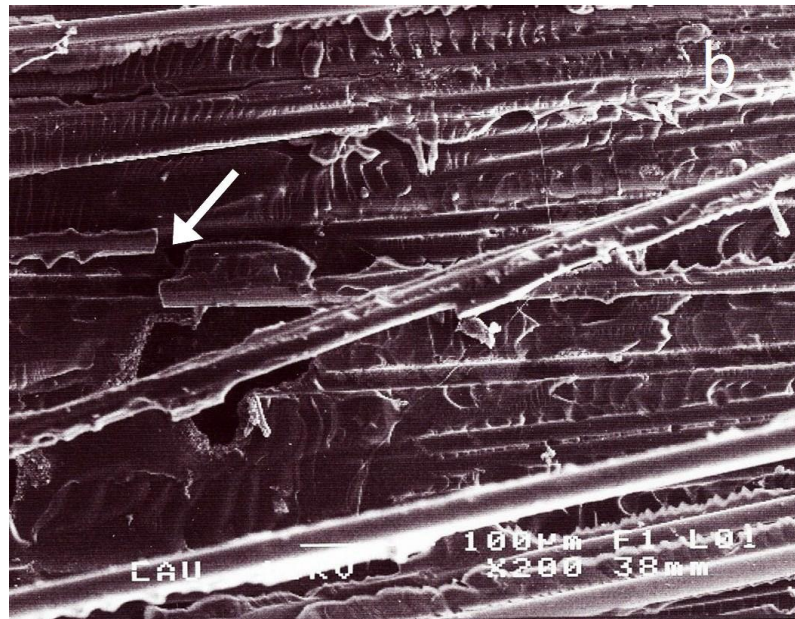
R:Ribbon THM fiber K:Kompozit rezin



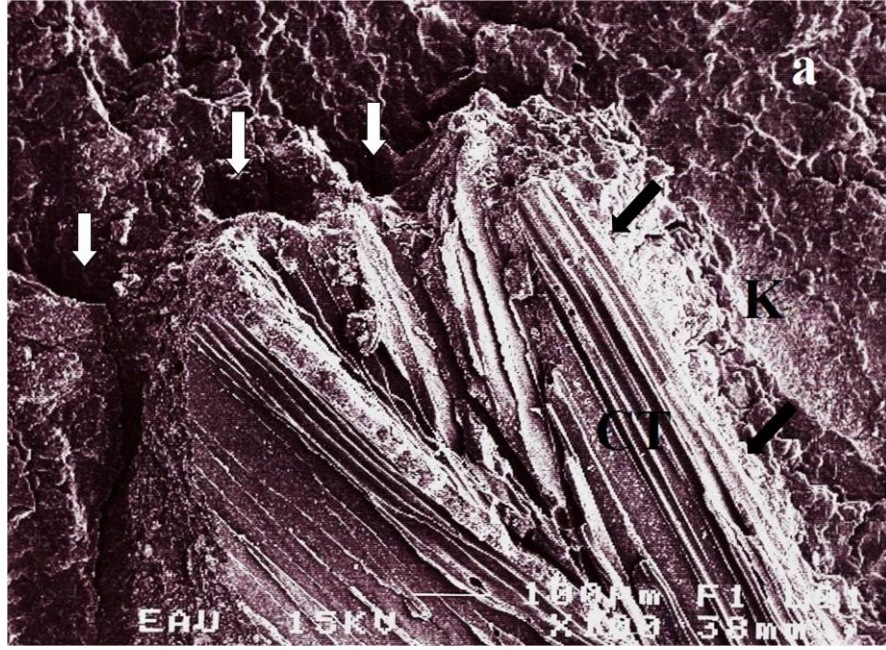
Şekil 30: Kırılma sonrası Ribbon THM fibere ait SEM görüntüsünde fiber yapısında distorsiyon oluşmadığı görülmektedir. Şekilde okla belirtilen kısımlar rezinle doyurulamayan alanları göstermektedir (a). Ribbon THM/dentin grubuna ait adeziv kopma örneğinde oklar fiberin yüzeyden kopması sonucu bıraktığı izleri göstermektedir (b).



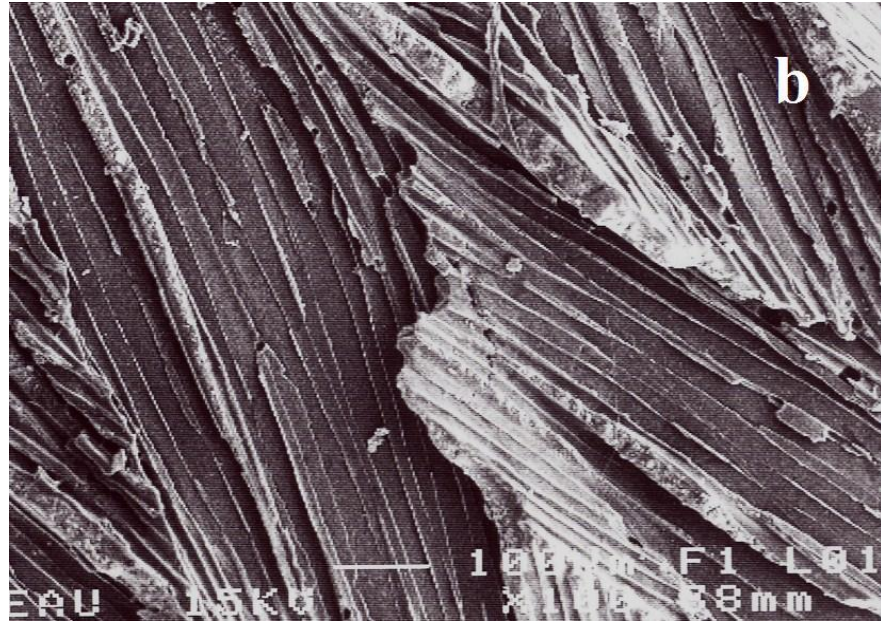
K:Kompozit rezin ES:EverStick C&B



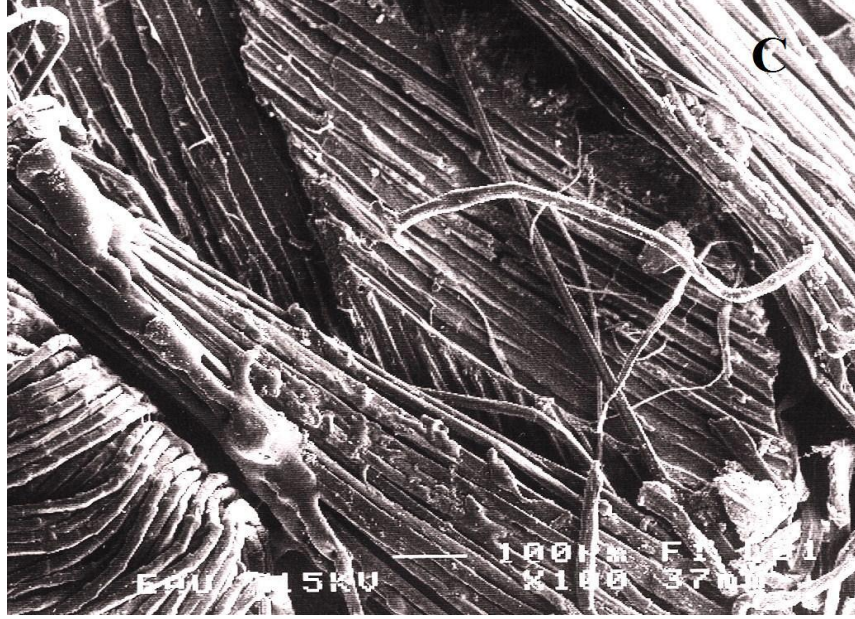
Şekil 31: EverStick/mine grubuna ait koheziv kopma örneğine ait SEM görüntüsü **(a)** Şekildeki ok EverStick fiberin yapısında oluşmuş kırılmayı göstermektedir. Fiber-rezin matriks bütünleşmesinin tam olarak sağlandığı, her fiberin etrafının rezinle kaplı oluşu izlenmektedir. **(b)**



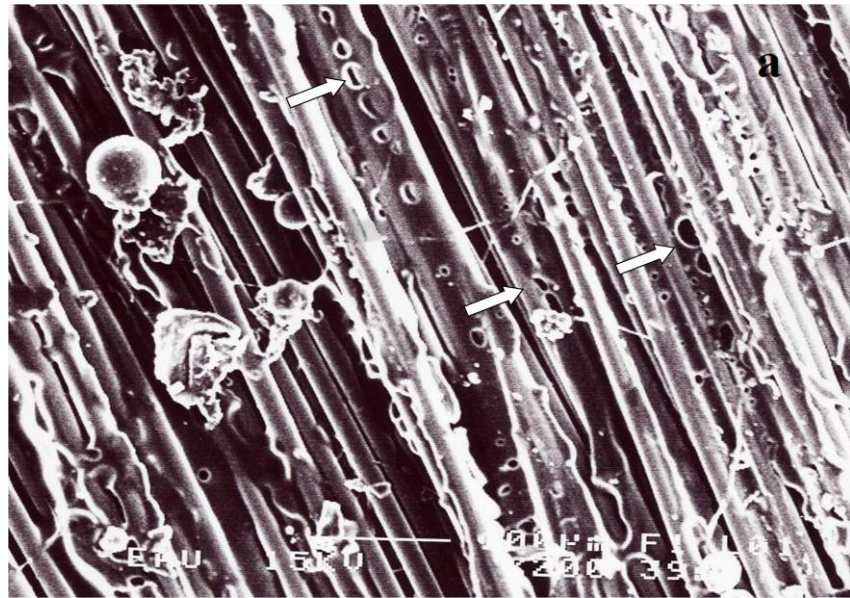
K:Kompozit rezin **CT:** Construct fiber



Şekil 32: Construct/dentin grubuna ait miks kopma örneğinden alınan SEM görüntüsünde beyaz oklar dentin tubullerini, siyah okla belirtilen kısımlar fiber kompozit bağlanma yüzeyini göstermektedir (a). Construct fiberin rezin matris bütünlüğünün ideal olarak sağlandığı ve ara yüzeyde hava kabarcığı bulunmadığı görülmektedir (b,c).



