

T.C.
SAĞLIK BAKANLIĞI
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
ANKARA

FİBERLE GÜÇLENDİRİLMİŞ ADEZİV KÖPRÜLERDE,
REZİN ESASLI FARKLI İNORGANİK YAPIDAKİ RESTORATİF
MATERYALLERİN, BÜKÜLME DİRENCİNE ETKİSİNİN
İNCELENMESİ

Ertürk BİLGEÇ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ UZMANLIK TEZİ

ANKARA
2016

T.C.
SAĞLIK BAKANLIĞI
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
ANKARA

**FİBERLE GÜÇLENDİRİLMİŞ ADEZİV KÖPRÜLERDE,
REZİN ESASLI FARKLI İNORGANİK YAPIDAKİ RESTORATİF
MATERYALLERİN, BÜKÜLME DİRENCİNE ETKİSİNİN
İNCELENMESİ**

Ertürk BİLGEÇ

Sağlık Bilimleri Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsünün
Restoratif Diş Tedavisi Uzmanlık Programı
için Öngördüğü
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ UZMANLIK TEZİ
Olarak Hazırlanmıştır.

TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Fulya TOKSOY TOPÇU

**ANKARA
2016**

**T.C. Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Müdürlüğü'ne:**

"Fiberle Güçlendirilmiş Adeziv Köprülerde, Rezin Esaslı Farklı İnorganik Yapıdaki Restoratif Materyallerin, Bükülme Direncine Etkisinin İncelenmesi" konulu bu çalışma jürimiz tarafından Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı: Doç.Dr. Fulya TOKSOY TOPÇU

Sağlık Bilimleri Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi A.D.



Üye: Yrd.Doç.Dr. Elif Aybala OKTAY

Sağlık Bilimleri Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi A.D.



Üye: Doç.Dr. Kıvanç YAMANEL

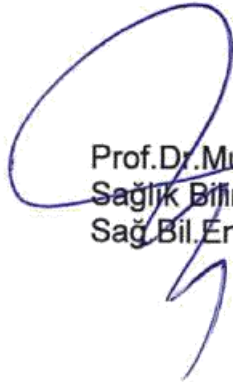
Başkent Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi A.D.



ONAY:

Dt. Ertürk BİLGEÇ'in 28.11.2016 tarihinde savunduğu bu tez Akademi Kurulu'nca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve kabul edilmiştir.

Prof.Dr.Mustafa GEREK
Sağlık Bilimleri Üniversitesi
Sağ Bil. Enst. Müdürü



TEŞEKKÜR

Bu tez çalışması Sağlık Bakanlığı'nın 26 Nisan 2011 tarihli "Tipta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliği" gereği Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı Başkanlığı'nda yapılmıştır.

Bu çalışmada fiberle güçlendirilmiş adeziv köprülerde, rezin esaslı farklı yapıdaki restoratif materyallerin, bükülme direncine etkisinin incelenmesi hedeflenmiştir.

Uzmanlık tezimin hazırlanmasında ve tüm uzmanlık eğitimim süresince derin bilgisi, hoşgörüsü ve yardımseverliği ile hep yanımda olan danışmanım Doç.Dr. Fulya TOKSOY TOPÇU'ya , bilgisini ve ilgisini hiç esirgemeyen Yrd.Doç.Dr. Elif Aybala OKTAY'a teşekkürü bir borç bilirim.

Tezin istatistiksel analizlerinin yapılmasındaki katkılarından dolayı Dr. Aslan ÖZDEN'e teşekkür ederim.

Ayrıca her zaman yanımda olan ve bana sonsuz destek veren eşim Hanife'ya ve canım kızım Semra'ya, bugünlere gelebilmem için büyük özveriler göstermiş olan anne ve babama teşekkür ve sevgilerimi sunarım.

ÖZET

Fiberle güçlendirilmiş adeziv köprülerde, rezin esaslı farklı inorganik yapıdaki restoratif materyallerin, bükülme direncine etkisinin incelenmesi.

İn-vitro olarak yapılan bu çalışmanın amacı, farklı yapı ve doldurucu oranına sahip restoratif materyallerin, fiberle güçlendirilmiş köprülerin üç nokta eğme testi ile kırılma direncine olan etkisini değerlendirmektir. Mikrohibrit kompozit (3M Z250), nanohibrit kompozit (Kerr XRV Ultra) ve flor salabilen kompozit (Beatifil II Giomer) ile ISO 4049 standartlarına göre 25mm x 2mm x 2mm boyutlarında, akışkan kompozit (Beatifil Flow Plus) ve cam fiber (Angelus Interlig Fiber) eklenerek örnekler hazırlandı. Çalışmada sadece kompozit, kompozit-akışkan kompozit ve kompozit-akışkan kompozit-cam fiber içeren örnekler hazırlandı. 10 adet örnek içeren toplam 9 grup elde edildi. Hazırlanan örnekler instron cihazında (Tinius Olsen H1K-S UTM Benchtop Materials Tester) üç nokta eğme testine tabi tutuldu.

Ölçülen kırılma dirençleri, tek yönlü varyans analizi ile 9 grup birbiriyle, iki değişken ve interaction değerlendirildi (Ünivariate ANOVA). Sonrasında Post Hoc test olarak Benferroni düzeltmesi kullanıldı.

Sonuçlar bize fiberle güçlendirmenin, yapılacak restorasyonun eğme direncine katkı sağladığını gösterdi ($p < 0.05$). Resin materyal içindeki doldurucu partiküllerin büyüklüklerinin ve doldurucu oranının materyalin mekanik özelliklerini etkilediği görüldü.

Anahtar Kelimeler : Kompozit, Fiber, Adeziv Köprü, Eğme Direnci

SUMMARY

Examination of the effect of bending resistance of the resin based restorative materials with different inorganic structures that use in fiber reinforced adhesive bridges.

The aim of this in-vitro study is to evaluate the effect of the fracture resistance on the fiber bridges that making with restorative materials which have different structures and different filler ratio with using three point bending test. The samples were prepared with using a microhybrid composite (3M Z250), a nanohyrid composite (Kerr XRV Ultra), a nanohyrid composite with fluoride release (Beatifil II Giomer), a flowable composite (beatifil Flow Plus) and glass fiber (Angelus Interlig Fiber). They were made in size 25mm x 2mm x 2mm according to ISO 4049 standarts. In this study, the samples that include only composite, composite-flowable-composite and composite-flowable composite-glass fiber were prepared. 9 groups were obtained and each group has 10 samples. They were subjected to three point bending test with instron device (Tinius Olsen H1K-S UTM Benchtop Materials Tester).

Measured fracture resistance, one-way analysis of variance was assessed two variables and interaction (Univariet ANOVA) 9 groups with each other. Then Bonferroni correction was used as Post Hoc test afterwards.

The results showed us that fiber reinforcement increased the restoration's flexural strength ($p < 0.05$). It was seen that the filler ratio and filler size in resin material effects the mechanical properties.

Key Words : Composite, Fiber, Adhesive Bridge, Flexural Strenght

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ONAY SAYFASI.....	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
ÖZET	v
İNGİLİZCE ÖZET	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	ix
ŞEKİLLER.....	x
TABLolar	xi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Fiberler	4
2.1.1. Karbon Fiberler	4
2.1.2. Aramid Fiberler	5
2.1.3. Polietilen Fiberler	6
2.1.4. Cam Fiberler	7
2.2. Fiberle Güçlendirilmiş Adeziv Köprüler	9
2.2.1. Fiberle Güçlendirilmiş Adeziv Köprülerin Endikasyonları	10
2.2.2. Fiberle Güçlendirilmiş Adeziv Köprülerin Kontrendikasyonları	11
2.2.3. Fiberle Güçlendirilmiş Adeziv Köprülerin Avantajları.....	12
2.2.4. Fiberle Güçlendirilmiş Adeziv Köprülerin Dezavantajları.....	13
2.3. Kompozitler	14
2.3.1. Kompozitlerin Yapısı	15
2.3.2. Kompozitlerin Sınıflandırılması	16
2.4. Giomer Rezin Materyaller	22
3. GEREÇ VE YÖNTEM	25

3.1. Çalışma Grupları	27
3.2. Örneklerin Hazırlanması	29
3.2.1. Sadece kompozit kullanılarak hazırlanan örnekler	30
3.2.2. Kompozit ve akışkan kompozit kullanılarak hazırlanan örnekler	31
3.3.3. Kompozit, akışkan kompozit ve fiber kullanılarak hazırlanan örnekler	33
4. BULGULAR.....	37
5. TARTIŞMA.....	52
6. SONUÇ	60
KAYNAKLAR	61



SİMGELER VE KISALTMALAR

PMMA	: Polimetilmetakrilat
UHMWP	: Ultra High Modulus Weight Polyethylene
SiO ₂	: Silisyum oksit
B ₂ O ₃	: Bor oksit
GeO ₂	: Germanyum oksit
P ₂ O ₅	: Fosfor oksit
As ₂ O ₃	: Arsenik oksit
Na ₂ O	: Sodyum oksit
K ₂ O	: Potasyum oksit
CaO	: Kalsiyum oksit
MgO	: Magnezyum oksit
BaO	: Baryum oksit
HgO	: Cıva oksit
E-cam	: Elektriksel cam
Bis-GMA	: Bisfenol A Glisidil Metakrilat
UDMA	: Üretan Dimetakrilat
TEGDMA	: Trietilen Glikol Dimetakrilat
S-PRG	: Surface Pre-Reacted Glass İonomer

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
3.1. Kullanılan metal kalıpların boyutlarının ölçümü.....	25
3.2. Elde edilen örneklerin boyutlarının ölçümü	26
3.3. Çalışmada kullanılan materyaller, Kerr XRV Ultra, 3M Z250, Beautifil II Giomer, Beautifil Flow Plus, Angelus Interlig Fiber	27
3.4. 25x2x1mm Ölçülerinde boşluğa sahip iki adet metal kalıp.....	30
3.5. Metal kalıplar üst üste konularak sadece kompozit kullanılarak örneklerin elde edilmesi	31
3.6. Temel grupları belirleyen restoratif materyaller, Kerr XRV Ultra, 3M Z250, Beautifil II Giomer.....	31
3.7. İlk metal kalıba akışkan kompozit uygulanması	32
3.8. Çalışmada kullanılan örgü formundaki cam fiber ve akışkan kompozitin metal kalıba yerleştirilmesi.....	33
3.9. Çalışmada elde edilen 90 adet örnek.....	34
3.10. İnstron cihazına bağlanan apareylerin boyutları	35
3.11. İnstron cihazında örneğin kırılma testi ve instron kolunun hızı ($0,75 \pm$ $0,25$ mm/dk).....	35

TABLULAR

Tablo	Sayfa
2.1. Farklı cam fiberler ve bileşenlerinin içerik oranları	9
3.1. Çalışmada kullanılan materyallerin içerikleri ve özellikleri.....	28
3.2. Elde edilen grupların kompozisyonları ve örnek sayıları	29
4.1. Kerr XRV Ultra, 3M Z250, Beautifil II Giomer materyallerinin, diğer bileşenlerle birlikte elde edilen örneklerin eğme dayanım değerleri	37
4.2. Kerr XRV Ultra, 3M Z250, Beautifil II Giomer materyallerinin, diğer bileşenlerle birlikte elde edilen örneklerin eğme dayanım değerlerinin istatistiksel analizi	38
4.3. Kerr XRV Ultra içeren örneklerin eğme dayanım değerlerinin istatistiksel analizi	39
4.4. 3M Z250 içeren örneklerin eğme dayanım değerlerinin istatistiksel analizi.....	41
4.5. Beautifil II Giomer içeren örneklerin eğme dayanım değerlerinin istatistiksel analizi	42
4.6. Kerr XRV Ultra, 3M Z250, Beautifil II Giomer materyallerinin tüm örneklerinin ortalama eğme dayanımı değerlerinin istatistiksel analizi.....	43
4.7. (Kompozit), (Kompozit+Akışkan), (Kompozit+Akışkan+Fiber) gruplarının tüm örneklerinin ortalama eğme dayanımı değerlerinin istatistiksel analizi	44
4.8. Kerr XRV Ultra, 3M Z250, Beautifil II Giomer materyallerinin, diğer bileşenlerle birlikte elde edilen örneklerin elastisite modülü değerleri	45

4.9. Kerr XRV Ultra, 3M Z250, Beautifil II Giomer materyallerinin, diğer bileşenlerle birlikte elde edilen örneklerin elastisite modülü değerlerinin istatistiksel analizi	46
4.10.Kerr XRV Ultra içeren örneklerin elastisite modülü değerlerinin istatistiksel analizi	47
4.11.3M Z250 içeren örneklerin elastisite modülü değerlerinin istatistiksel analizi.....	48
4.12.Beautifil II Giomer içeren örneklerin elastisite modülü değerlerinin istatistiksel analizi	49
4.13.Kerr XRV Ultra, 3M Z250, Beautifil II Giomer materyallerinin tüm örneklerinin ortalama elastisite modülü değerlerinin istatistiksel analizi.....	50
4.14.(Kompozit), (Kompozit+Akışkan), (Kompozit+Akışkan+Fiber) gruplarının tüm örneklerinin ortalama elastisite modülü değerlerinin istatistiksel analizi	51

1. GİRİŞ

Diş kayıpları ve bunlara bağlı oluşan fonksiyon ve estetik kaybın yeniden kazandırılması diş hekimliğinin en önemli çalışmaları arasında yer almaktadır. Bu çalışmalar yapılırken en önemli hedef ise; dişlerin ve çevre dokuların yapısal bütünlüğünün korunması ve minimal invaziv yaklaşım içinde bulunulmasıdır.

Eksik dişlerden dolayı oluşan kaybın giderilmesinde en sık kullanılan sabit protez türü, metal destekli porselen kron-köprü restorasyonlarıdır. Porselen sayesinde estetik elde edilirken, metal altyapı ile de yeterli mekanik destek sağlanmaktadır. Klinik kullanım açısından dayanıklı ve uzun ömürlü olmaları tercih edilmelerini sağlar. Bu restorasyonlar yapılırken dayanak dişlerin mine ve dentin dokularından yapılan madde kaybı, dişlerin yapısal bütünlüğünün korunması ilkesine ters düşmektedir ve bu protezler ilerleyen süreçte çeşitli problemler doğurabilmektedirler. Bunların başında alerjik reaksiyonlar, dayanak dişlerin kole bölgesinden yansıyan koyu renk ve metal alt yapının ışığı geçirmemesi nedeniyle oluşan estetik memnuniyetsizlik gelir (1-14).

Diş dokusunun doğal bütünlüğünün korunması için diş hekimleri çeşitli konservatif yaklaşımlara yönelmişlerdir. Diş yapısının tamamının olmasa da kısmen korunması için kesici dişlerde 3/4 kronlar, premolar ve molar dişlerde ise 4/5 kronlar, inley ve onley tutuculu protezler yapılmıştır. Diş hekimleri dayanak dişlerden birini ortadan kaldırmak suretiyle kanatlı sabit bölümlü protez uygulayarak bu problemi azaltmaya çalışmışlardır. Ancak uygulamaların rastgele kullanımı sağlam olan destek dişlerin çevresindeki periodontal desteğin kaybedilmesiyle sonuçlanabilmektedir. Bazı uygulamacılar da arzu edilmeyen diş dokusu kaybından kaçınmak için tek taraflı çıkarılabilir hareketli bölümlü protezler kullanmayı denemişlerdir. Ancak bu restorasyon şeklinin ne retansiyonu ne de stabilitesi yeterli değildir. Ayrıca restorasyonlar desimante olması durumunda yutulma riski de taşırlar. Günümüzde sıkça kullanılan implant tedavisini, tüm olumlu özelliklerine karşın her hastaya uygulamak mümkün değildir. İmplant tedavisinin

kontrendike olduğu durumlar bulunmaktadır ve yüksek maliyetinden dolayı her hastada uygulanamamaktadır (1,5,8,15-19).

Rezin bağlantılı sistemlerin ortaya çıkması ile dişlerin yapısal bütünlüğünün korunmasına yönelik konservatif uygulamalar yeni bir boyut kazanmıştır. Diş eksikliklerinin giderilmesi için yapılan bu çalışmaların başında dişlerin palatinal-lingual bölgelerinden destek alınacak şekilde dizayn edilen metal destekli porselen köprüler yer almaktadır. Bu köprü çeşitleri bağlantı ve estetik açıdan memnun edici değillerdir. Dişin yapısal bütünlüğünün korunması ilkesi doğrultusunda geliştirilen adeziv restorasyonlar, sürekli değişme ve gelişme göstererek, hem anterior hem de posterior diş eksikliklerinin giderilmesinde kullanılıp rutin klinik çalışmalar arasında yerini almıştır (2,3,8,9,19,20).

Diş hekimliği materyallerindeki gelişmelere rağmen klinik kullanımdaki kompozitler, yüksek strese maruz kalan bölgelerde ve tüberkülleri içeren posterior dişlerin restorasyonlarında, kırılma ve eğme direncine dayanıklılıklarının yeterli olmaması nedeni ile kullanımlarının kısıtlı olduğu bildirilmiştir (21,22,23).

Bundan dolayı diş hekimliğinde kullanılan kompozit materyallerin fiberle güçlendirilmesi gündeme gelmiştir. Fiberle güçlendirilmiş kompozitler; kompozitlerin fiziksel özelliklerini geliştirerek, kuvvetin fazla olduğu bölgelerde de amaçlayan ve fiber içeren rezin bazlı materyallerdir (24-29). Metal destekli restorasyonlardaki estetik problemi ve bağlantı sorununu ortadan kaldırmak için geliştirilen çalışmalardan biri de fiberle güçlendirilmiş adeziv köprülerdir.

Bu çalışmanın amacı, fiberle güçlendirilmiş adeziv köprülerde kullanılan rezin esaslı farklı inorganik yapıdaki restoratif materyallerin fiberlerle güçlendirilerek elde edilen kombinasyonlarından hangisinin mekanik özellikler açısından daha uygun olduğu ve fiberle güçlendirmenin restorasyonun bükülme direncine olan etkilerini incelemektir.

2. GENEL BİLGİLER

Fiberler; tekne, otobüs, rüzgâr değirmeni, spor aletleri, roket motorları, uçak yapımı gibi endüstriyel alanlarda kullanılan materyallerin güçlendirilmesi için tercih edilmiştir. Fiberler doğada çeşitli şekillerde de karşımıza çıkmaktadırlar. Örneğin, bitki ve ağaçların hücre duvarlarında selülozik fiber şeklinde yer alırlar, esneklik ve dayanıklılık verirler. Suda yaşayan bazı canlılarda da fiberlerin bulunduğu bildirilmiştir (29-31). Fiberle güçlendirilen materyaller; esneklik, sertlik, basınca karşı direnç gibi mekanik özelliklerinde artış göstermesinin yanı sıra, düşük özgül ağırlığı, translüensi, korozyona uğramaması ve bağlanma özelliklerinin iyi olması nedeniyle endüstrinin birçok alanında olduğu gibi, diş hekimliğinde de kullanılmaya başlanmıştır (24,30,32).

Fiberle güçlendirme, diş hekimliğinde ilk kez 1960'lı yıllarda akrilik rezinlerin (polimetil metakrilat) içine cam fiberler konularak, akriliğin mekanik özellikleri ve boyutsal stabilitesi ile ilgili sorunların giderilmesi ve metal destekli restorasyonların düşük estetik özelliklerine alternatif arayışı için kullanılmıştır (21-29,33-35). 1973 yılında avülse veya çekilmiş anterior dişlerin kronlarının, tek seansta asitle pürüzlendirilerek ve fiber kullanılarak komşu dişlere sabitlenmesi ile ilgili bir rapor yayınlanmıştır (24,32). İlerleyen yıllarda implant için hazırlanan protetik iskeletlerde, implant üstü sabit protetik restorasyonlarda, sabit protezlerde, ortodontik retainer olarak ve splintlerde çeşitli fiber tipleri kullanılmaya başlanmıştır. Metal destekli protetik uygulamalarda da, alt yapıyı oluşturan metalin ışığa karşı geçirgen olmamasının yarattığı kötü estetik, biyolojik uyumunun yeteri kadar iyi olmaması, metal alt yapıyı maskelemek üzere kullanılan opağı yansıtması ve bunu gidermek için yapılan konturun gıda birikimine neden olması gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bu nedenlerle fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin, sabit protetik uygulamaların yapımında da alternatif olarak kullanımı gündeme gelmiştir (30,32).

Fiberler, kırık stoperi şeklinde görev yaparak kompozitlerin mekanik özelliklerine katkıda bulunup, materyalin fiziksel özelliklerini arttırmaktadır. Uygulanacak kuvvetin büyüklüğüne bağlı olarak çeşitli fiberler üretilmektedir

(21,26,36). Kompozitlerin güçlendirilmesinde, örgü cam fiber veya küçük parçalar halinde kompozit içine katılmış fiberler kullanılmaktadır (21,37,48). Fiberlerin güçlendirme kapasitesini; kullanılan fiberin tipi, fiberin gelen kuvvetin yönüne göre yerleştirilmesi, restorasyondaki yerleşim şekli, fiberin ıslatılmış olması, içinde bulunduğu rezin matriksle adezyonu ve materyal içindeki fiber oranı etkiler (25,35,29,39-44). Günümüzde fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler yaygın olarak; periodontal splint, inley-onley gibi indirekt uygulamalar, protezlerin güçlendirilmesi ve tamiri, anterior-posterior dişlere uygulanan sabit köprüler, implant üstü protetik restorasyonlar, endodontik post ve pedodontide sabit yer tutucu yapımında kullanılmaktadır (25,29,45).

Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin üstün estetik özelliklerinden dolayı sabit protezlerde kullanımı 90'lı yıllarda artışa geçmiştir (9,11,12). Mekanik özellikler ve marjinal adaptasyon bakımından iyi özellikler sergiledikleri birçok in vitro araştırma ile de gösterilmiştir (13,14,17). Günümüze kadar konu ile ilgili birçok araştırma yapılmış ve rezin bağlantılı fiberle güçlendirilmiş köprüler, metal altyapılı rezin bağlantılı köprülerin yerini almaya başlamıştır (9,18). Metal altyapılı rezin bağlantılı köprülerde preparasyon gerekli iken, fiberle güçlendirilmiş köprülerde bu minimuma indirilmekte veya non-invaziv olarak yapılabilmektedir (19,20).

2.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Fiberler

Diş hekimliğinde kullanılan başlıca dört tip fiber bulunmaktadır. Bunlar, karbon, aramid, polietilen ve cam fiberlerdir (1,9,30,46,47).

2.1.1. Karbon Fiberler

Ticari olarak ilk defa 1960'lı yılların başında piyasa sunulan karbon fiberler, pamuk lifinin karbonize edilmesi ile elde edilir. Bu fiber tipi genel olarak sanayi tipi işlemlerde kullanılmaktadır. Örneğin; spor aletleri yapımında, roket motorlarında, basınç kapları ve uçak yapımında. Diş hekimliği alanında ise 1970 yılında ticari olarak kullanılmaya başlanan bu fiber çeşidi genel olarak poliakrilonitrilin karbonizasyonu ile hazırlanmaktadır. Bunun yanı sıra zift ve rayon gibi ön hazırlayıcı materyallerden de karbon

fiberler üretilmektedir. Karbon fiberlerin yapısında ince tabakalardan meydana gelen grafitlerin birbiri içine dağılmış fibrilleri yer almaktadır. Bu tip fiberlerin uzun eksenine dik yönde gelen kuvvetlere karşı dayanıksız olması en önemli dezavantajdır. Bu sorunu ortadan kaldırmak amacıyla fiberler, üretim esnasında matris içerisine çapraz veya birbirlerine dik biçimlerde yerleştirilmiştir. Karbon fiberler önceleri polimetilmetakrilat (PMMA) yapısına katılarak polimerleri güçlendirip, kırılma dayanıklılıklarını arttırmıştır. Diş hekimliği açısından, estetik problemlerin ortadan kaldırılamamasına rağmen fiziksel ve kimyasal özelliklerinin iyi olması nedeniyle, akrilik rezinlerin kırılma dayanıklılığını arttırmak amacıyla uzun yıllar kullanılmıştır (6,7,8,20,47,48,). Karbonun potansiyel toksisitesi, fiberlerin işlenmesinin zor olması ve rezinin içine fiberin tam olarak adapte edilememesi gibi dezavantajlarından dolayı yerini diğer fiber sistemlerine bırakmıştır (20,46-51).

Son yıllarda diğer fiber tiplerinin karbon fiberlerden daha başarılı olduğunu gösteren çalışmalar yapılmıştır. Vallittu ve ark. cam, karbon ve aramid fiberler ile güçlendirilmiş ısı ile polimerize olan akrilik rezinlerin kırılma dayanımlarını incelemiştir. Fiber çeşitleri arasında cam fiberle güçlendirilmiş örneklerin daha başarılı olduğunu bildirmişlerdir. SEM görüntülerinde karbon fiberle güçlendirilen örneklerde, fiberler arasında boşluklar meydana geldiğini saptamışlar ve buna neden olarak da metil metakrilat rezinlerinin, polimerizasyon sırasında daha fazla büzülmesinin neden olduğunu belirtmişlerdir. Polimerizasyondan sonra gerçekleşen büzülmenin en fazla karbon ve aramid fiberde gözlemlendiğini ve sebebinin fiberlerin daha fazla metilmetakrilat likidini absorbe etmesine bağlı olduğu öne sürmüşlerdir (52-57).

2.1.2. Aramid Fiberler

Aromatik poliamid fiberlerin jenerik adıdır. Organik polimerik yapıya sahip bu fiberler poly (parphenylene terephthalamide) likit kristalin solüsyonlarından eğirilerek üretilmektedir. Yoğunluğu düşük, organik bir bileşik olan aramid fiberler ticari olarak ilk kez DuPont tarafından "Kevlar" ismiyle üretilmiştir (58,59).