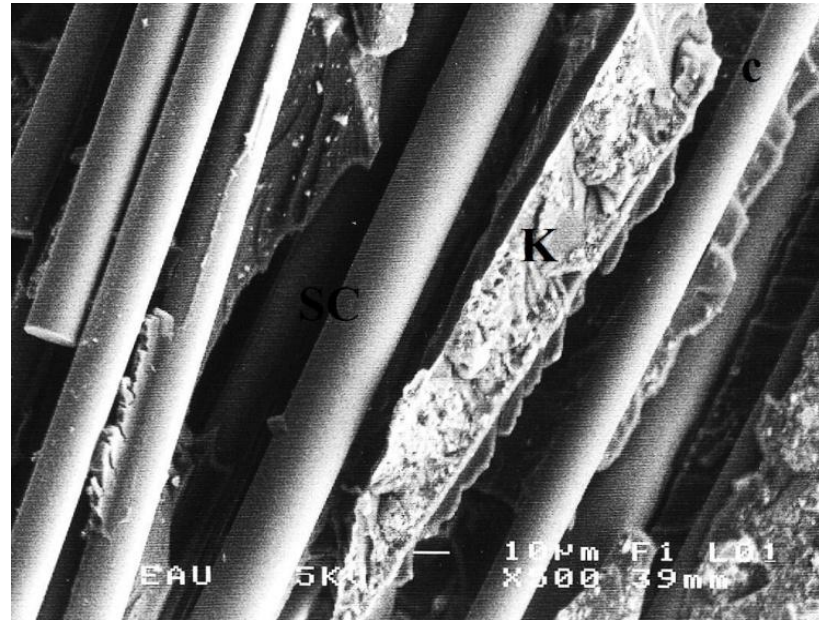
Şekil 32: devam



Şekil 33: Stick/mine grubuna ait koheziv kopma örneğinin SEM görüntüsünde Stick fiberin resin matrisle bileşim yüzeylerinde çok sayıda hava kabarcığı oluşumu oklarla gösterilmiştir (a). Stick fiberin etrafını saran matris yapısından ayrıldığı gözlenmektedir.(b,c)



K: Kompozit rezin SC: Stick fiber



K: Kompozit rezin SC: Stick fiber

Şekil 33: devam

TARTIŞMA

Adeziv diş hekimliğinde diş dokularıyla restoratif materyaller arasında etkin ve uzun ömürlü bir bağlanma sağlanmasının restorasyonun başarısı üzerine olan olumlu etkisi bilinmektedir. Restoratif materyal ile diş yüzeyi arasında ideal bir bağlanma sağlanmazsa restorasyonun klinik başarısını ve ömrünü olumsuz yönde etkileyen, renklenmeye, postoperatif hassasiyete, pulpal reaksiyona neden olan mikrosızıntı ortaya çıkar.⁶ İdeal bağlanmanın sağlanabilmesi için araştırma sonuçlarına dayanan birçok uygulama gündeme gelmiştir. Diş restorasyon arasındaki adezyonunu arttırmada önerilen uygulamalar arasında geliştirilen bonding sistemler (özellikle 3 basamaklı total etch ve 2 basamaklı self etchler) ve bu sistemlerle ilgili farklı uygulama teknikleri (uzun uygulama zamanı, brushing teknikleri, elektrik uyarımı), ara rezin kullanımı, polimerizasyon süresinin uzatılması, farklı polimerizasyon teknikleri, çeşitli yüzey uygulamaları (air abrasion, asit etch, laser vs.) ve bakteriyel kontaminasyon varlığında kollojen fibrillerin degradasyonundan sorumlu endojen dentin enzimlerinin aktivitesini inhibe ederek zaman içinde interfasyal yaşlanmayı azalttığı iddia edilen MMP (matrix metalloproteinase) inhibitörlerinin kullanımı sayılabilir.^{12,47,49,61,65,116-119}

Rezin dentin arasında çeşitli nedenlerle oluşan stres ara yüz boyunca ne kadar iyi yayılırsa adezyon o kadar iyi sağlanır.⁶⁵ Diş restorasyon arasında fiberlerin kullanımı bu alandaki stres konsantrasyonunu azaltmaya yardımcı olduğu gibi internal bir zımba görevi üstlenerek kırık oluşumunu ve yayılımını durdurucu etki de gösterirler.^{16,76} Aynı zamanda fiber ilavesi kırılma tipinde de değişiklik oluşturur.¹⁸ Konu ile ilgili yapılan literatür taramasında farklı tip fiberlerin mine ve dentine makaslama dayanımı ile ilgili yapılan çalışmaların az sayıda olmasının yanısıra, yeni geliştirilen fiber ürünlerinin

önemli eksikliklerinden olan diş yapısına adezyonunu daha detaylı incelemek amacıyla bu çalışma planlanmıştır.

Dental restorasyonların başarıları en iyi şekilde klinik çalışmalarla değerlendirilmektedir. Ancak klinik çalışmaların uzun zaman almaları, hasta takibi gerektirmesi gibi zorlukları bulunmaktadır. Ayrıca birçok değişkenin bir arada bulunduğu ağız ortamında oluşan herhangi bir başarısızlığın sebebini tam olarak belirlemek de güç olmaktadır.¹²⁰ Bu yüzden in vitro olarak yapılan ön çalışmaların da materyallerin klinik kullanım öncesi mekanik ve fiziksel özelliklerinin belirlenmesindeki rolü büyüktür. Bu testler sayesinde adezyonu etkileyen faktörler standart şartlarda ve detaylı olarak incelenme fırsatı bulunmaktadır.¹¹²

Gerilme ve makaslama dayanımı testleri dental dokulara bağlanma dayanımını değerlendirmede kullanılan major testlerdendir. Makaslama dayanımı testleri karışık tipteki stres dağılımı nedeniyle bazı araştırmacılar tarafından eleştirilmesine rağmen standart ve basit bir yöntem oluşu nedeniyle tercih edilmektedir.^{28,106,108} Test protokolünün uygulanabilir ve sonuçların güvenilir oluşu nedeniyle çalışmamızda makaslama bağlanma dayanımı testi tercih edilmiştir.

Makaslama dayanımı testlerinde uygulama hızının elde edilen bağlanma dayanımı değerlerini ve başarısızlık tiplerini etkilediği gösterilmiştir. Hara ve ark¹⁰⁶ farklı uygulama hızları (0.5-0.75-1.0-5.0 mm/dk)'nın rezin-dentin arasındaki bağlanma dayanımına etkisini araştırdıkları çalışmalarında en yüksek bağlanma dayanımını 5.0 mm/dk hız uygulanan örneklerde elde etmişler ve bu hızda % 47 oranında adeziv kopma olduğunu göstermişlerdir. 0.75 mm/dk başlık hızında ise en düşük bağlanma dayanımı ve % 91 oranında adeziv kopma tesbit etmişlerdir. Yükleme hızı arttığında kırılma

direncinde artış olduğu belirtilmektedir. Ancak yükleme hızı arttıkça materyalin kırılması için yeterli süre oluşmadığından hatalı sonuç elde edilmesi olasılığı artmaktadır.¹²¹ Bu nedenle çalışmamızda önceki çalışmalarda uygulandığı şekilde^{111, 122} 0.5 mm/dk şeklinde uygulanmıştır.

ISO 11405¹⁰⁷ standardı örnek hazırlamasını takiben $37\pm 1^{\circ}\text{C}$ 'de 24 saat bekletmeyi kısa süreli suda bekletme uygulaması olarak önermektedir. Yine bu standarda göre $5-55^{\circ}\text{C}$ 'de 5000 kez termal siklusun 6 aylık in vivo ortamı yansıttığı belirtilmiştir. Diş hekimliğinde uygulanan restorasyonların tümü ağız ortamında nemli ortamda ve ısısal değişikliklere maruz kaldıklarından çalışmamızda tüm örnekler standart şekilde termal siklus uygulanmıştır. Termal siklus uygulamamız standarda uygun ve diğer araştırmacılarla uyum içerisindedir.^{84,122,123}

Yapılan bazı in vitro çalışmalarda insan dişlerinin elde edilmesinin zor oluşu nedeniyle koyun ve sığır dişleri kullanılmıştır.^{42,61,124} Çalışmamızda daha gerçekçi sonuçlara ulaşmak açısından çekilmiş insan dişleri tercih etmemiz diğer araştırmacılarla paralellik göstermektedir.^{3,18,76} Ayrıca bukkal diş yüzeyleri morfolojik açıdan daha az çeşitlilik gösterdiğinden standizasyonun sağlanması açısından üst orta kesici dişlerin bukkal yüzeylerinin kullanımı tercih edilmiştir.⁴¹

Diş çekimini takiben diş örneklerinin dehidratasyondan korunması amacıyla kullanılan bekletme solüsyonlarının da bağlanma dayanımı değerlerini üzerinde farklı etkiler oluşturduğu belirtilmiştir. Tosun ve ark.¹²⁵ bekletme solüsyonu olarak % 0.1'lik timol, %10' luk formol ve distile su kullandıkları çalışmalarında en yüksek bağlanma dayanımını distile suda bekletilen örneklerde elde etmişlerdir. Titley ve ark.¹²⁶ çekim sonrası bekletme solüsyonu olarak formalin, sodyum hipoklorit, kloramin, homofiks,

distile su, timol, metanol, glutaraldehit kullandıkları çalışmalarında; bu solüsyonlarda bekletilen örneklerin makaslama dayanımı değerleri arasında önemli farklılık tespit edememişler ve yeni çekilmiş dişe en yakın bağlanma dayanımı değerlerini buzdolabında saklanmış örneklerde elde etmişlerdir.

Bekletme solüsyonlarına ilave edilen antibakteriyel ajanların bağlanmayı olumsuz yönde etkileyebileceğinin göz önüne alınması gerektiği belirtilmiştir.¹²⁷ Formol bileşiği diş dokularının inorganik yapısıyla etkileşime girmezken organik yapıda protein içeriği ile metilen köprüleri oluşturabilmektedir.^{125,128} Bu istenmeyen durum özellikle organik içeriği fazla olan dentin içeren örneklerde hatalı sonuçlara sebep olabilmektedir. FGK'lerin diş dokularına bağlanma özelliklerinin test edildiği çalışmamızda bekletme solüsyonlarının içerdiği herhangi bir maddenin örnek yapısıyla etkileşime girerek bağlanma dayanımını olumsuz yönde etkilememesi açısından tüm örnekler +4°C'de buzdolabında serum fizyolojik içerisinde, örnekler hazırlandıktan sonra test öncesi 24 saat 37°C'de distile suda bekletilmiştir.

Çalışma 2 kontrol grubu olmak üzere toplam 10 grup üzerinden yürütülmüştür. Çalışmada kompozit silindirlerin hazırlanması amaçlı kullanılan teflon kalıp (iç çapı 3.6, yüksekliği 4mm) boyutları çeşitli çalışmalarda kullanılan örnek boyutlarıyla uyum içerisinde.^{82,84,129,130}

Mine dış yüzeyini kaplayan aprizmatik mine tabakası varlığı nedeniyle restoratif işlem yapılırken minenin prepare edilmesi ya da en azından pürüzlendirilmesi mine prizmalarının enine, boyuna ve yatay olarak açığa çıkarılmasına yardımcı olacaktır.³³ Yapılan çalışmalar mine yüzeyinin döner enstürümanlarla prepare edildiğinde elde

edilen bağlanma değerlerinin, preparasyon yapılmayan mine yüzeylerine göre daha yüksek olduğunu göstermiştir.^{131,132}

Carvalho ve ark.¹³³ yaptıkları çalışmada mine prizmalarının paralel olarak açığa çıkarıldığında elde edilen bağlanma dayanımının, dik olarak açığa çıkarıldığında elde edilen bağlanma dayanımına kıyasla iki kat fazla olduğunu göstermişlerdir. Klinik açıdan bakıldığında fiberlerin mineye uygulama aşamasında estetiği sağlamak, yükseklik oluşturmamak ve mine prizmalarını açığa çıkarmak amacıyla mine yüzeyinden bir miktar preparasyon yapılmaktadır. Yaptığımız çalışmada farklı tip ve oryantasyona sahip fiberlerin mine ve dentine bağlanma dayanımları zımpara uygulanmış yüzeyel dentin ve mine örneklerinde incelenmiştir. Standardizasyonu sağlamak açısından hem mine hem de dentin örneklerinde 600 gritlik zımpara ile 1 dk zımparalama işlemi yapılmıştır.^{111,134}