Bu fiber çeşidinin elastisite modülünün yüksek, yoğunluğunun düşük olduğu bildirilmiştir. Gerilmeye karşı yüksek kuvvet ve dayanım göstermesine rağmen mikrofibriler yapısından dolayı sıkıştırma ve bükülme direnci diğer fiberlere göre düşüktür. Aramid fiberlerin ıslanabilirliğinin çok iyi olmasından dolayı karbon fiberler gibi bağlayıcı bir ajanla işlem görmesine gerek duyulmamaktadır. Hafiflik, güvenilirlik ve dayanıklılığın istendiği üretimlerde tercih edilen fiber çeşididir. Tenis raketi, gemi halatı, yelken, madenci giysileri, pilot üniforması, tank üretiminde, uçak kanatlarında, güvenlik amacıyla yelek üretimi, spor ürünleri, füze kılıfı, conta, otomotiv fren sistemi, halat ve dış lastik yapımında aramid fiberlerden yararlanılmaktadır (46,47).

Aramid fiberler sarı renginden dolayı estetik değillerdir ve bundan dolayı diş hekimliğinde kullanımları sınırlıdır (20,49,53). Diş hekimliğinde ilk kez 1985 yılında polimetilmetakrilatı güçlendirmek amacıyla kullanılmış fakat, eğilme direncini istenilen ölçüde arttırmadığı belirtilmiştir (60). Mullarky ve Saygılı yaptıkları çalışmalarda, aramid fiber katılmış akrilik rezinlerin eğilme direncinde artma olduğunu, ancak cam fiberle elde edilen dayanıklılığın aramid fiberlerden daha fazla olduğunu belirtmişlerdir (61,62). Berrong ve ark. Kevlar ismi ile piyasa yer alan fiberi polimetilmetakrilata ilave etmişler ve lif içeriği artmasının kırılma direncinin arttığını belirtmişlerdir (20,49,53).

2.1.3. Polietilen Fiberler

Cappacio ve Ward'ın 1973 yılında geliştirdikleri organik polimer yapısındaki polietilen fiber (Ultra High Modulus Weight Polyethylene-UHMWP), doğal kristalin polimeridir (7,63). Polietilen, karbon-karbon çift bağı içeren bir hidrokarbon olan etilenin serbest radikal polimerizasyonu ile elde edilmektedir. Polietilenin eğrilmesi ile polimerik zincirler oluşturularak yüksek oryantasyona sahip polietilen fiberler meydana gelmektedir. Doğal rengi, düşük yoğunluğu, hidrofobik olması, biyolojik uyumluluğu, yüksek elastisite modülü ve çözünmeye dirençli oluşu avantajları arasındadır. Polietilen fiberlerin dezavantajlarının başında ise, 140°C'den sonra yapısal olarak bozulmaları nedeni ile yüksek ısı ile polimerize olan kompozitlerle

kullanılamaması gelmektedir. Bunun yanı sıra yüzey enerjisinin düşük, dolayısıyla ıslanabilirliğinin az olması gibi dezavantajları da mevcuttur. Diş hekimliğinde kullanılan polietilen fiberler ile yeterli ve istenen başarının sağlanamamasının, kompozitle fiberin adezyonundaki problemlerden kaynaklandığı bildirilmektedir. Bunun sebebi olarak da fiberin yumuşak bir yüzeye sahip olması, ıslanabilirliğinin az olması, fiberde kimyasal bağlanma yüzeylerinin eksik olması gösterilmiştir. Hiçbir işlem yapılmayarak doğrudan rezine katılan fiberlerin, yabancı madde gibi davranarak materyali güçlendirmek yerine zayıflattığı bildirilmiştir. Bu sorunları elemine etmek için polietilen fiberler, kimyasal oksidasyon, elektrik plazma işlemi, ekstra akrilik monomer kullanımı ve kimyasal kaplama ajan uygulaması gibi değişik teknikler kullanılarak üretilmektedir (7,20,29,31,46,47,49,53,64).

Piyasada en çok bilinen, kompozit veya akrilik rezinlerle birlikte kullanılan polietilen fiberler örgü formunda olan "Ribbond" adıyla üretilen fiberlerdir. Biyolojik uyumluluğu olan, ışığı geçirebilme özelliğine sahip, estetik ve kolayca uygulanabilen bir materyal olan Ribbond, kilitli ve kafes şeklinde bir yapıdadır. Diş hekimliğinde, endodontik post ve kor yapımı, periodontal splint, direkt adeziv köprü, ortodontik uygulamalar, indirekt kompozit rezin restorasyon, overdenture protezleri güçlendirmek ve kırılmış protez tamiri gibi geniş bir kullanım alanı bulunmaktadır. Bağlanma yüzeyini arttırma ve yüksek dayanım elde etmek amacıyla üretici firma önerileri doğrultusunda kullanımdan önce adezivle ıslatılması gerekmektedir (30).

2.1.4. Cam Fiberler

Cam fiber, camın ince filamentler formuna getirilerek üretilen formudur. Cam fiberler, amorf (kristalsız), izotropik, üç boyutlu ağ yapısına sahiptir (40,69). Camın, kristalizasyona uğramadan hızlı soğuyabilme kapasitesi materyalin oluşumundaki en önemli etkidir. Primer cam yapıcı materyaller silisyum oksit (SiO_2), bor oksit (B_2O_3), germanyum oksit (GeO_2), fosfor oksit (P_2O_5) ve arsenik oksit (As_2O_3) gibi oksit tipleridir. Bu oksitler başka bir okside ihtiyaç duymadan cam yapabilmektedirler. SiO_2 , en sık kullanılan cam yapıcı oksit olarak bilinmektedir. Bu oksitlerin genelinde cam

yapabilme özellikleri bulunsa da bazıları sadece düzenleyici olarak kullanılmaktadır. Bunlar; sodyum oksit (Na_2O), potasyum oksit (K_2O), kalsiyum oksit (CaO), magnezyum oksit (MgO), baryum oksit (BaO) ve cıva oksit (HgO)'tir. Düzenleyici oksitler camın akışkanlığını arttırarak çalışma süresini uzatmada rol oynamaktadırlar. Ayrıca bu düzenleyiciler camın iyonik karakterinin artırılmasını sağlayarak, optik ve termal özelliklerinin belirlenmesini sağlamaktadırlar (61,64).

Cam fiberler, 1960'lardan bu yana diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu materyaller renksizliği, doku uyumu, bağlanma özelliklerinin çok iyi olması, translüsens olması, korozyona uğramaması gibi avantajları sayesinde tercih edilir hale gelmiştir (40,65). Diş hekimliğinde kullanılan cam fiberlerin kompozisyonları çeşitlilik göstermektedir. Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerde kullanılan devamlı fiberler, genellikle alkalisiz camdan oluşur ve elektriksel cam (E-cam) olarak bilinirler. E-cam; SiO_2 - Al_2O_3 - CaO - MgO sistemine dayanmaktadır (66-68).

E-camın yüksek CaO içermesi bu kompozisyona benzeyen asidik solüsyonlardan daha düşük direnç göstermesine sebep olmaktadır. Bu sorunu gidermek için E-camın içeriğine B_2O_3 katılarak CaO oranı azaltılacak şekilde üretimi sağlanmıştır. B_2O_3 su ile reaktif olduğunda cam fiberin yüzey enerjisini düşürebilir. Özellikle cam fiberin hazırlanması esnasında yüzeyde B_2O_3 birikerek, fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin ara yüzeyinde hidrolitik bozulmayı artırmaktadır. Bu yüzden materyalin içeriğindeki B_2O_3 miktarı azaltılarak, yüksek germe dayanımına sahip R-cam ve S-cam olarak bilinen farklı cam fiber türleri üretilmiştir (38,69,70).

Fiberle güçlendirilmiş köprü yapmak amacıyla, cam fiberlerin çeşitli tipleri kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan 5 farklı cam fiber tipi Tablo 2.1. de gösterilmiştir (1).

Tablo 2.1. Farklı cam fiberler ve bileşenlerinin % içerik oranları (1)

Bileşenler	E-cam	Aside Direnci Cam	Alkaline Direnci Cam	R-cam	S-cam
SiO ₂	53-55	56-58	62	60	62-65
Al ₂ O ₃	14-16	12	0,8	25	20-25
CaO	20-24	17-22	5,6	6-9	-
MgO	*	2-5	-	6-9	-
B ₂ O ₃	6-9	-	-	-	0-1
K ₂ O	<1	0,4	-	0,1	-
Na ₂ O	#	0,1-2	14,8	0,4	0-1
Fe ₂ O ₃	#	0,2-2	-	0,3	0,2
ZrO ₂	-	2	-	-	-
ZnO	0-0,7	2	-	-	-

* CaO ve MgO'nun toplam ağırlığı %20-24

K₂O, Na₂O ve Fe₂O₃'ün toplam ağırlığı %>1

2.2. Fiberle Güçlendirilmiş Adeziv Köprüler

Diş eksikliklerinin giderilmesi ve dişlerdeki madde kaybını minimuma indirip dişlerin yapısal bütünlüğünü korumak amacıyla, yalnızca paltinal-lingual yüzeylerden destek alınarak yapılan metal alt yapıli adeziv köprüler tasarlanmıştır. Bu protezler özellikle tek diş eksikliklerinde kullanılıp minimum düzeyde madde kaybı yarattığı için tercih sebebi olmuştur. Fakat metal altyapıdan yansıyan görüntünün estetik problemler doğurması, kullanılan metal alaşımında oluşan korozyon, düşük biyolojik uyum ve destek dişlerde renk değişikliğinin olması yeni arayışlar içine girilmesini tetiklemiştir. Fiber teknolojisindeki gelişmeler, fiber ağların diş hekimliğinde kullanılmasını sağlamıştır. Kompozit ve adeziv sistemlerle uyum içerisinde kullanılmaya başlanan fiberlerle, metal alt yapıli köprülere estetik bir alternatif olan fiberle güçlendirilmiş adeziv köprü restorasyonları yapılmıştır. Fiberle güçlendirilmiş adeziv köprüler, zaman içerisinde metal altyapılı adeziv köprülerin yerini almaya başlamıştır (7,8,71,72).

Fiberle güçlendirilmiş adeziv köprüler, dayanak dişlerde minimum düzeyde bir preparasyon yaparak fiber ağın yardımıyla gövde yapımına olanak sağlayarak diş eksikliğinin giderilmesine yardımcı olan restorasyonlardır. Genellikle tek diş eksikliklerinde tercih edilen bu restorasyon çeşidi, anterior bölgedeki dişlerde uygulandığında, dişlerin kapanış pozisyonunda yeterli mesafenin olup olmamasına göre preparasyon yapılmadan da bitirilebilmektedir. Ancak posterior dişlerde tutuculuk ve fiber ağın yerleşmesi için destek dişler üzerinde kavite açılmasına ihtiyaç duyulmaktadır. Bu kaviteler genelde inley-onley kavitelere benzerdir. Köprünün uygun pozisyonda yapılması için destek dişlerde yapılacak olan preparasyonun sınırlarını, dişin yapısal anomalileri, dişteki çürük varlığı ve boyutu etkilemektedir. Bu restorasyonun direkt ve indirekt olmak üzere iki çeşidi bulunmaktadır. Gövde yapımı için kompozit, hazır akrilik dişler veya hastanın çeşitli nedenlerden kaybettiği dişi kullanılabilir (38,69,73-75).

2.2.1. Fiberle Güçlendirilmiş Adeziv Köprülerin Endikasyonları (71-74,76-82)

- Gelişimini tamamlamamış, özellikle pulpa odası geniş dişlere sahip genç hastalarda,
- Travma sebebiyle kaybedilmiş dişin, protetik veya implant tedavisi yapılabildiği kadar hızlı ve geçici çözümü olarak,
- Tek diş eksikliklerinde,
- Köprü protezi için diş preparasyonunu kabul etmeyen hastalarda,
- Restorasyon ya da protezin karşılığında dişlerde oluşabilecek aşınmaları minimuma indirmek için,
- İleride diş kaybı olması muhtemel hastalarda,
- Genel sağlığı iyi olmayan bireylerde,
- İmplant tedavisinin kontrendike olduğu hastalarda,

- Sosyo-ekonomik olarak implant tedavisi ve köprü protezi istemeyen hastalarda,
- Diş eksikliğiyle birlikte mobilite varlığında aynı zamanda splint olarak,
- İmplant tedavisi yapılan hastaya geçici protez olarak,
- Lokal anesteziyi tolere edemeyen ve medikal nedenlerle uzun süreli tedavi uygulanamayan hastalarda,
- Ortodontik tedavi sonrası sabit yer tutucu uygulanması gereken vakalarda,
- Destek dişlerde daha az invaziv işlem istenen hastalarda, uygulanabilir.

2.2.2. Fiberle Güçlendirilmiş Adeziv Köprülerin Kontrendikasyonları (71-74,76,83-92)

- Uzun dişsiz alanlarda, kısa klinik kron boyu (5mm den az) ve sığ embraşürlerin varlığında,
- Dişsiz sahanın (15mm'den daha uzun, iki veya daha fazla gövde varlığında) uzun olduğu hastalarda,
- Dayanak dişlerde geniş çürüklerin ve restorasyonların mevcudiyetinde,
- Uygun pozisyonda yer almayan destek dişlerde, düzgün bir hat oluşturmanın kolay olmadığı durumlarda,
- Abraze dişlerin bulunduğu durumlarda,
- Yeterli minenin mevcut olmadığı durumlarda,
- Mine anomalilerinin bulunduğu durumlarda (amelogenezis imperfekta, florozis, hipoplazi gibi anomalisi olan hastalarda asitle pürüzlendirme yapılmış mine ve kompozit rezin arasındaki bağ kalitesi etkilenecektir),
- Derin örtülü kapanışın bulunduğu vakalarda,

- Alkolik hastalarda (kompozit yüzeyinde deformasyonlara sebebiyet verebileceğinden),
- İstenilen düzeyde oral hijyeni sağlayamayan hastalarda,
- Parafonksiyonel alışkanlığı olan hastalarda, kontrendikedir.
- Motive edilemeyen hastalarda daha radikal bir çözüm gerekebilir.

2.2.3. Fiberle Güçlendirilmiş Adeziv Köprülerin Avantajları (10,18,43,71-74,80,81,93-96)

- Sadece mineyi içeren konservatif diş preparasyonu gerektirir.
- Kompozit materyali fiber ile güçlendirildiğinde metalden daha düşük ve dentine yakın bir elastisite modülüne sahip olur ve debonding görülme oranı azalır.
- Geleneksel metal-seramik restorasyonlara göre karşit dişlerde meydana getirdikleri aşındırma oranı düşüktür.
- Metal alt yapıli adeziv köprülere kıyasla simana bağlanma kuvveti daha fazladır.
- Dişlerin lingual-palatinal yüzeylerini kapladıkları için vestibül yüzeyde preparasyona ihtiyaç yoktur ve anestezi gerektirmez. Ancak küçük restorasyonların kaldırılması gereken durumlarda veya çürüklerin temizlenmesi gereken durumlarda anestezi gerekebilir.
- Endikasyonu olduğunda metal destekli protetik tedavi türlerine göre daha üstün estetik sonuçlar verir.
- Yumuşak dokularla olan uyumu üst düzeydedir.
- Ölçü alma aşamasında dişeti retraksiyonuna ve geçici restorasyona gerek yoktur.
- Ağız içi işlemler kısa, laboratuvar safhası kolaydır.
- Daha ekonomiktir ve geri dönüşümlü bir tedavi şeklidir.

- Simantasyondan sonra aşındırma ve polisaj işlemleri ağız içinde yapılabilir.
- Kolay tamir edilebilirler.
- Metal alerjisi olan hastalarda kullanılabilirler.

2.2.4. Fiberle Güçlendirilmiş Adeziv Köprülerin Dezavantajları (71,74,90,95,99-101)

- Kırık dişlerde ve klinik kron boyu kısa olan dişlerde, bağlantı bölgeleri sorun yaratabilmektedir.
- Kompozit materyal, fiberle desteklenerek uygulandığı için ısırma kuvvetlerine karşı gövde direnci diğer tüm adeziv köprü tiplerinden daha zayıftır.
- Kompozit materyal tabakalama tekniği ile uygulanırken hapsolan hava neticesinde lokal olarak polimerize olamayan bölgeler, fiber materyali ile kompozit arasında ayrılmaya neden olabilmektedir.
- Karşıt diş temasları restorasyon kenarları üzerine geldiği takdirde çentik şeklinde kırılmalar görülebilmektedir.
- Adeziv teknik için tam nem kontrolü ve hassas bir çalışma gerektirir.
- Renk stabilizasyonları zayıftır. Zaman içinde renk değişimleri gözlenebilmektedir. Kompozitler seramiklerden daha pürüzlü olduklarından dolayı restorasyon bitiminde iyi bir polisaj yapılamazsa plak birikimi fazla olur.
- Ağızdaki çalışma süresi uzundur ve iyi bir manüplasyon gerektirir.
- Ağız içinde açıkta kalan fiber lokal doku reaksiyonuna neden olabilir. Fiberlerin dokuya direkt temasından kaçınılmalıdır.
- Fiber materyali istenilen düzeyde radyopak değildir. Bundan dolayı radyografilerde sekonder çürük teşhisi koymak güçleşmektedir. Sonraki kontrol randevularında karşılaştırma yapmak için simantasyonun ardından

radyografi alınmalıdır. Periyodik olarak alınan radyografler erken çürük teşhisi için önemlidir.

2.3. Kompozitler

Estetik dolgu materyallerindeki gelişmeler akrilik rezinler ve kompozitlerden önce silikat simanlar ile başlamıştır. Silikat simanların gelişimi gerçek anlamda 1871 yılında başlamıştır. Bu gelişmeleri takiben 1945 yılından itibaren estetik restorasyonlar için önerilen, doldurucu içermeyen rezinler üretilmiştir. Silikat simanlar, asitte eriyen cam partikülleri ile fosforik asidin reaksiyona girip, silika jel matriksli bir ürün oluşturması ile sertleşmektedirler. Bu materyallerdeki çözünme sorunları, araştırmacıları doldurucu içermeyen ve PMMA esaslı akrilik sistemlerin geliştirilmesine yönlendirmiştir. Polimerizasyon esnasında metil metakrilat monomerlerinin aşırı büzülmeleri marjinal sızıntılara neden olmaktadır. Ayrıca, PMMA okluzal kuvvetler karşısında yeterli kuvvete sahip değildir. Eğer rezin matrikse katılan doldurucu veya doldurucu benzeri faz miktarı az ise, bu bileşimin doldurucusuz olduğu ifade edilmektedir. Bu süreçte gerçekleşen önemli gelişmeler, Bowen'in Bis-GMA yapısını bulması, Buonocore'un geliştirdiği asitle pürüzlendirme tekniği ve bonding sistemlerinin geliştirilmesidir. Kompozitler, polimerize edildiğinde çapraz bağlara sahip sert polimerlere dönüşen yüksek moleküler ağırlığa sahip polimerler olarak tanımlanabilirler. Bowen tarafından 1962 yılında sunulan kompozit materyalleri günümüze kadar önemli gelişmeler göstermiştir. Yıllar içerisinde azalan partikül boyutu ve artan doldurucu seviyeleri, kompozit yapısını ve tasarımını etkileyen önemli özellikler olmuşlardır (1,102-105).

Kompozitler, toz-likit karışımı şeklinde diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmış ve bunu takiben iki patlı şekilleri kullanılmıştır. Fakat çalışmalar ve klinik deneyimler bu kullanım şekillerinin bazı dezavantajları olduğunu göstermiştir. Bunlar; karıştırma esnasında hava kabarcıklarının kompozit içinde kalması ve buna bağlı olarak materyalin aşınmaya karşı direncinin azalmasıdır. Kimyasal olarak polimerize olan bu kompozitlerin, çalışma sürelerinin kısa olması ve tek parça halinde kaviteye yerleştirilmesi gereksinimi uygulamada zorluk çıkaran diğer etmenlerdir. Bu gibi

dezavantajların ortadan kaldırılması amacıyla araştırmacılar çeşitli çalışmalar yapmışlardır ve materyali daha da iyi hale getirmek için çalışmalara devam etmektedirler. Günümüzde ortalama dalga boyu 460nm olan, tek pat şeklinde sunulan ve görünür işıkla polimerize edilen kompozitler geliştirilmiştir (105,106).

2.3.1. Kompozitlerin Yapısı

Kompozitler yapısı bakımından üç farklı komponentten oluşur

a. Organik Komponent (Organik Faz)

Bis-GMA (Bisfenol A Glisidil Metakrilat) ve UDMA (retan Dimetakrilat)'dır. Bu iki bileşen de vizkoz bir yapıya sahip oldukları için vizkoziteyi azaltmak amacıyla materyale TEGDMA (Trietilen Glikol Dimetakrilat) ilave edilir (1,106,107).

b. İnorganik Komponent (İnorganik Faz)

İnorganik fazın yapısında çeşitli büyüklük ve şekillerdeki borosilikat cam, kuartz, baryum, stronsiyum, çinko, seramik ve silika partikülleri bulunur. Kompozitin yapısına inorganik partiküller ilave edilerek materyalin basma ve çekme direnci ile elastisite modülü değerleri olumlu yönde geliştirilir. İnorganik faz ile aynı zamanda polimerizasyon büzülmesi, genleşme katsayısı ve su alımı azaltılmaya çalışılır (102,106,108).

c. Bağlayıcı Komponent (Silan Ara Faz)

Organik ve inorganik komponentin birbirine bağlanması sorumlu olan fazdır. Bağlanma işlemini içerisindeki organosilan adı verilen bileşikler ile gerçekleştirir. Bu faz materyalin kalitesi ve uygulamadaki başarısı açısından önemlidir.

Kompozitlerin fiziksel özellikleri genellikle dolduruculara, bağlayıcılara ve organik matrikse bağlıdır. Doldurucu ve bağlayıcı türüne göre değişkenlik gösteren özellikler, materyalin dayanıklılığı, sertliği, aşınmaya direnci ve termal genleşme katsayısıdır. Renk stabilitesi ve yumuşama eğilimi ise organik matrikse bağlı olarak değişkenlik göstermektedir. Kompozitlerin yapısına çeşitli organik ve inorganik pigmentler eklenerek farklı renkler elde edilir.

Kompozitin yapısındaki fazlar arasında arayüz bağlantısının sağlanması materyalin başarısı açısından önemlidir. Günümüz kompozitlerinde silika partikülleri, bir monomoleküler film tabakası olan silan ile kaplanmış durumdadır. Çift fonksiyonlu olan bu moleküllerin bir uçları hidroksil grupları ile bağlanabilirken, diğer uçları matriks fazdaki monomerlerle çift bağlar şeklinde kopolimerize olabilmektedir. Bağlayıcı ajanlar silika partikülleri ile daha iyi çalışmaktadır.

İstenilen özelliklerin sağlanabilmesi için doldurucu içerikleri genellikle değişik iyonlar ile değiştirilmektedir. Camların küçük partiküller halinde oluşturulmasında lityum ve alüminyum iyonlarının rolü vardır. Baryum, çinko, boron, zirkonyum ve yitrium iyonları ise doldurucu partiküllere radyoopasite katmaktadır. Fakat yapıdaki silikanın değiştirilmesi gibi bir farklılık yüksek oran yapılacak olursa, silanların etkinliğini azaltır.

Saf silika; kristobalit, tridimit, kuartz vb. kristalin veya nonkristalin (cam) şeklinde olabilmektedir. Kristalin formlar materyale daha güçlü ve sert bir form kazandırdığı için kompozitlerin bitirme-polisaj işlemlerinde zorluklar çıkartmaktadır. Bu dezavantajların önüne geçebilmek için günümüzde kullanılan çoğu kompozitin yapısına, modifiye silika cam eklenerek üretimi sağlanmaktadır (106,108,109).

2.3.2. Kompozitlerin Sınıflandırılması

Kompozitlerin sınıflandırılmasında kullanılan birçok değer ögesi mevcuttur. Bunlar; içerik, miktar, doldurucuların özellikleri, matriks fazları, manipülasyon tipleri, matriks içerikleri (Bis-GMA veya UDMA) ve polimerizasyon yöntemleridir. En çok kullanılan sınıflandırma yöntemleri ise doldurucu partikülün hacimsel veya ağırlıkça oranı, polimerizasyon yöntemleri ve inorganik partiküllerin büyüklüklerine göre olanıdır (1,102,110-112).

a. Doldurucu Partikülün Hacimsel veya Ağırlıkça Oranına Göre Kompozitler

- Akışkan (Flowable) Kompozitler

İnorganik doldurucu partikül oranı az ve viskoziteleri düşük olan kompozitlerdir. Aşınmaya karşı dirençleri düşük olan bu kompozit türünün kuvvetler karşısındaki dirençleri de zayıftır. Fakat fleksibiliteleri yüksektir. Akışkan kompozitlerin içeriğindeki partikül boyutları ile dağılımları hibrit kompozitlere benzemektedir. Bu karışımın yoğunluğunu azaltmak için, rezin miktarı artırılmış ve doldurucu içeriği de sınırlandırılmıştır (birinci kuşak kompozitler). Yapıları hibrit kompozitlere benzemelerine rağmen, birinci kuşak akışkan kompozitler, mekanik özellikleri bakımından hibrit kompozitlerden daha zayıftır (113,114). 2002 yılından itibaren araştırmacılar ikinci kuşak akışkan kompozitleri geliştirmişler ve özellikleri geleneksel kompozitlere benzer akışkan kompozitler elde etmişlerdir. Bu kompozitlerin geliştirilme amacı çeşitli manipülasyon tekniklerine ayak uydurmak olduğu için uygulama alanları değişkenlik göstermektedir. Akışkan kompozitler sınıfında yer alan düşük doldurucu içerikli olanlar (birinci kuşak); pits ve fissür örtücü veya minimal düzeydeki anterior restorasyonlar için kullanılmaktadır. Daha yüksek oranda doldurucu içerenler ise (ikinci kuşak); genellikle Sınıf I, II, III, IV ve V restorasyonlar için tercih edilmekte ve konservatif restorasyonlar için daha uygun olduğu belirtilmektedir. Akışkan kompozitlerin en sık kullanıldığı alanlar; kompozit bir restorasyonun ilk tabakasından önce kavite tabanına uygulanmaları veya oklüzyona gelmeyen yüzeylerde rezinlerin kenarlarının tamiridir (106,108,112,115). Bu uygulamalara ek olarak akışkan kompozitler, fiberle güçlendirilmiş köprülerde kavite tabanına fiberle birlikte yerleştirilir. Bu sayede fiber kompozit ile doyurulur ve kompozitten elde edilecek köprüye fleksibilite kazandırılır.