Dentin yüzeyine asit uygulama tübül geçirgenliğinde artışa neden olmaktadır. Bu yüzden kullanılan restoratif materyalin ve adezivin antibakteriyel aktivitesi diş preparasyonu ve mikrosızıntıya bağlı gerçekleşen bakteri geçişinin zararlı etkilerini elimine etmek açısından önemlidir. Diş preparasyonu sonrası uygulanan dezenfektanlar dentin bonding ajanlarıyla ters etki oluşturarak restoratif materyalin dentine bağlanmasında zayıflatıcı etki yaptığı görülmüştür.^{135,136} Yapılan bir çalışmada antibakteriyel monomer MDPB (12-methacryloxydodecyl pyridinium bromide) içeren Clearfil Protect Bond'un antibakteriyel aktivitesi dezenfektan solüsyonlardan daha etkili bulunmuştur.¹²² İki basamaklı self etch adezivlerin altın standart olarak nitelendirilen üç basamaklı total etch adezivlerle benzer bağlanma dayanımı oluşturdukları belirtilmiştir.¹³⁷ Tüm bunların yanısıra self etch adezivler hızlı ve kolay kullanım, teknik hassasiyetin azaltılması gibi avantajlar sunmaktadırlar.^{17,138} Clearfil Protect Bond ph 1,9

olan hafif self etch su bazlı bir adezivdir. Antibakteriyel özellikte MDPB monomeri ve flor salınımından sorumlu NaF ve silika kristalleri içermektedirler. Yapılan bir çalışmada HEMA içeren rezinlerin veya dimetakrilat sistemle metil metakrilat sistemin kombinasyonunun monomer difüzyonunu desteklediği ve bağlanma yüzeyi üzerinde FGK'nın doğrusal polimer fazında bir miktar çözülebildiği gösterilmiştir.⁸³ Asidik monomer olarak bir doyurulmamış metakrilat fosfat ester (10 MDP)'in HEMA ile kombinasyonu diş yüzeyini ıslatmayı arttırdığını ve dentinin kalsiyum iyonlarıyla şelat oluşturduğunu bildirilmiştir.¹³⁸ Ellakwa ve ark.⁷⁷ yaptıkları bir çalışmada aseton içeren adezivlerin fiber yüzeyinde çözülmelere neden olduğu, etanol içeren adezivlerde ise fiber dış yüzeyinde çatlaklar oluşturduğu yapılan SEM incelemeleri sonucunda tespit etmişlerdir. Tüm bu nedenleri göz önünde bulundurarak çalışmamızda MDP içeren bir self etch adeziv olan Clearfil Protect Bond'u kullanmayı tercih ettik. Çalışmamızda elde edilen yüksek makaslama değerlerine fiber uygulamasının yanı sıra adezivin de katkısının olabileceğini ancak bu etkinin belirlenmesi için izole çalışmalara gereksinim olduğunu düşünmekteyiz.

Fiberin stresi matrikse etkin şekilde transfer etmesi fiber uzunluğuyla yakından ilişkilidir. En kısa etkin fiber uzunluğu *kritik fiber uzunluğu* diye tanımlanır. Etkili bir güçlendirme fiber boyunun kritik fiber uzunluğuna eşit ya da bu uzunluktan fazla olmasıyla sağlanır.^{74,139,140} Kritik fiber uzunluğu dağınık seyirli fiberler için 0.38mm, doğrusal seyirli fiberlerde ise 1mm olarak belirtilmiştir.¹⁴⁰ Garoushi¹³⁹ ve ark. 3mm uzunluktaki kısa cam fiberle güçlendirilmiş Semi IPN kompozit rezin restoratif kompozitle kıyaslandığında yük taşıma kapasitesini geliştirdiğini göstermişlerdir. Yine aynı araştırmacıların¹⁴⁰ yaptığı başka bir çalışmada 3 mm uzunlukta cam fiberle desteklediği premolar kuronların yük taşıma kapasitesinin fiber desteksiz gruplara göre

arttığı gösterilmiştir. Yukarıda bahsedilen araştırmalara paralel olarak biz de çalışmamızda fiber uzunluğu olarak 3mm fiber uzunluğu kullanmayı tercih ettik.

Üretim aşamasında ön doyurulma uygulanmış rezinle ileri doyurulma gerektiren ve doyurulma uygulanmamış kuru fiberlerin hekim ya da teknisyen tarafından kullanım öncesinde rezinle doyurulmaları gerekir. Doyurulma işlemi fiberin matrikse adezyonunu arttırırken artık monomer miktarında artışa neden olabileceğinden çok dikkat edilmesi gereken bir konudur.⁹¹ Bonding ajan yapısına radyoopasite elde edilmesi ve polimerizasyon büzülmesinde azalma sağlanması nedeniyle doldurucu ilavesi yapılmaktadır.⁹⁵ Doldurucu içeren bondinglerin kullanılmasıyla artık monomer oranında azalma sağlanabilir. Ancak viskoz bonding ajanların asitlenmiş dış yüzeyine penetrasyonları zor olduğundan düşük bağlanma dayanımı gösterdikleri bulunmuştur.³⁷ Belli ve ark.⁴⁹ yaptıkları çalışmada kullandıkları polietilen (Ribbond) ve cam fiberi (Everstick Net) Clearfil SE bond ile doyurarak uygulamışlardır. Tezvergil ve ark.³ yüksek oranda poroz polimer ile ön doyurulma uygulanmış Stick fiberi kullanım öncesi doldurucu içeren Scotchbond adeziv ile doyurarak uygulamışlardır. Yüksek viskositeli rezinlerle fiberleri ıslatmak da güç olduğundan çalışmamızda fiberleri doyurmak amaçlı diğer araştırmacıların^{139,141} da tercih ettiği doldurucusuz rezin (Stick Rezine) kullanılmıştır.

Fiberle güçlendirmenin etkinliği Krenchel faktörüne göre fiberin uzun aksına paralel gelen kuvvetlere karşı maksimum olmakta, uygulanan kuvvet yönünün uzun akslarına olan açısı arttıkça azalmaktadır.⁶³ Fiber doğrultusunda kuvvet uygulandığında stres fiberler boyunca yayılır.^{17,62,91} Fiber yapısının fiber tipinden bükülme dayanımı ve bükülme modülü açısından daha önemli olduğu ve kuvvetin yayılımının güçlendirmenin yapısına bağlı olduğu yapılan çalışmalarda gözlemlenmiştir.^{16,142} İki

doğrusal tek yönlü, 1 örgü ve 1 dokuma fiber kullandığımız çalışmamızda, güçlendirme etkinliğinin maksimize edilmesi ve standardizasyon sağlanması amacıyla, önceki çalışmalarda^{3,134} da uygulandığı gibi fiberlerin uzun aksına paralel şekilde kuvvet uygulamaya dikkat edilmiştir.

FGK'lar medikal ve dental uygulamalarda son 30 yıldan beri kullanılan yeni sayılabilecek bir materyal grubudur. Fiber destekli adeziv köprüler bu uygulamalar arasında son yıllarda dikkat çekmektedir. Bu köprüler diş rengiyle uyumlu metal içermeyen alt yapı sunmakla birlikte destek dişlerde minimal preparasyon gerektirmesi nedeniyle geriye dönüş imkânı vermekte, ileride yapılacak işlemleri (implant gibi) de sınırlamamaktadır. Ayrıca fiberle güçlendirilmiş adeziv köprüler klinik olarak kolay uygulanabilirlik, azalmış maliyet, diş renginde malzeme kullanımı ile daha estetik sonuçlara ulaşılması, metal renginin yansması ve metal kullanımına bağlı diğer olumsuz özelliklerin ortadan kalkmış olması gibi birçok avantaja sahiptir. Ancak titiz klinik çalışma gerektirmesi, sınırlı yük taşıma (gövdenin dar yapıda olması) gibi dezavantajlara da sahiptir.^{7,143,144}

FGK'li restorasyonlarla ilgili klinik çalışmalarda, fiberle güçlendirilmiş adeziv köprülerle ilgili başarısızlık nedenlerinden biri de FGK materyalinin diş yapısına ve restoratif kompozitlere yetersiz adezyonundan kaynaklanan kopmalar olduğu rapor edilmiştir.^{81,141,145}

Aliteri ve ark.¹⁴⁶ 14 hastaya diş yüzeyinde preparasyon yapmadan uyguladıkları FGK adeziv köprülerde 1 yıl sonunda başarı oranını % 55 olarak tesbit etmişlerdir. Başarısızlığın en büyük nedeninin adeziv bağlanmadaki yetersizlikler olduğunu belirtmişlerdir.

Vallittu ve Sevelius¹⁴⁷ Stick, Stick Net ve Bella Glass fiber içeren adeziv köprü uyguladıkları 31 hastada, 9. ayda iki hastada diş-restorasyon arasında adeziv başarısızlık tespit etmişler ve üst yapıda başarısızlık görülmediğini rapor etmişlerdir.

Ohlmann ve ark.¹⁴⁸ posterior bölgede metal içermeyen (fiberli ve fibersiz) kuronların geleneksel metal seramik kuronlarla karşılaştırdıkları in vivo çalışmalarında, 1 yıllık takip süresinin sonunda metalsiz kuronların kabul edilebilir stabilite ve estetik performans gösterdiklerini, ancak fiber içeren kuronlarda metal seramik kuronlara oranla plak birikiminde bir miktar artış olduğu gözlemlemişlerdir.

FGK'ların mekanik özelliklerinin belirlenmesi amacıyla yapılan in vitro çalışmalarda FGK'ların restoratif kompozitlerden daha üstün mekanik özellikler gösterdiği bulunmuştur.^{53,59,68,70}

Garoshi ve ark.¹³⁹ kısa cam fiberlerle güçlendirdikleri kompozit rezinleri geleneksel dolduruculu kompozitlerle karşılaştırdıkları in vitro çalışmada, yüksek stres alan sahalarda FGK'ların mekanik özellikleri geliştirdiğini rapor etmişlerdir.

Belli ve ark.⁶⁵ MOD restorasyonlarda kullandıkları dokuma formundaki polietilen fiberin kırılma direncinde artışa neden olduğunu göstermişlerdir.

Vallittu⁶⁷ Stick fiber kullandıkları akrilik rezin polimerlerin gerilme dayanımı ve bükülme modulusunu arttırdığını göstermişlerdir.

Xu ve ark.¹² MOD kaviterde kullandıkları ön polimerizasyon uygulanmış (precure) cam fiber insertlerin dayanıklılık, sertlik ve elastiki modulusta artış, polimerizasyon büzülmesinde azalmaya neden olduğunu belirtmişlerdir.

Hamza ve ark.⁹¹ geçici restoratif rezinleri Construct, Fibrestick, Ribbond normal, Ribbond THM, Ribbond triaxial ve Fibrenet kullanarak güçlendirdikleri çalışmalarında

Fibrestick ve Construct fiber içeren gruplarda bükülme dayanımında kontrol grubuna göre artış oluştuğunu gözlemişlerdir.

Puska ve ark.¹⁴⁹ çapraz bağ içeren dört farklı polimer kompoziti cam fiberlerle güçlendirdikleri çalışmalarında fiberli gruplarda daha yüksek bükülme dayanımı ve bükülme modülü elde etmişlerdir.

Karbhari ve Wang⁷⁵ üç eksenli örgü tarzında polietilen fiberle güçlendirdikleri akışkan kompozitin flexural özelliklerinde artış ve kırık oluşumunu durdurucu yüksek seviyede kırılma direnci sağlandığını bulmuşlardır.

Ancak yapılan bazı araştırmalarda fiber kullanımının mekanik özellikleri geliştirmede sonucuna da ulaşılmıştır. Fennis ve ark.¹⁰ buccal ve palatinal tüberkül farktörü oluşturulmuş MOD premolar diş kavitealarında cam fiberle yapılan güçlendirmenin etkili olmadığını göstermişlerdir.

Gresnigt ve Özcan¹⁵⁰ direkt ve indirekt uygulanan laminate venterlerde simantasyon yüzeyinde kullandıkları çalışmalarında E-cam fiberlerin fraktür dayanıklılığında artışa sebep olmadığını belirtmişlerdir.

Genellikle insan minesine in vitro bağlanma dayanımı yüzeyel dentine yakın veya yüzeyel dentinden biraz yüksektir.¹⁵¹ Çeşitli raporlarda adezivlerin minede 18-32 MPa, dentinde 15-30 MPa'lık makaslama dayanımı değerleri gösterdiğini bildirilmektedir.^{3,152} Araştırmamızda bahsedilen çalışmaları destekler şekilde dentin örneklerinde elde edilen bağlanma değerleri (20.83 - 36.87 MPa) mine örneklerinden (21.51 - 40.18 MPa) daha düşük olarak bulunmuştur. Çalışmamızda kullandığımız tüm fiberler dentine oranla mineye daha iyi bağlanma oluşturmuşlardır. Dentine olan bağlanma dayanımı değerlerinin mineye oranla daha düşük olarak tesbit etmemiz;

dentin dokusunun kompleks yapısına bağlı olarak dentine adezyonun daha g¼c sağlanmasına bağlı olduğunu d¼ş¼nmekteyiz.

FGK ve restoratif kompoziti bir arada tutan interfasyal g¼c¼ler Van der Waals kuvvetleri ve elektrostatik çekim kuvvetleri, kimyasal bağlanma ve mekanik iç kilitlenmelerdir. Restoratif kompozit-FGK adezyonundaki artış adeziv başarısızlık oranını azaltıp koheziv başarısızlık oranını arttırabilir. Mekanik yükleme altında her yüzey farklı davranır. Bu nedenle interfasyal bağlanma karışıkır. İnterfasyal adeziv dayanım kitlesel koheziv dayanımdan düşük olursa en zayıf yüzeyden ayrılma oluşacağı için adeziv başarısızlık gözlenir.⁸⁸ Adeziv bağlanma değerlerinin tam olarak yansıtılması için adeziv başarısızlığın daha çok olması istenir. Koheziv başarısızlık oluştuğunda dentin ve adeziv arasındaki interfasyal bağlanma değeri ölçülemediği belirtilmektedir.⁴² Ancak bazı araştırmalarda bağlanma dayanımı düşük olan örneklerde daha çok adeziv, bağlanma dayanımının yüksek olduğu sistemlere doğru gidildikçe miks ve koheziv başarısızlıkların arttığı gösterilmiş. Buna dayanılarak bağlanma dayanımı değerleriyle kopma tipleri arasında ilişki olabileceği belirtilmiştir.^{118,153-155} Yaptığımız çalışmada başarısızlık tiplerinin incelendiğinde kontrol gruplarından fiberli gruplara doğru gidildikçe adeziv kopmalarda azalma olurken miks ve koheziv kopma sayısında artış gözlenmesi yukarıdaki araştırmacıların bulgularını destekler niteliktedir.

Klinik açıdan bakıldığında başarısızlık tipleri arasında en kabul edilebilir olanlar ağız içerisinde kolaylıkla tamir edilebilen kompozit içinde koheziv yada restorasyonun yarısından daha azını kapsayan kitlesel fraktürdür.¹⁵⁰ Çalışmamızda fiberlerin diş restorasyon ara yüzünde kullanımı sonucu koheziv ve miks başarısızlık tipinde artış oluşması *catastropic* başarısızlık oranında da azalmaya neden olması bakımından önemlidir.

Meiers ve ark.¹³⁴ iki rezinle doyurulmuş cam (Splint-It unidirectional, Splint-It woven), 2 doyurulma yapılmamış (Connect, Ribbond THM) polietilen fiberin mineye olan makaslama dayanımını inceledikleri çalışmalarında Connect fiberin önemli ölçüde makaslama dayanımını arttırdığını bulmuşlardır. Ayrıca cam ve polietilen ağın varlığı mine yüzeyinde stres dinamiğinde değişime neden olabileceğini, kırık oluşumunu ve ilerlemesini durudurucu etki oluşturabileceğini ileri sürmüşler ve bu hipotezlerini Connect fiber için ispatlamışlardır. Connect'in yüksek elastiki modülü ve düşük bükülme modülü sayesinde arayüzde oluşan stresi modifiye ettiğini belirtmişlerdir. Ribbond THM ve Splint-It woven'de ise makaslama dayanımı değerlerinde kontrol grubuna göre bir miktar artış gözlemlenmesine rağmen bu artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Yine aynı çalışmada kırılma tipleri incelenmiş ve kontrol grubunda kırılmalar ara yüze yakın bulunmuştur. Connect fiberde mineye bağlanma dayanımı FGK'nın koheziv dayanımından fazla olduğu için, FGK içinde koheziv kopma oranının daha fazla olduğu belirtilmiştir.

Çalışmamızda EverStick ve Construct örneklerinde kontrol gruplarına oranla daha fazla koheziv ve miks başarısızlık oranı tespit etmemizin nedeni; EverStick ve Construct örneklerinin dış yapısına olan bağlanma dayanımının yüksek oluşu nedeniyle, gelen kuvvetin FGK yapısı içinde kopmaya neden olması olabilir.

Tezvergil ve ark.¹²⁹ iki farklı polimer matriks kompozisyonuna (pöröz PMMA ve PMMA, BisGMA) ve farklı dizilime sahip fiberlerin mine ve dentine olan makaslama dayanımını iki farklı yaşlandırma koşulunda inceledikleri çalışmalarında, FGK'ların kullanımının mine ve dentine bağlanma dayanımında önemli artışa neden olmadığını ancak ara yüz kırık yayılımında değişiklik oluşturduğunu bulmuşlardır. Fiberler arasında farklı bağlanma değerleri elde edilmesinin farklı fiber-matriks

kompozisyonlarına bağlı olduğunu belirtmişlerdir. FGK ve diş yapısı arasında adeziv kopma oluştuğunda fiberin kompozitle iyi bağlandığını belirtmişler ve gruplar arasında mineye bağlanma değerlerini dentine oranla daha yüksek olarak tespit etmişlerdir. EverStick Net mineye daha iyi bağlanırken, Stick Net dentine daha iyi bağlandığı gösterilmiş. İki yönlü güçlendirme sağlayan (Everstick net, Stick net) fiber gruplarında % 90 oranında koheziv, dağınık fiber içeren gruplarda % 85 oranında koheziv başarısızlık belirlemişlerdir.

Tezvergil ve ark.³ yaptıkları çalışmada iki farklı FGK (Stick, Everstick) materyalinin ve bir restoratif kompozit (Filtek Z 250) materyalinin direkt olarak ve akışkan kompozit (Tetric Flow) kullanarak iki farklı yaşlandırma koşulunda insan mine ve dentin yüzeylerine makaslama bağlanma dayanımlarını incelemişler ve kırılma tiplerini belirlemişlerdir. Fiber kullanımının ve akışkan kompozit kullanımının makaslama dayanımını arttırmadığını sadece başarısızlık tipinde değişiklik oluşturduğunu gözlemlemişlerdir. EverStick fiberin mineye daha iyi bağlandığını, Stick fiberin ise dentine daha iyi bağlandığını tesbit etmişlerdir. EverStick grubunda FGK yapısında koheziv kopma gözlenmezken, Stick grubunda FGK içinde koheziv kopma gözlendiğini belirtmişlerdir.

Çekiç-Nagas ve ark.¹⁷ yaptıkları çalışmada; sığır dentinine rezin kor sistemlerin farklı adeziv sistemler kullanarak bağlanması üzerine fiber (Everstick Net) ilavesinin etkisini incelemişler ve fiber tabakası varlığının makaslama dayanımında önemli oranda artışa sebep olduğunu ve başarısızlık tipinde de değişikliğe neden olduğunu göstermişlerdir. Bu sonuca ara yüzeyde oluşan stresin fiberler sayesinde geniş alana yayılarak azaltılmasına bağlamışlardır. Ayrıca ara yüzde fiber kullanımının, yüzeyleri bir arada tutma ve kırık oluşumuna engel olma görevi üstlendiğini belirtmişlerdir.

Rezin kor materyali ile dentin arasında kontrol gruplarında (fibersiz) adeziv başarısızlığın daha fazla görüldüğünü rapor etmişlerdir. Kontrol gruplarının tümünde adeziv başarısızlık gözlemlenmişken, FGK'lı gruplarda yüksek makaslama dayanımı değerlerinin yanısıra ve koheziv başarısızlık oranında da artış olduğunu göstermişlerdir.

Lassila ve ark.⁸⁴ BR-100 ve EverStick materyalinin Panavia F rezin siman bağlanma değerlerini inceledikleri çalışmalarında 20.1-23.7 MPa arasında makaslama dayanımı elde etmişler. EverStick örneklerinin makaslama dayanımının daha yüksek olduğunu tespit etmişlerdir.

Fiberler bağlanma ara yüzeyinde stres absorbe eden mekanizma görevi görür. Kırığın yayılımı bir fiberden diğerine geçerken enerji absorbe edilir. Yaptığımız çalışmada en yüksek makaslama dayanımı değerleri Construct/mine (40.18MPa), Everstick/mine (39.87MPa) ve Construct/dentin (36.87MPa) gruplarında elde edilmiştir. Fiberler içerisinde en düşük bağlanma dayanımı değerleri Stick mine (21.51MPa) ve Stick/dentin (21.06MPa) grubunda elde edilmiştir. Çalışmamızda fiber içeren gruplar arasında elde ettiğimiz farklı bağlanma dayanımı değerleri bağlanılan dental dokunun farklı oluşu dışında farklı fiber ve matriks yapısına sahip FGK'ların kullanımına bağlı olabileceğini düşünmekteyiz.

Fiberle güçlendirmenin etkinliği; kullanılan rezinin içeriği, rezin içerisindeki fiberin miktarı, formu (örgü, doğrusal ya da dağınık oluşu), uzunluğu, çapı, oryantasyonu, polimer matrikse adezyonu, rezinle doyurulması gibi birçok faktörden etkilenir.^{90,95,139,140,156}

FGK yapısını oluşturan fiberin çapı da mekanik özellikleri etkiler. Küçük çaplı fiber kullanıldığında FGK yapısı içindeki fiber sayısındaki artışla birlikte fiberlerin

toplam yüzey alanı da artacağından her bir fiber yüzeyinin rezinle temasının sağlanması da zorlaşmaktadır.⁷¹ Obukoro ve ark.⁷¹ 7,10,13,16,20,25,30,45 µm çaplı cam fiberlerle güçlendirilmiş kompozitlerde en yüksek flexural dayanımını 20,25,30 µm çaplı fiberlerin kullanıldığı gruplarda elde etmişlerdir.