- Kondanse Edilebilir (Packable) Kompozitler

Yüksek yoğunlukta olan, amalgam gibi kondanse edilebilen (sıkıştırılabilen) bir kıvam elde etmek amacıyla üretilen posterior kompozitlere denir. Amalgama alternatif olması için üretilen bu materyallerin Sınıf I ve II

restorasyonlarda kullanılması beklenmiştir. Bu sınıfta yer alan kompozitlerin ilk üretime sunulanları, içerik ve özellikleri bakımından hibrit kompozitlerden fazla bir farkı olmadığı rapor edilmiştir (116,117). Kondanse edilebilir kompozitlerin ilk göze çarpan özellikleri, yapışkanlıklarının az olması ve viskoz bir yapıya sahip olmalarıdır. Bu özellikler packable kompozitlerin geleneksel hibrit kompozitlere göre daha rahat kondanse edilmelerini sağlamıştır. Bunların yanı sıra materyalin içeriğindeki doldurucu partiküllerin, hacim olarak büyük olması bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra pürüzlü yüzey oluşma riskini artırmaktadır (102,112,118).

b. Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozitler

- Kimyasal yolla polimerize olan kompozitler

Kompozitler birçok şekilde polimerize olabilmektedirler. İlk üretilen kompozitler, iki pat şeklinde olup, bu iki patın karıştırılması ile belirli bir süre içerisinde kimyasal yolla polimerize olurlar. Bu materyallerin sertleşmesi esnasında oluşan polimerizasyon büzülmesi ve marjinlerdeki stres birikimi dezavantajları arasındadır. Polimerizasyon oranını arttırmak ve polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacıyla materyalin içine amin akseleratör eklenmiştir, fakat 3-5 yıllık bir dönemde renk değişikliğine sebebiyet verdiği görülmüştür (1,112,118,119).

- Işık ile polimerize olan kompozitler

Kimyasal yollarla sertleşen kompozitlerin dezavantajlarını elimine etmek için tasarlanan bu kompozitler, ilk üretildiklerinde UV ışık kaynakları ile polimerize edilirdi. Fakat polimerizasyon için kullanılan cihazların güvenilirlikleri sınırlı olması ve sağlık açısından var olan sakıncalar, araştırmacıları görünür ışıkla sertleşen sistemlere yönlendirmiştir. Bu sistemler tek pat halinde üretilip, görünür mavi ışık ile polimerize edilirler. Polimerizasyonu başlatan mavi ışığın dalga boyu 420- 450nm aralığındadır ve ışık kaynağı tungsten halojen ampuldür. Kimyasal yolla polimerize edilen kompozitlere göre renk seçeneklerinin fazla olması, kontrollü çalışma zamanının uzun olması, tabakalama tekniği ile çalışılabilmesi ve daha düzgün yüzey elde

edilebilmesi gibi avantajları bulunmaktadır. Polimerizasyon büzülmesi ışık kaynağına doğru olduğundan kenar uyumunda oluşabilecek sıkıntılar dezavantajları arasında yer almaktadır (112,120).

- Hem kimyasal yolla, hem de ışıkla polimerize olan kompozitler

Günümüzde, ışıkla polimerize olan kompozitler popüler olmalarına karşın başarıları materyalin polimerizasyonu sırasında kullanılan yüksek yoğunluklu ışığın doğru kullanılmasına bağlıdır. Özellikle derin kavitelere ve koyu renkli kompozitlerde ışığın yoğunluğu, polimerizasyonu tamamen sağlamada yetersiz kalabilmektedir (102,121,122).

Koyu renkli ve mikrodolduruculu kompozitlerin polimerizasyonu diğerlerine göre daha zordur. İnterproksimal alanlara ulaşmak sınırlıdır ve uygun ışık gücünün o bölgelere ulaşmasını sağlamak için özel teknikler gerekebilmektedir. Bu sıkıntıların giderilebilmesi amacıyla materyalin içeriğine dual-cure özellikte partiküller katılarak hem kimyasal yollarla hem de ışıkla polimerize edilebilen kompozitler üretilmiştir. Kendinden (kimyasal yolla) sertleşme oranı azdır ve ancak ışıkla polimerize olmayan alanlar için tasarlanmıştır. Başka bir yaklaşım ise aşamalı (basamaklı) polimerizasyondur. Bazı durumlarda, kompozitlerin finishing-polishing işlemleri sert ve tamamen polimerize partiküller sebebiyle zor olmaktadır. İlk sertleşme esnasında cihazdaki ışığın filtre edilmesi ile kısmen polimerize olmuş daha yumuşak ve finishing-polishing işlemlerinin kolay uygulanmasını sağlayan bir materyal elde edilmesi mümkündür. Daha sonra cihazdaki filtre çıkarılıp, kompozitin polimerizasyonu tam spektrumlu bir görünür ışıkla tamamlanmaktadır (33,102,123).

c. Doldurucu partiküllerin büyüklüklerine göre kompozitler

Kompozitler ilk geliştirildiklerinde, genellikle doldurucu partikül boyutları 10-20µm büyüklüğünde olup, içerisinde bol miktarda 50-100µm büyüklüğünde partiküller barındırmaktaydı. Piyasadaki kompozitler genellikle bu boyutlardaki doldurucuları içerdiklerinden partikül boyutlarına göre bir sınıflandırmaya gerek duyulmamıştır. Yıllar içerisinde kompozitlerin

geliştirilmesiyle birlikte, kompozitlerin içeriğindeki doldurucu seviyesi, yüzde ağırlık veya yüzde hacim olarak ifade edilmeye başlanmıştır. Akrilik monomerlerden (veya polimer) yaklaşık üç kat daha yoğun olan silika doldurucuların, materyalin içindeki ağırlıkça %75 oranında olmasına karşın hacimce %50 doldurucu oranına denk gelmektedir. Kompozit materyalinin özellikleri, içerdikleri fazın yüzde hacim miktarına bağlıdır. Kompozitleri tarif ederken, ağırlıkça yüzde miktarı, hacimce yüzde miktarından daha fazla kullanılmaktadır. Kompozitlerin içeriğindeki doldurucu partiküllerin boyutlarına veya yoğunlaşmalarına (aglomerasyon) göre sınıflandırılması bazı yazarlar tarafından geliştirilmiştir. Bu sistem partikül boyutlarını büyüklük açısından sınıflandırmakta ve önceden polimerize edilmiş kompozit parçaları ise özel doldurucu olarak ayrılmaktadır. Kompozitler, materyalin içeriğindeki doldurucu partiküllerin boyutlarına göre megafil, makrofil, midifil, minifil, mikrofil ve nanofil olmak üzere 6 grupta toplanmaktadır (104,107,108,115,118).

- Megafil kompozitler

Doldurucu partiküllerin boyutları genellikle 50-100µm büyüklüğündedir. Özellikle aşınan bölgelerde kullanılması önerilen sert ve mega doldurucu partikül içeren kompozitler arasında yer almaktadır. Günümüzde önemini yitirmiştir (1,112).

-Makrofil kompozitler

Doldurucu partiküllerin boyutları genellikle 10-100µm büyüklüğündedir. Aralarında 1-10µm büyüklüğünde partiküllere de rastlanır. Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan ilk kompozitlerdendir (1,112).

- Midifil kompozitler

Doldurucu partiküllerin boyutları genellikle 1-10µm büyüklüğündedir. Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan ilk kompozitlerdendir. Bitim özelliklerinin iyileştirilmesi amacıyla küçük partiküllü olarak üretilmişlerdir. Bu yeni materyaller hızlı bir şekilde popüler hale gelmiş ve öncelikli olarak, silikat simanların yerine, direkt dolgu materyali olarak anterior bölgede estetik

amaçlı kullanılmaya başlanmıştır. Makrofil ve midofil kompozitler diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan ilk kompozitler olmalarından dolayı geleneksel kompozitler olarak da adlandırılırlar (102,112,124).

- Minifil kompozitler

Partikül büyüklüğü 0.1-1 μ m arasında olan kompozitler minifil veya small partiküllü kompozitler olarak adlandırılırlar. Partikül boyutunun küçük olması partikül adedinin fazla olmasını gerektirir ve bunun sonucunda restorasyonlarda daha düzgün bir yüzey elde edilebilir. Kuartz yerine cam ile yoğunlaştırılmış inorganik doldurucular tercih edilmesi de aşınmaya karşı direnci artırıp, radyoopasite kazandırmıştır (1,112).

- Mikrofil kompozitler

Kompozitlerdeki teknolojik gelişmeler sayesinde inorganik doldurucu partiküllerin boyutları küçültülerek 0.01-0.1 μ m'ye indirilmiştir. Partikül boyutları bu aralıkta olan kompozitlere mikrofil kompozitler adı verilmektedir. Bu kompozit çeşidinde kolay bir şekilde finishing-polishing işlemleri yapılarak pürüz minimuma indirilebilmektedir, bu özelliklerinden dolayı ince bitim yapılabilen kompozitler de denilmektedir.

Küçük boyutlu partiküller, Bis-GMA'nın TEGDMA ile karışımı sırasında daha viskoz bir yapıya dönüşerek uygulamada sıkıntı yaratmaması için materyalin içeriğine çok miktarda monomer çözücü katılarak çalışılabilir bir yoğunluk elde edilmektedir. Uygun yoğunluğun sağlanması için iki yöntem geliştirilmiştir. Bunlardan birincisi önceden polimerize olmuş mikrofil kompozitleri polimerize olmamış materyale katmak olmuştur. Polimerize olmuş partiküller, 20 μ m boyutlarında olup toz oluşturana kadar öğütülmektedir. Bu sayede polimerize olmuş partiküller yeni oluşturulan materyallere kimyasal olarak bağlanmakta, daha iyi özellikleri olan adacıklar oluşturmakta ve daha düzgün bitirilebilmektedir. Bu şekilde elde edilen kompozitler heterojen mikrofil (organik dolduruculu) kompozitler olarak bilinmektedir. Değişime uğramamış mikrofillere ise homojen mikrofil denilmektedir. İkinci yöntem, küçük doldurucu partikülleri geniş ve poröz

doldurucular içine sinterize ederek ve monomer ile ıslatarak tümünü mikrofil kompozitler içine katmaktır. Bölgesel olan sinterize doldurucular, materyalin yüksek oranda doldurucu içermesini sağlarken, parlatılabilirlik seviyesini de istenilen düzeyde tutmaktadır (112,125-127).

- Nanofil kompozitler

Doldurucu partiküllerin boyutları genellikle 0.001-0.01µm büyüklüğündedir. Partiküller, polimerizasyon için kullanılan görünür ışık dalga boyundan daha küçüktürler. Partikül boyutu küçük olduğu için çeşitli polimer zincirleri arasına iyi bir uyum göstererek yerleşebilirler. Nano doldurucular bitim işlemleri için ideal olup aşınmaya dirençleri ve mekanik özellikleri iyidir. Nano partiküller ayrıca öbekler halinde birleşip oluşturdukları geniş kütlelerin hibrit kompozitlerin yapısına katılmasıyla da karşımıza çıkmaktadırlar. Günümüzde nano partiküller içeriği yönünden değişiklik gösterebilmekte ve tasarımın içinde daha karmaşık hale gelebilmektedirler (112,116).

Doldurucu partikül büyüklüklerine göre yapılan sınıflandırmada yer alan altı grubun yanısıra, farklı büyüklükteki doldurucu partiküllerin karışımı ile elde edilen kompozitlere hibrit kompozitler adı verilmektedir. Bu sınıflamadaki kompozitler farklı partikül boyutlarındaki doldurucuların karıştırılması ile elde edilmektedir. Karışıma katılan iki rezinin de özelliklerini taşırlar (117,128,129).