Ribbon THM önceden rezinle doyurulmamış (nonimpregnated) ve çalışılabilmesi için rezinle doyurulması gereken *leno* örgü yapısında polietilen bir fiberdir.¹³⁴ Leno örgü, iç içe geçmiş kilitli örgü şeklinde bir yapıdır. Bu yapı fibere dayanıklılık ve stabilite kazandırır, aynı zamanda dış konturuna da yakın adaptasyon sağlar.⁹⁰ Bu sayede fiberler el ile manüplasyon esnasında, polimerizasyon sırasında ve dış adaptasyonda yapısal dağılma ve bozulmaya direnç gösterirler.¹⁶

Yaptığımız çalışmada kullandığımız Ribbon THM fiberin sahip olduğu özel örgü yapısı ve diğer fiberlerle kıyaslandığında fiber çapının küçük olması nedeniyle rezinle doyurulmasının güçleştiğini söyleyebiliriz. (Ever Stick 20.2 µm; Stick 15-17 µm; Ribbon 10-15 µm, Construct 18-20 µm) Ribbon THM fiber içeren örnekten aldığımız SEM görüntüsünde rezinle tam ıslatılmamış alanlar görülmesi bu görüşü destekler niteliktedir (Şekil:30a).

Fiber rezin matriks arasındaki bağlanma fiberle güçlendirmenin etkinliğini maksimize etmede kilit noktalardan biridir.^{77,105,142} Fiberlerin polimer matrikse adezyonunu arttırma amacıyla sıklıkla uygulanan metod fiberlerin uygulama öncesinde rezinle doyurulmasıdır.^{77,83} Bu işlem ön doyurulma uygulanmış (preimpregnated) fiberlerde olduğu gibi üretici tarafından yapılmış veya Ribbon fiberde olduğu gibi doyurulma işlemi uygulanmadan üretilmiş olabilir. Ön doyurulma uygulanmış fiberler ya pöröz doğrusal polimer, ya ışıkla polimerize edilebilen monomer ya da bu ikisinin

kombinasyonu ile doyurulurlar.^{82,83} Fiberlerin doyurulma derecesi FGK'ların özelliklerini önemli ölçüde etkiler. İyi doyurulmuş fiberlerde mekanik özelliklerde artış gözlenmektedir. Aynı zamanda etkili yapılmış doyurulma FGK-kompozit bağlanma dayanımını etkiler.⁸² Fiberle matriks arasında boşluk olması durumunda FGK' nın gelen kuvvete karşı dayanma kapasitesi düşecektir.^{56,91} Stick fiberde elde ettiğimiz düşük bağlanma değerleri (mine 21.51MPa, dentin 21.06MPa) fiber-matriks ara yüzeyinde oluşmuş olan hava kabarcıklarının yapıyı ve fiber adezyonunu etkilemiş olmasına bağlı olduğunu düşünmekteyiz.

Ara rezin uygulama süresi artıkça FGK'nın polimer matriksine rezin monomerlerin penetrasyonu daha etkili olur. Fiberlerin rezinle doyurulma zamanı artıkça monomer çözücülerin doğrusal polimer yapısına difüzyonu için yeterli zaman oluşacağından makaslama dayanımı değerlerinde artış gözlenmektedir.^{82,83} Monomerlerin FGK polimer matriksi içine geçişi için minimum 5dk süreyle kapalı bir kutu içerisinde doyurulma uygulaması önerilmiştir.⁸¹ Yapılan çalışmalarda ise farklı sürelerde doyurulma uygulaması yapılmıştır. Çekiç-Nagas ve ark.¹⁷ EverStick net fiberi kullanımdan önce Stick rezinle 24 saat süreyle doyurduktan sonra uygulamışlardır. Tezvergil ve ark.¹²⁹ çalışmalarında kullanım öncesi Stick net fiberi 10 saat süreyle ışık geçirmez bir kutu içinde Stick rezinle doyurarak kullanmışlardır. Stick rezinle ileri doyurulmaya tabi tutulan Sticknet fiberde çapraz bağlı matriks içerisinde ileri doyurulma gerektirmeyen EverStick Net'e göre daha fazla PMMA bulunmasının FGK yapısını zayıflatarak güçlendirme etkinliğinde azalmaya neden olabileceğini belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da Stick ve Ribbond THM fiberlerde hem mine hem de dentin gruplarında elde edilen makaslama dayanımı değerlerinin EverStick fiber'li gruplardan daha düşük olarak elde etmemiz el ile uygulanan doyurulma işlemi

sonunda FGK yapısı içerisinde fazla oranda PMMA bulunmasına bağlı olabileceğini düşünmekteyiz.

Keski Nikkola ve ark.¹⁴¹ cam fiberle güçlendirilmiş kompozit (Stick) ve restoratif kompozit (Gradia, GC dental Japan) arasındaki bağlanma dayanımı üzerine cam fiberin rezinle doyurulma süresinin (5snve 5dk) etkisini inceledikleri çalışmada; 5dk olarak uygulanan doyurulma süresinde 21.0 MPa, 5sn olarak uygulanan doyurulma süresinde ise 10.8 MPa'lık makaslama dayanımı değerleri elde etmişlerdir. Dooyurulma süresi arttıkça makaslama dayanımı değerlerinde de artış olduğunu belirtmişlerdir.

Latsumaki ve ark.⁸² poroz PMMA ile ön dooyurulma uygulanmış Stick Net fibere 5 farklı sürede (10 dk, 60dk, 2 saat, 5 saat, 24 saat) düşük viskoziteli dimetakrilat sistem (sinfony aktivatör) ile ileri dooyurma uygulayarak fiber ve restoratif kompozit arasındaki bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmalarında, dooyurulma zamanı arttıkça makaslama dayanımının arttığını göstermişlerdir. En yüksek makaslama bağlanma dayanımı değerini (18.7MPa) 24 saat dooyurulma uygulanan grupta elde etmişlerdir. Artan dooyurulma zamanına paralel olarak makaslama dayanımı değerlerindeki artışın Stick net-kompozit yapısına sinfony aktivatörlerinin iyi penetrasyonuna bağlı olduğunu belirtmişlerdir.

Çalışmamızda kullandığımız rezinle dooyurulma gerektiren Ribbond THM ve Stick fiberleri penetrasyon için yeterli süre sağlanması amacıyla 24 saat öncesinden Stick rezinle dooyurarak uygulamamız yukardaki araştırmacılarla^{17,82} uyum içerisinde dir.

Son yıllarda üretilmiş FGK materyallerinin polimer matriksi linear veya çapraz bağlı polimer matriks içerir. Dental kullanım için 2 çeşit Semi IPN vardır. Biri Stick fiberde olduğu gibi rezinle ileri dooyurulma gerektirenler. Diğeri EverStick de olduğu

gibi tamamen doyurulmuş olup rezinle doyurulma gerektirmeyenlerdir.¹²⁹ Semi IPN yapısı tipik kopolimerden farklı olarak çapraz bağlı ve doğrusal olmak üzere 2 bağımsız polimer ağı sahiptir ve tek bir ağ oluşturarak bağlanmazlar.^{82,149,157} FGK' larda Semi IPN matriks sisteminin tercih sebebi sistemin fiberin kompozite interdifüzyonel bağlanma yoluyla adezyonunu ve manüplasyonunu geliştiren yüksek viskositede rezin içermesi nedeniyledir.^{3,140,158}

Puska ve ark.¹⁴⁹ yaptıkları araştırmada çapraz bağlı polimer matriksin, sadece doğrusal polimer içeren matrikse göre cam fiberlere daha iyi bağlandığını göstermişlerdir. Aynı zamanda yüksek çapraz bağlı matriksin suda çözünürlüğünün oldukça düşük olduğu gösterilmiştir.⁸⁴

Çekiç Nagas ve ark.¹⁷ EverStick Net fiber kullandıkları çalışmada FGK ve adeziv rezin arasında iyi adezyon olduğunu ve bunun Semi IPN matriks yapısı oluşumuna bağlı olduğunu belirtmişlerdir.

Ergün ve Yenisey⁸⁵ dört farklı restoratif kompoziti EverStick fiberle güçlendirdikleri çalışmalarında bağlantı yüzeylerini SEM ile incelemişler ve fiber-kompozit birleşim yüzeyinde hava boşluğu olmadığı ve başarılı bir geçiş olduğunu göstermişlerdir.

Lassila ve ark.⁸⁴ EverStick ve BR 100 fiberleri kullandıkları çalışmalarından elde ettikleri SEM mikrograflarında her iki FGK materyalinde de hava kabarcığı olmadığı gözlemlenmişler, BR 100'de fiber dağılmasının EverStick'e göre daha fazla olduğunu tespit etmişlerdir. Everstick fiberin bağlanmasının BR 100'e göre daha iyi olduğunu belirtmişler. Bunu EverStick fiberin Semi IPN matrix yapısından kaynaklandığını ifade etmişlerdir. Yine farklı bir çalışmada Tezvergil ve ark.¹²⁹ kırılma

sonrası bağlanma ara yüzlerinin SEM incelemelerinde EverStick Net fiberde, fiberler arasında ayrılmanın Stick Net fiberlere göre daha az olduğunu gözlemlemişlerdir.

EverStick polimer monomer jel matriks içine yoğun sıkıştırılmış silanize cam fiberlerdir. Yapı polimetil metakrilat kapsülle çevrilidir. Çapraz bağlı dimetakrilat ve linear PMMA matriksi ve onun oksijen inhibisyon tabakası sayesinde restoratif kompozitle interdifüzyonel bağlanmaya imkân vermektedir.^{58,81} Çalışmamızda EverStick fibere ait SEM görüntülerinde fiber matriks ara yüzünde hava boşluklarının olmadığı ve rezin matriks fiber geçişinin başarılı olduğu izlenmektedir (Şekil: 31 a,b). Elde ettiğimiz bulgular interdifüzyonel bağlanmanın etkin şekilde gerçekleştiğinin bir göstergesidir. Hava boşluğunun olmayışı üretici tarafından doyurulma uygulanmış olmasına bağlı olabilir. Yapılan bir çalışmada fiberlere uygulanan ön doyurulma işleminin fiberlerin rezin adaptasyonunu geliştirmesinin yanı sıra polimer-fiber sisteminin dayanıklılığını arttırdığı gösterilmiştir.¹⁰¹

Tezvergil ve ark.³ makaslama dayanımı testi sonrası aldıkları SEM görüntülerinde, Stick fiber içinde fiberler arasında matriksi zayıflatabilen ve stresleri lokalize eden hava boşlukları tesbit etmişler, EverStick fiberde bu hava boşluklarının oluşmadığını belirtmişlerdir.

Valittu⁶⁷ yaptığı çalışmada Stick (continuous unidirectional) ve Stick Net (woven preimpregnated) fiberlerle güçlendirdikleri ısıyla ve kendiliğinden polimerize olan protez kaide materyallerinin SEM görüntülerinde her iki fiberin de polimer matriksle iyi bütünleşme gösterdiklerini tespit etmişlerdir.

Yaptığımız çalışmada Stick fiberli örneklerden alınmış SEM görüntülerimizde hava kabarcıklarının görülmesi pöröz polimer matriks içermesi ve el ile yapılan doyurulma işlemine bağlı olabileceğini düşünmekteyiz (Şekil:33a).

Fiberle üst yapıyı oluşturan restoratif kompozit arasındaki bağlantıyı arttırmak amacıyla rezinle doyurulma yapılması dışında fiber yüzeyine üretici tarafından radyasyon, silan, plasma tedavisi, kimyasal yakma gibi uygulamalar yapılarak fiber matriks adezyonu geliştirilmeye çalışılmıştır.^{77,80}

Ellakwa ve ark.⁷⁷ yüksek moleküler ağırlıklı polietilen fiberlere adezyonu arttırmak amacıyla uygulanan silanizasyon işleminin ön doyurulma öncesinde uygulandığında fiberin rezinle ıslatılabilirliğinde azalmaya neden olduğunu ve bunun da bükülme dayanımında azalmaya neden olabileceğini belirtmişlerdir.

Suzuki ve ark.⁵³ cam fiber içeren deneysel fiberle güçlendirdikleri indirekt kompozitlerin üç nokta bükme ve darbe dayanımı testleri sonrası fiber matriks ara yüzünde ayrılma oluşmadığını ve iyi bir adezyon oluştuğunu gözlemlemişler. Bunun fiber yüzeylerine uygulanan silanizasyona bağlı olabileceğini belirtmişlerdir.

Çalışmada kullandığımız Stick fiberlerden makaslama dayanımı sonrası aldığımız SEM görüntülerinde fiber-matriks ayrılmaları gözlemlenmiştir (Şekil:33 b,c). Bu sonuca Stick fiberde yüzey işleminin eksikliği ve el ile uygulanan doyurulma işleminin adezyonu sağlamak açısından yetersiz kalmasının sebep olabileceği düşünülebilir.

Hamza ve ark.⁹¹ yaptıkları çalışmada silanize ve plasma tedavisi uygulanmış polietilen fiberlerin sadece silanizasyon uygulanmış polietilen fiberlerle kıyaslandığında daha yüksek fraktür dayanımı ve bükülme dayanımı sergilediklerini belirtmişlerdir.

Çalışmamızda kullandığımız Construct fiber ön doyurulma yapılmış, yüzey işlemi olarak soğuk gaz plasma tedavisi ve silanizasyon uygulanmış bir polietilen fiberdir. Construct fiberde çalışmada kullanılan diğer fiberlere oranla daha yüksek makaslama dayanımı değerleri elde etmemiz, yüzey işlemlerinin fiber matriks adezyonunu arttırarak fiberin güçlendirme etkinliğini arttırmış olmasına bağlı olabilir.

Diş-restoratif materyal birleşim yüzeyi gibi yüksek stres alan sahalarda kullanılan fiberler, gelen stresi başarılı şekilde dağıtarak kırık oluşumunu ve yayılmasını durdurucu internal zımba görevi yapmaktadırlar. Bu nedenle fiberlerin bağlanma başarısızlıklarının çözümünde uygun bir alternatif olduğunu söyleyebiliriz.

Fiberle desteklenmiş adeziv restorasyonların kullanımı ümit verici olmasına rağmen uzun dönem performanslarının belirlenmesi, rezin matriks-fiber adezyonununun ve fiberlerin diş yapılarına olan adezyonlarının geliştirilmesi amacıyla ileri çalışmaların yapılması ve bu çalışmaların takip süresi uzun klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

SONUÇLAR

Bu çalışmanın sınırları içinde ulaşılan sonuçlar ve öneriler şunlardır:

1- Mine ve dentin gruplarında kullanılan FGK 'ların makaslama bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak önemli farklılık bulunmuştur ($p<0.001$).Gruplar içerisinde en yüksek bağlanma dayanımı Construct/mine grubunda 40.18 MPa olarak ölçülmüştür. En düşük bağlanma dayanımı dentin/kontrol grubunda 20.83 MPa olarak elde edilmiştir. Çalışmada Construct/mine, Construct/dentin, EverStick/mine gruplarında bağlanma dayanımı değerleri kontrol gruplarına göre önemli oranda artış göstermiştir ($p<0.001$).

2- Tüm fiber içeren gruplarda (FGK) ve kontrol gruplarında mineye bağlanma dayanımı değerleri, dentine bağlanma dayanımı değerlerinden yüksek olarak bulunmuştur. Ancak bu fark istatistiksel anlamda EverStick fiber grubunda anlamlı bulunmuştur ($p<0.001$). Diğer gruplarda anlamlı bulunmamıştır.

3- Fiber tipi ($p<0.001$) ve substrat tipi ($p<0.001$) faktörlerinin makaslama bağlanma dayanımı üzerine istatistiksel anlamda önemli etki oluşturduğu belirlenmiştir. Ancak fiber tipi substrat tipi etkileşiminin (interaksiyonunun) bağlanma dayanımı üzerinde anlamlı etkisi olmadığı tespit edilmiştir ($p>0.05$).

4- Diş restorasyon ara yüzünde fiber kullanımının başarısızlık tipinde değişiklik oluşturduğu gözlenmiştir. Kontrol gruplarında baskın başarısızlık tipi adeziv kopma olarak belirlenmiştir. Fiber içeren gruplarda ise miks ve koheziv başarısızlık oranlarında artış olduğu gözlenmiştir.

5- SEM analizi sonucunda farklı tip fiberlerin farklı bağlanma arayüzü morfolojileri oluşturduğu gözlemlenmiştir. EverStick C&B ve Construct fiber içeren örneklerin SEM mikrograflarında fiber-matriks arayüzünde başarılı bir geçiş tespit edilirken Stick fiberde ara yüzde hava kabarcıkları olduğu gözlemlenmiştir. Ribbond THM fiber görüntülerinde sıkı yapısı nedeniyle rezinle tam doyurulamayan fiber alanları tespit edilmiştir.

6- Fiber yüzeylerine uygulanmış olan ön doyurulma işlemi ve yüzey uygulamaları rezin matriks-fiber bütünleşmesinde önem taşıdığı görülmüştür. Silan ve plazma tedavisi uygulanmış Construct fiberde sadece plazma tedavisi uygulanmış Ribbond THM fibere göre daha başarılı ara yüz adezyonu belirlenmiştir. Poroz polimer (PMMA) ile doyurulmuş Stick fibere göre ışıkla polimerize olan rezin (Bis-GMA) ile polimer doyurulma uygulanmış EverStick fiberde daha başarılı rezin-matriks geçişi olduğu gözlenmiştir.

KAYNAKLAR

1. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955;34(6):849-53.
2. Tam LE, Khoshand S, Pilliar R. Fracture resistance of dentin-composite interfaces using different adhesive resin layers. *J Dent* 2001;29(3):217-25.
3. Tezvergil A, Lassila LV, Vallittu PK. Strength of adhesive-bonded fiber-reinforced composites to enamel and dentin substrates. *J Adhes Dent* 2003;5(4):301-11.
4. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003;28(3):215-35.
5. Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Oper Dent* 1997;22(4):173-85.
6. Hasegawa T, Retief DH, Russell CM, Denys FR. Shear bond strength and quantitative microleakage of a multipurpose dental adhesive system resin bonded to dentin. *J Prosthet Dent* 1995;73(5):432-8.
7. Monaco C, Ferrari M, Miceli GP, Scotti R. Clinical evaluation of fiber-reinforced composite inlay FPDs. *Int J Prosthodont* 2003;16(3):319-25.
8. Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP, Eckrote KA, Goldberg AJ. Clinical evaluation of fiber-reinforced fixed bridges. *J Am Dent Assoc* 2002;133(11):1524-34
9. Kama J. Conservative treatment of cracked tooth syndrome using Ribbond fibre-reinforced composite resin. *Dental Products Report*, September 2000:48-9.

10. 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. *Dent Mater* 2005;21(6):565-72.
11. Tokajuk G, Pawińska M, Stokowska W, Wilczko M, Kędra B. The clinical assessment of mobile teeth stabilization with Fibre-Kor. *Adv in Med Sci* 2006. p. 225-6.
12. Xu HH, Schumacher GE, Eichmiller FC, Peterson RC, Antonucci JM, Mueller HJ. Continuous-fiber preform reinforcement of dental resin composite restorations. *Dent Mater* 2003;19(6):523-30.
13. Freudenthaler JW, Tischler GK, Burstone CJ. Bond strength of fiber-reinforced composite bars for orthodontic attachment. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2001;120(6):648-53.
14. Seefeld F, Wenz HJ, Ludwig K, Kern M. Resistance to fracture and structural characteristics of different fiber reinforced post systems. *Dent Mater* 2007;23(3):265-71.
15. Burcak Cengiz S, Stephan Atac A, Cehreli ZC. Biomechanical effects of splint types on traumatized tooth: a photoelastic stress analysis. *Dent Traumatol* 2006;22(3):133-8.
16. Karbhari VM, Strassler H. Effect of fiber architecture on flexural characteristics and fracture of fiber-reinforced dental composites. *Dent Mater* 2007;23(8):960-8.
17. Cekic-Nagas I, Ergun G, Tezvergil A, Vallittu PK, Lassila LVJ. Effect of fiber-reinforced composite at the interface on bonding of resin core system to dentin. *Dent Mater J* 2008;27(5):736-43.

18. Turkaslan S, Tezvergil-Mutluay A, Bagis B, Shinya A, Vallittu PK, Lassila LV. Effect of intermediate fiber layer on the fracture load and failure mode of maxillary incisors restored with laminate veneers. *Dent Mater J* 2008;27(1):61-8.
19. Adebayo OA, Burrow MF, Tyas MJ. Bond strength test: role of operator skill. *Aust Dent J* 2008;53(2):145-50.
20. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dent Mater* 2010 26(2):e38-49.
21. Tagami J, Nikaido T, Nakajima M, Y. S. Relationship between bond strength tests and other in vitro phenomena. *Dent Mater* 2010;26(2):e94-9.
22. Bayne SC, Thomson J. Sturdevant's Arts and Science of Operative Dentistry. 5th ed. St. Louis: Mosby; 2006.p.135-142
23. Theodore M. Roberson HOH, Edward J. Swift Jr. Fundamental Concepts of Enamel And Dentin Adhesion In: TM R, editor. Sturdevant's Arts and Science of Operative Dentistry St Louis: Mosby 2006. p. 243-79.
24. Marshall SJ, Bayne SC, Baier R, Tomsia AP, Marshall GW. A review of adhesion science. *Dent Mater* 2010;26(2):e11-6.
25. Dayangaç B. Bonding sistemler "Kompozit Rezin Restorasyonlar". Ankara : Güneş Kitapevi 2000.p.2-6
26. Chung CW, Yiu CK, King NM, Hiraishi N, Tay FR. Effect of saliva contamination on bond strength of resin luting cements to dentin. *J Dent* 2009;37(12):923-31.
27. Latta MA, Barkmeier WW. Dental adhesives in contemporary restorative dentistry. *Dent Clin North Am* 1998;42(4):567-77.