2.4. Giomer Rezin Materyaller

Diş hekimliğinde, minimal invaziv tedavi tekniklerine ilginin giderek artmasının yanı sıra estetik restorasyonlara olan talebin artış göstermesi sonucunda, yeni restoratif materyallerin kullanımı yaygınlaşmaktadır. Özellikle mekanik ve estetik özellikleri yüksek olan materyaller üzerinde çalışmalar yoğunlaşmıştır. Bu gelişmeler ışığında üretilen materyallerde rastlanılan ve çözüm bulmakta zorlanılan problemlerden biri de sekonder çürük oluşumudur. Bu sorunun ortadan kaldırılması için kompozitlerin rezin matriks ve doldurucu içeriklerinde çeşitli modifikasyonlar yapılarak, antibakteriyel aktivitenin sağlanması ve sekonder çürüklerin önlenmesi

amaçlanmıştır. Geleneksel cam iyonomer simanlar florid salınımı yapabildiklerinden dolayı remineralizasyon oluşumunu destekleyip, karyojenik bakterilerin metabolizmasını ve büyümesini inhibe ederek çürük oluşumunu engellemektedirler. Bununla birlikte, mekanik özelliklerinin kompozit rezinlere oranla oldukça zayıf olması ve ağız ortamında kolayca aşınmaları, okluzal kuvvetlerin yoğun olduğu bölgelerde kullanımlarını kısıtlamaktadır. Cam iyonomer simanların florid salınım özellikleri ile kompozit rezinlerin estetik ve mekanik özelliklerinin kombine edilmesi amacıyla, rezin modifiye cam iyonomer simanlar ve poliasit modifiye kompozit rezin gibi hibrit restoratif materyaller geliştirilmiştir. Son yıllardaki artan teknolojik gelişmelerle beraber cam iyonomerlerin yeni bir kategorisi olan önceden reaksiyona girmiş cam iyonomerler (giomer) piyasaya sunulmuştur. Giomerlerin temel yapısı önceden reaksiyona girmiş cam iyonomer teknolojisidir. Yani asit-baz reaksiyonu rezin ile birleşme öncesinde gerçekleşmektedir. Giomerler önceden reaksiyona girmiş cam doldurucuları içeren ve florid salınımı yapan rezin esaslı restoratif materyallerdir. Yeni bir grup olan bu hibrit kompozit materyaller içerisinde, stabil halde cam iyonomer üretmek için önceden tepkimeye girmiş cam iyonomer teknolojisi (S-PRG, Surface Pre-Reacted Glass Ionomer) kullanılmaktadır (130).

Flor-alumina silikat cam, polialkenoik asit ile suda reaksiyona girdikten sonra silika dolduruculu üreten rezin içerisine katılırlar. Bu materyallerin florid salma ve depolama özellikleri vardır. Ayrıca üstün estetik özellikleri, kolay cilalanabilmeleri ve kompozit rezinler kadar dirençli olmaları gibi avantajları sayesinde anterior bölgede estetik restorasyonlar için var olan tercihlerden biri olmuştur. İkinci jenerasyon giomerlerin kullanım alanları giderek artmaktadır. Işıkla sertleşen, flor salınımı yapan estetik restoratif materyal olarak belirtilen ve S-PRG teknolojisi ile geliştirilen bu jenerasyonda, daha iyi renk uyumu, uygulama kolaylığı ve anti-plak etkinliği kazandırılmıştır. Endikasyon alanları estetik restoratif uygulamalar, sınıf 3, 4 ve 5 kaviteler, servikal erezyon ve kök yüzeyi çürükleri, sınıf 1 ve bazı sınıf 2 kaviteler, insizal kırıkların restorasyonu, laminate veneerler ve core yapımı olarak belirtilmektedir. Bu sistemlerin aynı zamanda dentin adeziv sistemleri de

üretimiştir ve benzer şekilde florid salabilme ve depolama özelliklerine sahiptirler (130).

Çalışmamızda da piyasada Beautifil II adıyla bilinen 2. jenerasyon giomer restoratif materyal kullanılmıştır.



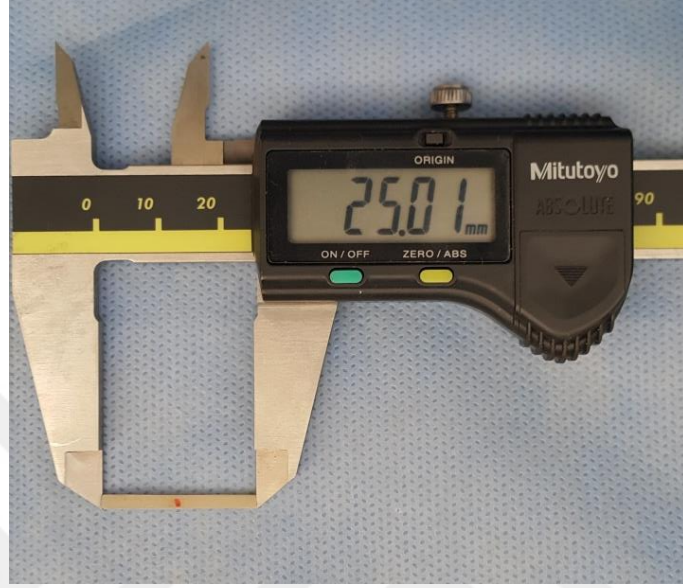
3. GEREÇ VE YÖNTEM

Farklı inorganik yapıya sahip kompozitlerin fiber ağ ile güçlendirilmesiyle hazırlanan adeziv köprülerin, eğme kuvvetleri karşısındaki dayanıklılığının incelenmesi amacıyla ISO 4049 standartlarına uygun olacak şekilde uzunluğu (25 ± 2) mm \times kalınlığı $(1,0 \pm 0,05)$ mm \times genişliği $(2,0 \pm 0,1)$ mm ölçülerinde boşluğa sahip iki adet metal kalıp hazırlandı (131) (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Kullanılan metal kalıpların boyutlarının ölçümü

Bu metal kalıplar kullanılarak uzunluğu (25 ± 2) mm \times kalınlığı $(2,0 \pm 0,1)$ mm \times genişliği $(2,0 \pm 0,1)$ mm boyutlarında eşkenar dörtgen şeklinde örnekler hazırlandı (Şekil 3.2). Test örnekleri, ISO standartlarına uygun olarak 3-nokta bükülme testine tabi tutulmuştur.



Şekil 3.2. Elde edilen örneklerin boyutlarının ölçümü



Şekil 3.3. Çalışmada kullanılan materyaller, Kerr XRV Ultra, 3M Z250, Beautifil II Giomer, Beautifil Flow Plus, Angelus Interlig Fiber

3.1. Çalışma Grupları

Çalışmamızda nanohibrit kompozit (Kerr XRV Ultra), mikrohibrit kompozit (3M Z250), flor salabilen nanohibrit kompozit (Beautifil II Giomer), akışkan kompozit (Beautifil Flow Plus) ve cam fiber (Angelus Interlig Fiber) kullanılmıştır (Şekil 3.3, Tablo 3.1). Bu materyaller kullanılarak her bir grupta 10 örnek olmak üzere toplam 9 grup elde edilmiştir (Tablo 3.2).

Farklı inorganik yapıya sahip kompozitler 3 gruba ayrıldı. Her bir grup sadece kompozit, kompozit+akışkan ve kompozit+akışkan+fiber ile yapılan 3 alt gruba ayrılarak toplam dokuz grup elde edildi (Tablo 3.2).

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyallerin içerikleri ve özellikleri

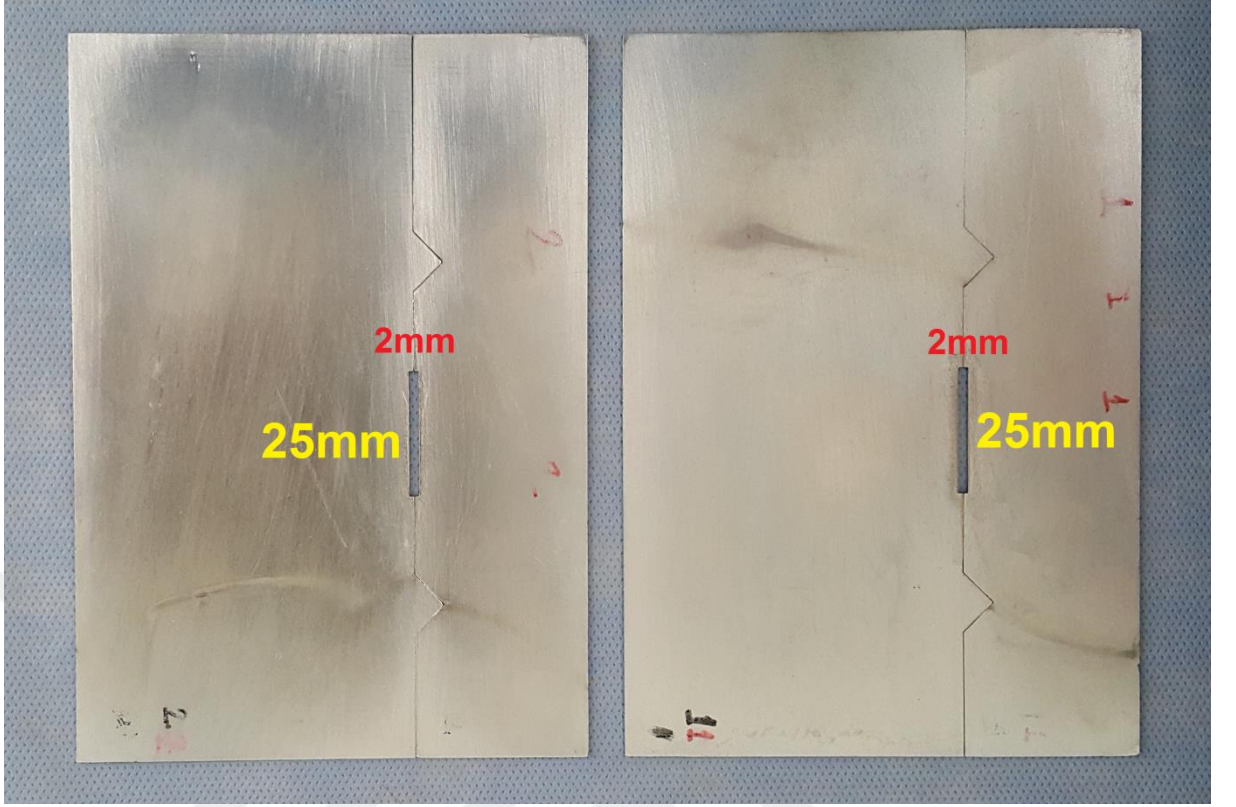
Materyaller	Sınıfı	Rezin Matriks	Doldurucu İsmi ve Oranı (Ağırlık ve Hacim %)	Üretici Firma
Kerr XRV Ultra	Nanohibrit	Bis-GMA TEGDMA Bis-EMA	Ağırlık %71 Hacim % 61 Barium Glass/Silica	Kerr Italia S.r.l. Socio Unico, Scafati (SA)-Italy
3M ESPE Filtek Z250	Mikrohibrit	Bis-GMA TEGMA UDMA Bis-EMA	Ağırlık % 82 Hacim % 60 Zirconia/Silica	3M Dental Products, St. Paul, MN, USA 3M ESPE GmbH, Germany
Shofu Beautifil II Giomer	Giomer (Nanohibrit)	Bis-GMA TEGDMA	Ağırlık % 83,3 Hacim % 68.6 S-PRG: Surface Reaction Type Pre-reacted Glass-Ionomer with Aluminofluoro-Borosilicate Glass (Al ₂ O ₃)	Shofu Inc, Kyoto, Japan
Shofu Beautifil Flow Plus	Akışkan Kompozit	Bis-GMA TEGDMA	Ağırlık % 67,3 Hacim % 47 S-PRG Filler, Multi-functional Glass Filler, Ultra-fine Filler Aluminofluoro-Borosilicate Glass (Al ₂ O ₃)	Shofu Inc, Kyoto, Japan
Angelus Interlig Fiber	Cam-Fiber		İçeriği: Bisfenol-A Bisglisidil Dimethakrilat, Trimeilheksildiurethane Dietil Methakrilat, Barium Glass, yüksek oranda ayrılmış silikon dioksit, katalizörler	Angelus, Londrina, PR, Brazil

Tablo 3.2. Elde edilen grupların kompozisyonları ve örnek sayıları

Farklı İnorganik Yapıdaki Kompozit Materyaller	Eklenen Materyaller	Örnek Sayısı
Kerr XRV Ultra	Kerr XRV Ultra	10
	Shofu Beautifil Flow Plus	10
	Shofu Beautifil Flow Plus + Angelus Interlig Fiber	10
3M ESPE Filtek Z250	3M ESPE Filtek Z250	10
	Shofu Beautifil Flow Plus	10
	Shofu Beautifil Flow Plus + Angelus Interlig Fiber	10
Shofu Beautifil II Giomer	Shofu Beautifil II Giomer	10
	Shofu Beautifil Flow Plus	10
	Shofu Beautifil Flow Plus + Angelus Interlig Fiber	10
TOPLAM		90

3.2. Örneklerin Hazırlanması

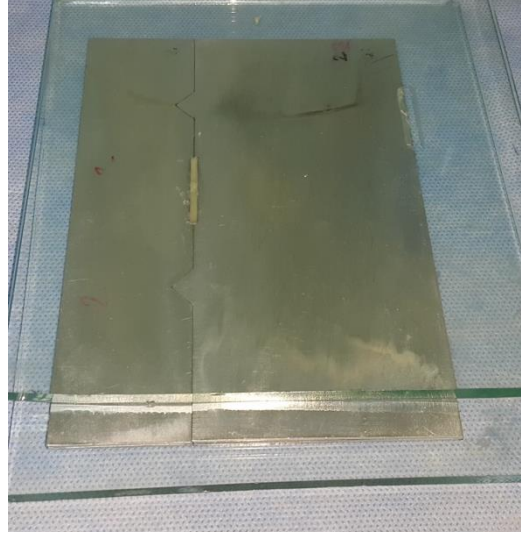
ISO 4049 Standartlarına uygun çalışma boyutlarında (25mm x 2mm x 2mm) hazırlanan çubukları üretmek amacıyla kalınlığı 1mm olan iki adet metal kalıp kullanıldı (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. 25x2x1mm Ölçülerinde iki adet metal kalıp