28. Bek G, Eligüzeloğlu E, Arısu HD, Üçtaşlı MB, Ömürlü H, Türköz E. Akışkan Kompozit Rezinlerin Dentine Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Üzerine Etkileri. GÜ Diş Hek Fak Derg 2008;25:1-6.
29. Lopes GC; Greenhalgh D PK, Oliveira GMS, Widmer N. Enamel acid etching : A Review. Compend Contin Educ Dent 2007;28:18-24.
30. Van Landuyt KL KP, De Munck J, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acid-etching. J Dent 2006;34(1):77-85.
31. Christensen, GJ. Bonding to dentin and enamel Where does it stand in 2005? J Am Dent Assoc 2005;136(9):1299-302.
32. Lindberg A. Resin Composites. Sandwich restorations and Curing techniques. Doctoral thesis Sweden 2005.
33. Wilson NHF, Roulet JF, Fuzzi M. Advances in Operative Dentistry Challenges of the Future Quintessence Pub Co; 2001. p. 131-61.
34. Zidan O, Hill G. Phosphoric acid concentration: enamel surface loss and bonding strength. J Prosthet Dent 1986;55(3):388-92.
35. Barkmeier WW, Shaffer SE, Gwinnett AJ. Effects of 15 vs 60 second enamel acid conditioning on adhesion and morphology. Oper Dent 1986;11(3):111-6.
36. Tsuchiya H, Tsubota K, Iwasa M, Ando S, Miyazaki M, Platt JA. Influence of adhesive application time on enamel bond strength of single-step self-etch adhesive systems. Oper Dent 2010;35(1):77-83.
37. Lopes GC, Cardoso PC, Vieira LC, Baratieri LN, Rampinelli K, Costa G. Shear bond strength of acetone-based one-bottle adhesive systems. Braz Dent J 2006;17(1):39-43.

38. Ritter AV, Ghaname E, Pimenta LA. Dentin and enamel bond strengths of dual-cure composite luting agents used with dual-cure dental adhesives. *J Dent* 2009;37(1):59-64.
39. Swift EJ, Jr. Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatr Dent* 2002;24(5):456-61.
40. Lopes G, Perdigao J, Lopes Mde F, Vieira LC, Baratieri LN, Jr. MS. Dentin bond strengths of simplified adhesives: effect of dentin depth. *Compend Contin Educ Dent* 2006;27(6):340-5
41. Olio G. Bond strength testing—What does it mean. *Int Dent J* 1993;43:492-98.
42. Bouillagued S, Gysi P, Wataha JC, Ciucchi B, Cattani M, Godin C, et al. Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems. *J Dent* 2001;29:55-61.
43. Eren D, Özel Bektaş Ö. Dental Adezivler. *C Ü Diş Hek Fak Derg* 2006;9(1)63-67
44. Perdigao J. Dentin bonding as a function of dentin structure. *Dent Clin North Am* 2002;46(2):277-301
45. Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent* 1997;25(5):355-72.
46. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 1982;16:265-73.
47. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater* 2008;24(1):90-101.

48. Fusayama T. Factors and prevention of pulp irritation by adhesive composite resin restoration. *Quintessence Int* 1987;18:633-641
49. Belli S, Dönmez N, Eskitaşcıoğlu G. The effect of c-factor and flowable resin or fiber use at the interface on microtensile bond strength to dentin. *J Adhes Dent* 2006;8(4):247-53.
50. Ergüven S. Adeziv rezinlerin modifiye cam iyonomer simanın feldspatik seramik ve fiberle güçlendirilmiş kompozitlerle olan bağlantı kuvvetlerinin in vitro olarak değerlendirilmesi. M.Ü. Sağlık Bil. Ens. Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora tezi, İstanbul 2005.
51. Hervas-Garcia A, Martinez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006;11:E215-20.
52. Craig RG, Powers JM. *Restorative Dental Materials* 11th edition ed; 2000, p 244-267
53. Suzuki S, Saimi Y, Ono T. Evaluation of a new fiber-reinforced resin composite. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2006;76(1):184-9.
54. Freilich MA, Karmaker AC, Burstone CJ, Goldberg AJ. Development and clinical applications of a light-polymerized fiber-reinforced composite. *J Prosthet Dent* 1998;80(3):311-8.
55. Tezvergil A, Lassila LV, Vallittu PK. The effect of fiber orientation on the thermal expansion coefficients of fiber-reinforced composites. *Dent Mater* 2003;19(6):471-7.
56. Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP, Goldberg AJ. *Fiber-Reinforced Composites in Clinical Dentistry*. Hong Kong: Quintessence Publishing; 2000; p 8-14, 26-28

57. Karmaker A, Prasad A. Effect of design parameters on the flexural properties of fiber-reinforced composites. *J Mater Sci Lett* 2000;19:663-5.
58. Freilich MA, Meiers JC. Fiber-reinforced composite prostheses. *Dent Clin North Am* 2004;48(2):545-62.
59. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Fracture resistance of short, randomly oriented, glass fiber-reinforced composite premolar crowns. *Acta Biomater* 2007;3(5):779-84.
60. Arslan Güner Ç, Karacaer Ö. Polietilen Fiber ile Güçlendirilmiş Resin Tutuculu Köprü Restorasyonu: Olgu Sunumları. *C Ü Diş Hek Fak Derg* 2007;10:26-30.
61. Scribante A, Cacciafesta V, Sfondrini MF. Effect of various adhesive systems on the shear bond strength of fiber-reinforced composite. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2006;130(2):224-7.
62. Lassila LV, Tezvergil A, Dyer SR, Vallittu PK. The bond strength of particulate-filler composite to differently oriented fiber-reinforced composite substrate. *J Prosthodont* 2007;16(1):10-7.
63. Behr M, Rosentritt M, Lang R, Handel G. Flexural properties of fiber reinforced composite using a vacuum/pressure or a manual adaptation manufacturing process. *J Dent* 2000;28:509-14.
64. Lassila LVJ, Nohrström T, Vallittu PK. Influence of water sorption on properties of unidirectional fiber composite. *Biomater* 2002;23:221-29.
65. 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 *Int Endod J* 2005;38(2):73-80.

66. Chen W, Hung C, Huang Y, Wang C, Wang J. Fracture load of provisional fixed partial dentures with long-span fiber-reinforced acrylic resin and thermocycling. *J Dent Sci* 2009;4(1):25-31.
67. Vallittu PK. Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers. *J Prosthet Dent* 1999;81(3):318-26.
68. 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. *J Prosthet Dent* 2005;94(3):219-26.
69. Bae JM, Kim KN, Hattori M, Hasegawa K, Yoshinari M, Kawada E, et al. The flexural properties of fiber-reinforced composite with light-polymerized polymer matrix. *Int J Prosthodont* 2001;14(1):33-9.
70. Garoushi SK, Lassila LVJ, Tezvergil A, Vallittu PK. Fiber-reinforced composite substructure: load-bearing capacity of an onlay restoration and flexural properties of the material. *J Contemp Dent Pract* 2006;7(4):1-8.
71. Obukuro M, Takahashi Y, Shimizu H. Effect of diameter of glass fibers on flexural properties of fiber-reinforced composites. *Dent Mater J* 2008;27(4):541-8.
72. Tirapelli C, Ravagnani C, Panzeri Fde C, Panzeric H. Fiber-reinforced composites: effect of fiber position, fiber framework, and wetting agent on flexural strength. *Int J Prosthodont* 2005;18(3):201-2.
73. Takahashi Y, Chai J, Tan SC. Effect of water storage on the impact strength of three glass fiber-reinforced composites. *Dent Mater* 2006;22(3):291-7.

74. Garoushi S, Lassila LVJ, Vallittu PK. Short Fiber Reinforced Composite: The Effect of Fiber Length and Volume Fraction. *J Contemp Dent Pract* 2006;7(5):1-9.
75. Karbhari VM, Wang Q. Influence of triaxial braid denier on ribbon-based fiber reinforced dental composites. *Dent Mater* 2007;23(8):969-76.
76. Xie Q, Lassila LV, Vallittu PK. Comparison of load-bearing capacity of direct resin-bonded fiber-reinforced composite FPDs with four framework designs. *J Dent* 2007;35(7):578-82.
77. Ellakwa AE, Shortall AC, Shehata MK, Marquis PM. Influence of bonding agent composition on flexural properties of an Ultra-High Molecular Weight Polyethylene Fiber-Reinforced Composite. *Oper Dent* 2002;27(2):184-91.
78. 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.
79. Behr M, Rosentritt M, Dummer F, Handel G. The influence of electron beam irradiation on fibre-reinforced composite specimens. *J Oral Rehabil* 2006;33(6):447-51.
80. 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):1529-34.
81. Tezvergil A, Lassila LV, Yli-Urpo A, Vallittu PK. Repair bond strength of restorative resin composite applied to fiber-reinforced composite substrate. *Acta Odontol Scand* 2004;62(1):51-60.

82. Lastumaki TM, Lassila LV, Vallittu PK. The semi-interpenetrating polymer network matrix of fiber-reinforced composite and its effect on the surface adhesive properties. *J Mater Sci Mater Med* 2003;14(9):803-9.
83. Lastumaki TM, Kallio TT, Vallittu PK. The bond strength of light-curing composite resin to finally polymerized and aged glass fiber-reinforced composite substrate. *Biomaterials* 2002;23(23):4533-9.
84. Lassila LVJ, Tezvergil A, Lahdenperä M, Alander P, Shinya A, Vallittu PK. Evaluation of some properties of two fiber-reinforced composite materials. *Acta Odontol Scand.* 2005;63:196-204.
85. Ergün G, Yenisey M. Fiberle güçlendirilmiş kompozit (FGK) sabit protezlerin taramalı elektron mikroskop (SEM) ile değerlendirilmesi ve içeriklerinin element analizlerinin (EDS) yapılması. *OMÜ Diş Hek Fak Derg* 2006;7:73-81.
86. Waki T, Nakamura T, Wakabayashi K, Mutobe Y, Yatani H. Adesive strength between fiber-reinforced composites and veneering composites and fracture load of combinations of these materials. *Int J Prosthodont* 2004;17:571-6.
87. Ferrari M, Breschi L, Grandini S. Biomechanical properties and clinical use of a polyethylene fiber post-core material In: Ferrari M. Fiber post and endodontic treated teeth: A compendium of scientific and clinical perspectives 1st ed. ed. Johannesburg, South Africa Modern Dentistry Media 2008. p. 39-49.
88. Polacek P, Jancar J. Effect of filler content on the adhesion strength between UD fiber reinforced and particulate filled composites. *Composites Science and Technology* 2008;68(1):251-9.
89. Kurt ÇE, Özdoğan S, Yılmaz H. Seromerler ve fiberle güçlendirilmiş kompozitler. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg* 2006;16(2):56-60.

90. Samadzadeh A, Kugel G, Hurley E, Aboushala A. Fracture strengths of provisional restorations reinforced with plasma-treated woven polyethylene fiber. *J Prosthet Dent* 1997;78(5):447-50.
91. Hamza TA, Rosenstiel SF, Elhosary MM, Ibraheem RM. The effect of fiber reinforcement on the fracture toughness and flexural strength of provisional restorative resins. *J Prosthet Dent* 2004;91(3):258-64.
92. Lastumäki TM, Lassila LVJ, Vallittu PK. Flexural properties of the bulk fiber-reinforced composite DC-Tell used in fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2001;14:22-26.
93. Lassila LV, Nohrstrom T, Vallittu PK. The influence of short-term water storage on the flexural properties of unidirectional glass fiber-reinforced composites. *Biomater* 2002;23(10):2221-9.
94. Jagger DC, Harrison A, Jandt KD. The reinforcement of dentures. *J Oral Rehabil* 1999;26(3):185-94.
95. Ellakwa AE, Shortall AC, Marquis PM. Influence of fiber type and wetting agent on the flexural properties of an indirect fiber reinforced composite. *J Prosthet Dent* 2002;88(5):485-90.
96. 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):119-21.
97. Raygot CG, Chai J, Jameson DL. Fracture resistance and primary failure mode of endodontically treated teeth restored with a carbon fiber-reinforced resin post system in vitro. *Int J Prosthodont* 2001;14(2):141-5.

98. Leake D, Reed OK, Armitage J, Bokros J, Haubold A. Carbon-coated subperiosteal dental implants for fixed and movable prostheses. *J Prosthet Dent* 1979;42(3):327-34.
99. Stipho HD. Effect of glass fibre reinforcement on some mechanical properties of autopolymerizing polymethyl methacrylate. *J Prosthet Dent* 1998;79:580-4.
100. 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):109-13.
101. Vallittu PK. Compositional and weave pattern analyses of glass fibers in dental polymer fiber composites. *J Prosthodont* 1998;7(3):170-6.
102. Tanner J, Robinson C, Soderling E, Vallittu P. Early plaque formation on fibre-reinforced composites in vivo. *Clin Oral Invest* 2005;9(3):154-60.
103. Vallittu PK, Ekstrand K. In vitro cytotoxicity of fibre-polymethyl methacrylate composite used in dentures. *J Oral Rehabil* 1999;26:666-71.
104. Garoushi S, Vallittu PK. Fiber-reinforced composites in fixed partial dentures. *Libyan J Med* 2006;AOP(06082):1-6.
105. Wang L, D'Alpino PHP, Lopes GL, Pereira JC. Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *J Appl Oral Sci* 2003;11:162-67.
106. Hara AT, Pimenta LA, Rodrigues AL, Jr. Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dent Mater* 2001;17(2):165-9.
107. ISO, TS, 11405:2003. Dental Materials Testing of Adhesion to Tooth Structure.

108. McDonough WG, Antonucci JM, He J, Shimada Y, Chiang MY, Schumacher GE. A microshear test to measure bond strengths of dentin–polymer interfaces. *Biomater* 2002;23:3603-08.
109. Behr M, Rosentritt M, Bettermann K, Handel G. The influence of electron beam irradiation on the shear bond strength of glass-reinforced frameworks and veneer composites. *J Mater Sci Mater Med* 2006;17(7):659-65.
110. Bouillaguet S, Gysi P, Wataha JC, Ciucchi B, Cattani M, Godin CH, et al. Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems. *J Dent* 2001;29:55-61.
111. Pecora N, Yaman P, Dennison J, Herrero A. Comparison of shear bond strength relative to two testing devices. *J Prosthet Dent* 2002;88(5):511-5.
112. Oliveira ACC, Oshima HMS, Mota EG, Grossi MC. Influence of chisel width on shear bond strength of composite to enamel. *J Dent Sci* 2009;24(1):19-21.
113. Awliya WY, Akpata ES. Effect of fluorosis on shear bond strength of glass ionomer–based restorative materials to dentin. *J Prosthet Dent* 1999;81:290-4.
114. Brulat N, Rocca JP, Leforestier E, Fiorucci G, Samir Nammour S, Bertrand MF. Shear bond strength of self-etching adhesive systems to Er:YAG-laser-prepared dentin. *Lasers Med Sci* 2009;24:53-57.
115. Lührs AK, Guhr S, Günay H, Geurtsen W. Shear bond strength of self-adhesive resins compared to resin cements with etch and rinse adhesives to enamel and dentin in vitro. *Clin Oral Invest* 2010;14:193-99.
116. Idriss S, Habib C, Abduljabbar T, Omar R. Marginal adaptation of class II resin composite restorations using incremental and bulk placement techniques: an ESEM study. *J Oral Rehabil* 2003;30(10):1000-7.

117. Souza-Zaroni WC, Chinelatti MA, Delfino CS, Pe' cora JD, Palma-Dibb RG, Corona SAM. Adhesion of a Self-Etching System to Dental Substrate Prepared by Er:YAG Laser or Air Abrasion. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater* 2008;86B:321-29.
118. Hagge MS, Lindemuth JS. Shear bond strength of an autopolymerizing core buildup composite bonded to dentin with 9 dentin adhesive systems. *J Prosthet Dent* 2001;86(6):620-3.
119. Thomsen KB, Peutzfeldt A. Resin composites: strength of the bond to dentin versus mechanical properties. *Clin Oral Invest* 2007;11(1):45-9.
120. Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent* 1998;26(1):1-20.
121. Kelly JR. Perspectives on strength. *Dent Mater* 1995;11(2):103-10.
122. Cal E, Türkün ŞL, Türkün M, Toman M, Toksavul S. Effect of an antibacterial adhesive on the bond strength of three different luting resin composites. *J Dent* 2006;34:372-80.
123. Price RB, Derand T, Andreou P, Murphy D. The effect of two configuration factors, time, and thermal cycling on resin to dentin bond strengths. *Biomater* 2003;24(6):1013-21.
124. Dos Santos PA, Garcia PP, Palma-Dibb RG. Shear bond strength of adhesive systems to enamel and dentin. Thermocycling influence. *J Mater Sci Mater Med* 2005;16(8):727-32.
125. Tosun G, Şener Y, Şengün A. Kompozit rezinin mineye bağlanma dayanımı üzerine farklı saklama solüsyonlarının etkisi. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg* 2005;29(3):2-6.

126. Titley KC, Chernecky R, Rossouw PE, Kulkarni GV. The effect of various storage methods and media on shear-bond strengths of dental composite resin to bovine dentine. *Arc Oral Biol* 1998;43:305-11.
127. Kitasako Y, Burrow MF, Nikaido T, Tagami J. The influence of storage solution on dentin bond durability of resin cement. *Dent Mater* 2000;16(1):1-6.
128. Tosun G, Şener Y, Şengün A. Effect of Storage Duration/Solution on Microshear Bond Strength of Composite to Enamel. *Dent Mater J* 2007;26(1):116-21.
129. Tezvergil A, Lassila LVJ, Vallittu PK. The shear bond strength of bidirectional and random-oriented fibre-reinforced composite to tooth structure. *J Dent* 2005;33:509-16.
130. Tezvergil A, Lassila LVJ, Vallittu PK. Composite–composite repair bond strength: effect of different adhesion primers. *J Dent* 2003;31:521-25.
131. Senawongse P, Sattabanasuk V, Shimada Y, Otsuki M, Tagami J. Bond strengths of current adhesive systems on intact and ground enamel. *J Esthet Restor Dent* 2004;16:107-16.
132. Kanemura N, Sano H, Tagami J. Tensile bond strength to and SEM evaluation of ground and intact enamel surfaces. *J Dent* 1999;27:523-30.
133. Carvalho RM, Santiago SL, Fernandes CA, Suh BI, Pashley DH. Effects of prism orientation on tensile strength of enamel. *J Adhes Dent* 2000;2(4):251-7.
134. Meiers JC, Kazemi RB, Donadio M. The influence of fiber reinforcement of composites on shear bond strengths to enamel. *J Prosthet Dent* 2003;89(4):388-93.

135. Gürgan S, Bolay S, Kiremitçi A. Effect of disinfectant application methods on the bond strength of composite to dentin. *J Oral Rehabil* 1999;26(10):836-40.
136. Ercan E, Erdemir A, Zorba YO, Eldeniz AU, Dalli M, Ince B, et al. Effect of different cavity disinfectants on shear bond strength of composite resin to dentin. *J Adhes Dent* 2009;11(5):343-6.
137. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater* 2005;21(9):864-81.
138. Proenca JP, Polido M, Osorio E, Erhardt MC, Aguilera FS, Garcia-Godoy F, et al. Dentin regional bond strength of self-etch and total-etch adhesive systems. *Dent Mater* 2007;23(12):1542-8.
139. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Short glass fiber reinforced restorative composite resin with semi-inter penetrating polymer network matrix. *Dent Mater* 2007;23(11):1356-62.
140. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Use of short fiber-reinforced composite with semi-interpenetrating polymer network matrix in fixed partial dentures. *J Dent* 2007;35(5):403-8.
141. Keski-Nikkola MS, Alander PM, Lassila LVJ, Vallittu PK. Bond strength of Gradia® veneering composite to fibre-reinforced composite. *J Oral Rehabil* 2004;31:1178-83.
142. van Heumen CC, Kreulen CM, Bronkhorst EM, Lesaffre E, Creugers NH. Fiber-reinforced dental composites in beam testing. *Dent Mater* 2008;24(11):1435-43.
143. Özakar İlday N, Zorba YO. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Inlay Köprü Uygulamaları. *Türkiye Klin J Dent Sci* 2009;15(1):53-8.

144. Gül P, Özakar İlday N, Akgül N. Tek diş kayıplarında fiberle güçlendirilmiş köprü uygulamaları (iki olgu raporu) *Turkiye Klin J Dent Sci* (in press)
145. Behr M, Rosentritt M, Handel G. Fiber-reinforced composite crowns and FPDs: a clinical report. *Int J Prosthodont* 2003;16(3):239-43.
146. Altieri JV, Burstone CJ, Goldberg AJ, Patel AP. Longitudinal clinical evaluation of fiber-reinforced composite fixed partial dentures: A pilot study. *J Prosthet Dent* 1994;71(1):16-22.
147. Vallittu PK, Sevelius C. Resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures: a clinical study. *J Prosthet Dent* 2000;84(4):413-8.
148. Ohlmann B, Dreyhaupt J, Schmitter M, Gabbert O, Hassel A, Rammelsberg P. Clinical performance of posterior metal-free polymer crowns with and without fiber reinforcement: One-year results of a randomised clinical trial *J Dent* 2006;34(10):757-62.
149. Puska MA, Narhi TO, Aho AJ, Yli-Urpo A, Vallittu PK. Flexural properties of crosslinked and oligomer-modified glass-fibre reinforced acrylic bone cement. *J Mater Sci Mater Med* 2004;15(9):1037-43.
150. Gresnigt MM, Ozcan M. Fracture strength of direct versus indirect laminates with and without fiber application at the cementation interface. *Dent Mater* 2007;23(8):927-33.
151. Kaaden C, Powers JM, Friedl KH, Schmalz G. Bond strength of self-etching adhesives to dental hard tissues. *Clin Oral Invest* 2002;6(3):155-60.
152. Cardoso PE, Braga RR, Carrilho MR. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater* 1998;14:394-98.

153. Osorio R, Pisani-Proenca J, Erhardt MCG, Osorio E, Aguilera FS, Tay FR, et al. Resistance of ten contemporary adhesives to resin–dentine bond degradation. *J Dent* 2008;36:163-69.
154. Silva PCG, Gonçalves M, Nascimento TN, Centola ALB. Effect of Air Abrasion on Tensile Bond Strength of a Single-Bottle Adhesive/Indirect Composite System to Enamel. *Br Dent J* 2007;18(1):45-48.
155. Toledano M, Osorio R, Osorio E, Aguilera FS, Yamauti M, Pashley DH, et al. Durability of resin-dentin bonds: effects of direct/indirect exposure and storage media. *Dent Mater* 2007;23(7):885-92.
156. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LVJ. Direct restoration of severely damaged incisors using short fiber-reinforced composite resin. *J Dent* 2007;35:731-36.
157. Bell AM, Lassila LV, Kangasniemi I, Vallittu PK. Bonding of fibre-reinforced composite post to root canal dentin. *J Dent* 2005;33(7):533-9.
158. Uctasli S, Tezvergil A, Lassila LVJ, Vallittu PK. The degree of conversion of fiber-reinforced composites polymerized using different light-curing sources. *Dent Mater* 2005;21:469-75.