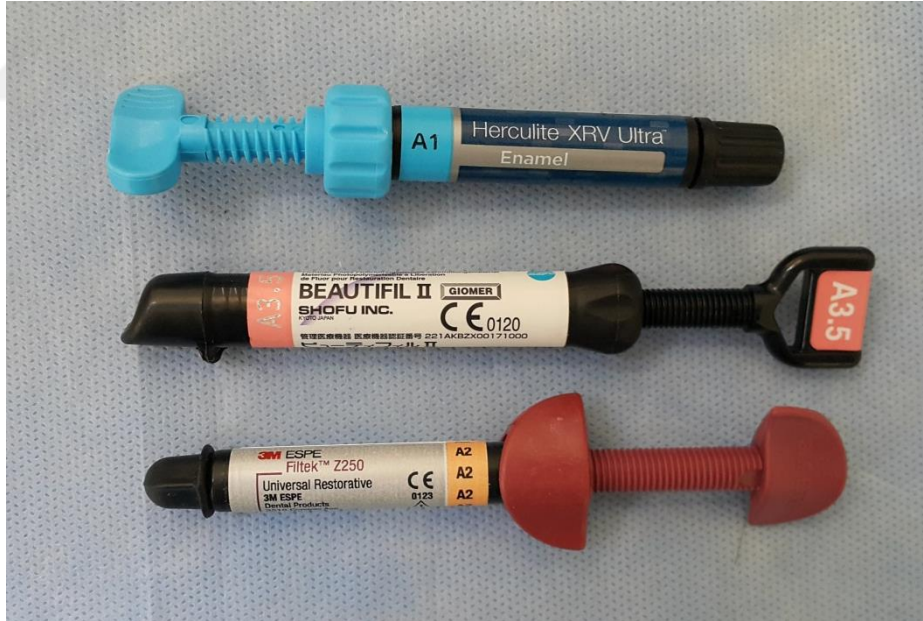
3.2.1. Sadece kompozit kullanılarak hazırlanan örnekler

Bu işlem için kalıplar üst üste konularak kalınlık 2 mm olacak şekilde çubuklar yapılmıştır. İki çeşit kompozit ve bir çeşit giomer kullanılarak 3 grup elde edilmiştir (Şekil 3.6). Düz bir zemin üzerinde ve yere paralel olacak şekilde konulan cam yüzey üzerine yerleştirilen metal kalıbın 25 mm uzunluğundaki boşluğunun tabanına şeffaf bant konuldu. Restoratif materyal tek seferde kalıbın içine konularak üzerine tekrar şeffaf bant ve lam yerleştirildi ve üzerine hafifçe bastırıldı. Basınç sonucunda kenardan taşan fazlalıklar alındıktan sonra lamın üzerinden, kalıbın iki kenar ve orta kısmı olmak üzere üç bölgesinden 20'şer saniye ışık uygulandı (Şekil 3.5). Daha sonra lam kaldırılarak, aynı bölgelere tekrar 20'şer saniye ışık uygulaması (toplam 120 saniye) yapıldı.



Şekil 3.5. Metal kalıplar üst üste konularak sadece kompozit kullanılarak örneklerin elde edilmesi

Kerr XRV Ultra, 3M Z250, Beautifil II Giomer dental restoratif materyaller kullanılarak, başka bir materyal ilave edilmeden 3 grup olmak üzere toplam 30 örnek hazırlanmıştır (Tablo 3.2).

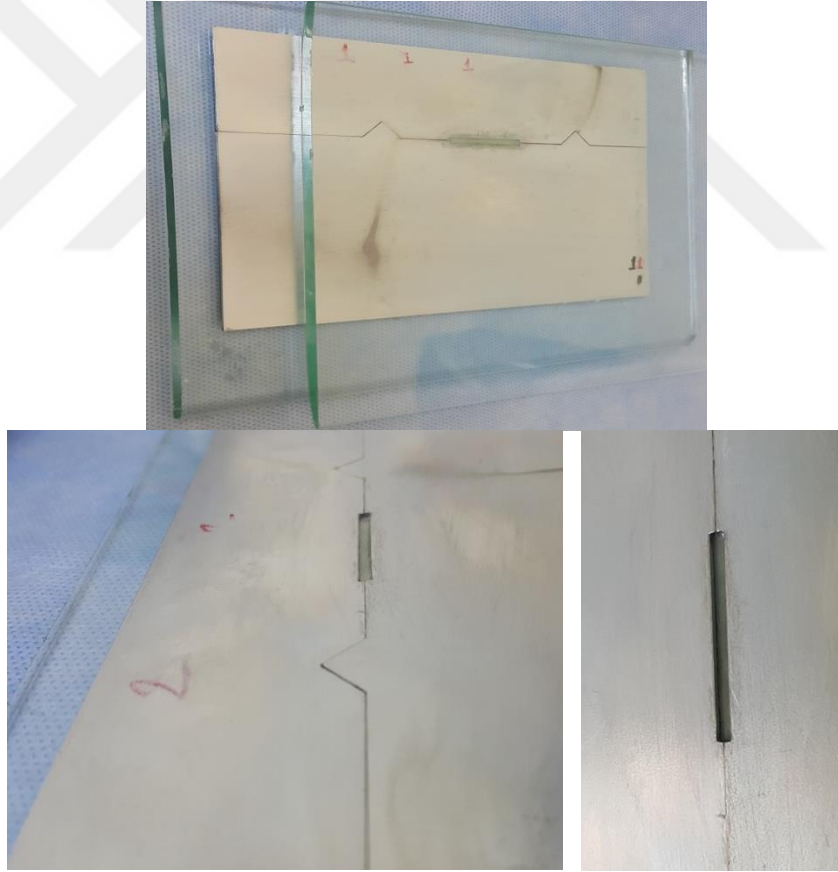


Şekil 3.6. Temel grupları belirleyen dental restoratif materyaller, Kerr XRV Ultra, 3M Z250, Beautifil II Giomer

3.2.2. Kompozit ve akışkan kompozit kullanılarak hazırlanan örnekler

Düz bir zemin üzerinde ve yere paralel olacak şekilde konulan cam yüzey üzerine yerleştirilen, kalınlığı 1 mm olan metal kalıbın, 25 mm uzunluğundaki boşluğun tabanına şeffaf bant konuldu. Metal kalıbın

boşluğuna akışkan kompozit (Beautiful Flow Plus) konularak üzerine tekrar şeffaf bant ve lam yerleştirildi ve üzerine hafifçe bastırıldı. Basınç sonucunda kenardan taşan fazlalıklar alındıktan sonra lamın üzerinden, kalıbın iki kenar ve orta kısmı olmak üzere üç bölgesinden 20'şer saniye ışık uygulandı (Şekil 3.7). Daha sonra kalınlığı 1 mm olan ikinci metal kalıp, boşluğunda akışkan kompozit olan diğer metal kalıp üzerine yerleştirildi. Restoratif materyal (Kerr XRV Ultra, 3M Z250, Beautiful II Giomer) tek seferde kalıbın içine konularak üzerine şeffaf bant ve lam yerleştirildi ve üzerine hafifçe bastırıldı. Basınç sonucunda kenardan taşan fazlalıklar alındıktan sonra lamın üzerinden ve kalıbın iki kenar ve orta kısmı olmak üzere üç bölgesinden 20'şer saniye ışık uygulandı. Daha sonra lam kaldırılarak aynı bölgelere tekrar 20'şer saniye ışık uygulaması (toplam 120 saniye) yapıldı.

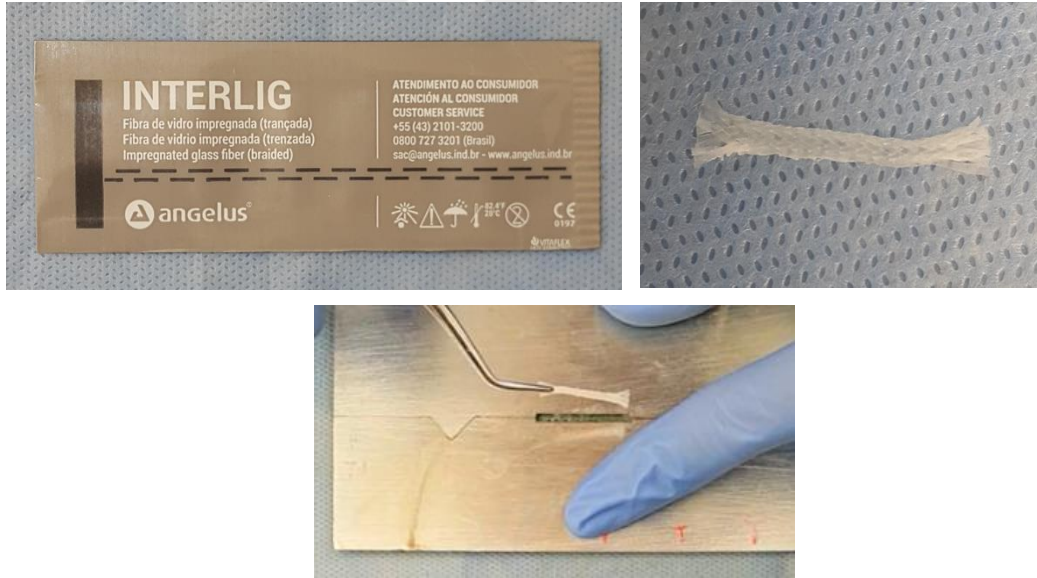


Şekil 3.7. İlk metal kalıba akışkan kompozit uygulanması

Kerr XRV Ultra, 3M Z250, Beautifil II Giomer restoratif materyalleri ve Beautifil Flow Plus akışkan kompozit kullanılarak 3 grup olmak üzere toplam 30 örnek hazırlanmıştır (Tablo 3.2).

3.3.3. Kompozit, akışkan kompozit ve fiber kullanılarak hazırlanan örnekler

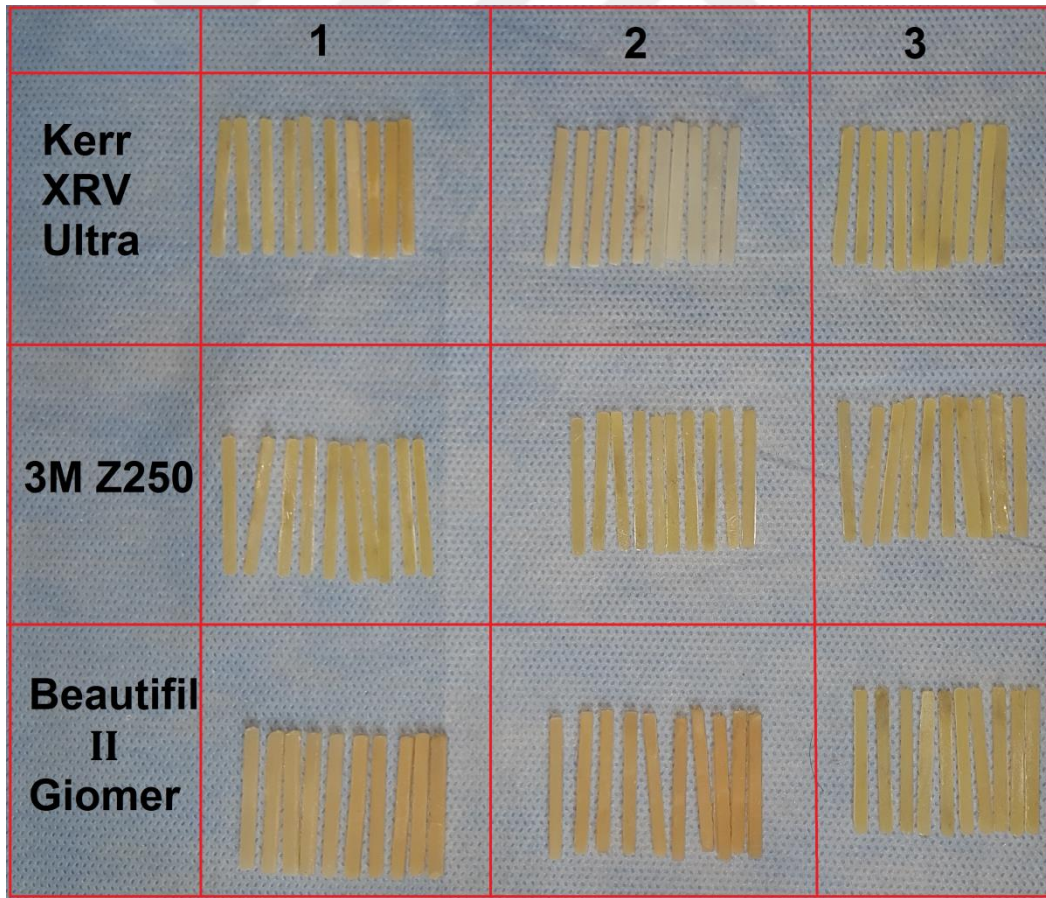
Düz bir zemin üzerinde ve yere paralel olacak şekilde konulan cam yüzey üzerine yerleştirilen, kalınlığı 1mm olan metal kalıbın, 25 mm uzunluğundaki boşluğunun tabanına şeffaf bant konuldu. Metal kalıbın boşluğuna akışkan kompozit (Beautifil Flow Plus) konulduktan sonra, uygun boyutta (25 mm) kesilen ve önceden doyurulmuş cam fiber (Angelus Interlig Fiber) bu boşluğa yerleştirilerek, üzerine akışkan kompozit konuldu (Şekil 3.8). Şeffaf bant ve lam yerleştirilerek hafifçe basınç uygulandı. Basınç sonucunda kenarlardan taşan fazlalıklar alındıktan sonra lamın üzerinden, kalıbın iki kenar ve orta kısmı olmak üzere üç bölgesinden 20'şer saniye ışık uygulandı.



Şekil 3.8. Çalışmada kullanılan örgü formundaki cam fiber ve akışkan kompozitin metal kalıba yerleştirilmesi

Daha sonra kalınlığı 1mm olan ikinci metal kalıp, boşluğunda akışkan kompozit olan diğer metal kalıp üzerine yerleştirildi. Dental restoratif materyal (Kerr XRV Ultra, 3M Z250, Beautifil II Giomer) tek seferde kalıbın içine konularak üzerine şeffaf bant ve lam yerleştirildi ve üzerine hafifçe bastırıldı. Basınç sonucunda kenardan taşan fazlalıklar alındıktan sonra lamın üzerinden, kalıbın iki kenar ve orta kısmı olmak üzere üç bölgesinden 20'şer saniye ışık uygulandı. Daha sonra lam kaldırılarak aynı bölgelere tekrar 20'şer saniye ışık uygulaması (toplam 120 saniye) yapıldı.

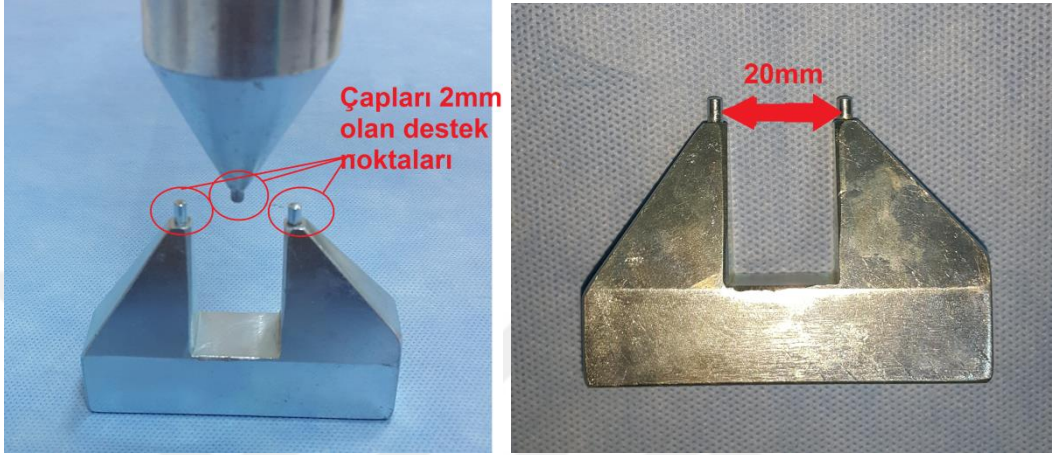
Elde edilen toplam 90 örneğin kenarlarında oluşan fazlalıklar su zımparası ile düzeltildi (Tablo3.2, Şekil 3.9). ISO 4049 standartlarına uygun olacak şekilde tüm örnekler 24 saat 37 °C'de bekletildikten sonra üç nokta eğme testine tabi tutuldu (131). Bu test için instron cihazı (Tinius Olsen H1K-S UTM Benchtop Materials Tester) kullanıldı.



Şekil 3.9. Çalışmada elde edilen 90 adet örnek

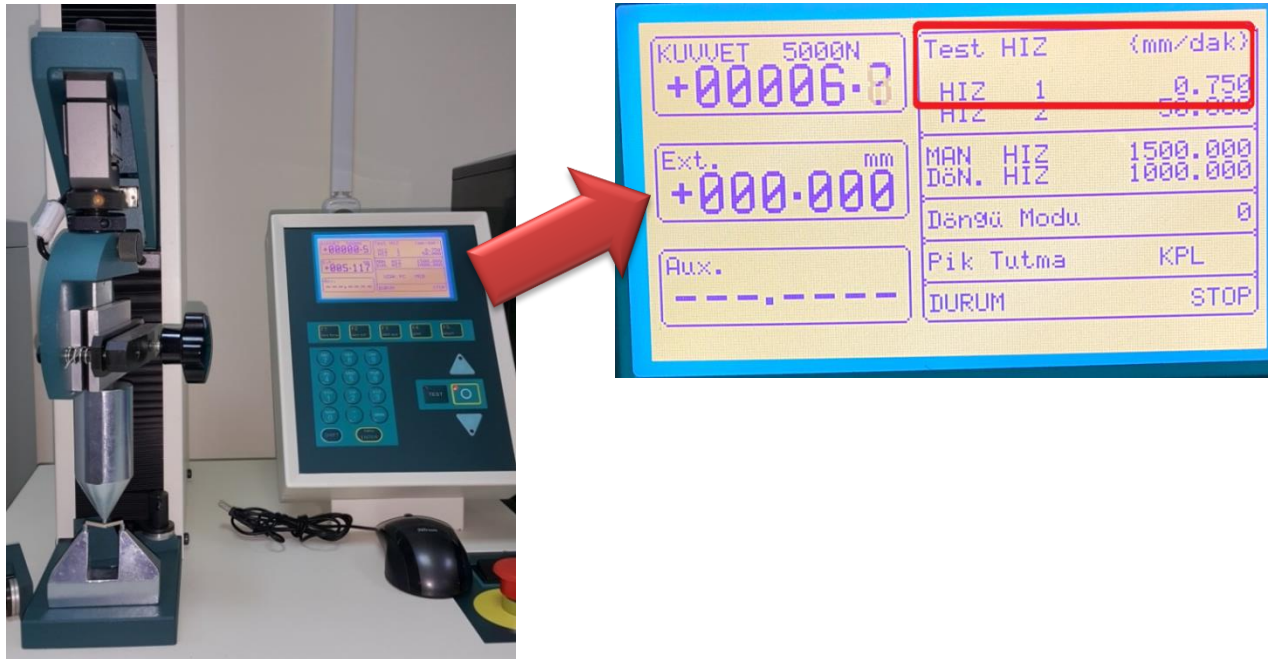
1: Sadece Kompozit, 2: Kompozit+Akışkan kompozit, 3: Kompozit+Akışkan kompozit+Fiber

Üç nokta eğme testi için instron cihazına bağlanacak olan apareylerin, teste tabi tutulacak örneklerin boyutlarına göre belli ölçüleri vardır (Şekil 3.10). Temas edecek olan üç noktanın çapları 2mm olmalıdır. Örneklerin dayanak üzerine yerleştirilmesinden sonra iki dayanak noktası arasındaki mesafe 20 mm olmalıdır.



Şekil 3.10. İncron cihazına bağlanan apareylerin boyutları

İncron cihazının hareketli olan kolunun hızı ise $(0,75 \pm 0,25)$ mm/dk olmalıdır. Çalışmamızdaki örnekler bu ölçüleri (destek noktalarının çapları ve destek noktaları arası mesafe) sağlayacak şekilde ve hızı 0,75mm/dk olacak şekilde ayarlanarak tüm örnekler teste tabi tutuldu (131) (Şekil 3.11).



Şekil 3.11. İncron cihazında örneğin kırılma testi ve instron kolunun hızı $(0,75 \pm 0,25)$ mm/dk

Örneklerin kırılması için gereken maksimum kuvvet değerleri kırılmanın ardından cihaz tarafından N (Newton) olacak şekilde belirlendi. Örneklerin eğme dayanımları $3FL / 2bd^2$ formülü kullanılarak MPa (Megapascal) cinsinden hesaplandı (F= uygulanan kuvvet, L= destekler arası mesafe, b= örneğin eni, d= örneğin kalınlığı).

Örneklerin elastisite modülleri ise

E (elastisite modülü) = σ (normal gerilme) / ϵ (birim uzama) formülü ile N/mm^2 cinsinden ölçülmüştür.

Data veri analizinde SPSS 15.0 (SPSS, Inc., Chicago, IL, USA) software programı kullanıldı. Tek yönlü varyans analizi ile 9 grup birbiriyle, iki değişken ve interaction değerlendirildi. (Ünivariate ANOVA). Sonrasında Post Hoc test olarak Bonferroni düzeltmesi kullanıldı.

BULGULAR

Tablo 4.1. Kerr XRV Ultra, 3M Z250, Beautifil II Giomer materyallerinin diğer bileşenlerle birlikte elde edilen örneklerin eğme dayanım değerleri

Kerr XRV Ultra	KOMPOZİT	KOMPOZİT+AKIŞKAN	KOMPOZİT+AKIŞKAN+FİBER
1	169,18	121,68	242,32
2	164,74	117,7	235,65
3	159,73	117	239,84
4	163,8	120,97	238,26
5	160,75	128,7	245,3
6	157,03	113,25	263,35
7	165,08	131,04	229,67
8	159,90	115,12	243,6
9	164,93	123,31	242,18
10	160,05	126,36	239,63
Ortalama	162.51	121.51	241.98
3M Z250	KOMPOZİT	KOMPOZİT+AKIŞKAN	KOMPOZİT+AKIŞKAN+FİBER
1	145,78	91,26	224,62
2	141,33	100,62	230,21
3	154,44	95,94	218,94
4	152,8	81,9	219,23
5	138,76	102,72	225,31
6	131,04	102,96	215,2
7	155,14	89,85	226,51
8	147,88	87,51	221,18
9	121,21	98,28	224,5
10	145,29	96,4	219,34
Ortalama	143,36	94,74	222,5
Beautifil II Giomer	KOMPOZİT	KOMPOZİT+AKIŞKAN	KOMPOZİT+AKIŞKAN+FİBER
1	182,79	156,07	247,59
2	215,28	132,67	256,23
3	173,16	124,72	253,2
4	149,76	161,46	244,36
5	210,64	143,44	231,26
6	154,44	132,44	251,8
7	177,84	129,16	262,2
8	159,12	134,31	243,4
9	152,16	126,36	251,32
10	168,48	125,42	248,1
Ortalama	174,36	136,5	248,94

Tablo 4.2. Kerr XRV Ultra, 3M Z250, Beautifil II Giomer materyallerinin diğer bileşenlerle birlikte elde edilen örneklerin eğme dayanım değerlerinin istatistiksel analizi

Gruplar	Mean	Std. deviation	95% Confidence Interval for Mean		p
			Lower Bound	Upper Bound	
Kerr XRV Ultra 1	162.51	3.61027	159.93	165.1	P<0.001
Kerr XRV Ultra 2	121.51	5.90198	117.29	125.73	
Kerr XRV Ultra 3	241.98	8.73069	235.73	248.22	
3M Z250 1	143.36	10.79272	135.64	151.08	
3M Z250 2	94.74	6.95790	89.76	99.72	
3M Z250 3	222.5	4.47585	219.30	225.7	
Beautifil II Giomer 1	174.36	23.18270	157.78	190.95	
Beautifil II Giomer 2	136.5	8.67057	130.30	142.7	
Beautifil II Giomer 3	248.94	8.35159	242.97	254.92	

1: Sadece Kompozit, 2: Kompozit+Akişkan kompozit, 3: Kompozit+Akişkan kompozit+Fiber

Yaptığımız çalışmada elde edilen sonuçlarda fiber içeren örneklerin en yüksek eğme dayanım direncine sahip olduğu görüldü (Tablo 4.1,4.2). Bu açıdan gruplara baktığımızda ortalama eğme dayanım dirençleri grupların fiber içeren örneklerinde **Kerr XRV Ultra 3**-(241.98MPa), **3M Z250 3**-(222.5MPa), **Beautifil II Giomer 3**-(248.94MPa) olarak gözlendi (Tablo 4.2). En düşük direnç değerleri akışkan kompozit bileşimi ile elde edilen örneklerde, **Kerr XRV Ultra 2**-(121.51MPa), **3M Z250 2**-(94.74MPa), **Beautifil II Giomer 2**-(136.5MPa) olarak saptandı (Tablo 4.2). Gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı farklar ortaya çıktı ($p<0.05$).

Tablo 4.3. Kerr XRV Ultra içeren örneklerin eğme dayanım değerlerinin istatistiksel analizi

Gruplar	Sig.	
Kerr XRV Ultra 1	Kerr XRV Ultra 2	.000
	Kerr XRV Ultra 3	.000
	3M Z250 1	.004
	3M Z250 2	.000
	3M Z250 3	.000
	Beautifil II Giomer 1	.488
	Beautifil II Giomer 2	.000
	Beautifil II Giomer 3	.000
Kerr XRV Ultra 2	Kerr XRV Ultra 1	.000
	Kerr XRV Ultra 3	.000
	3M Z250 1	.000
	3M Z250 2	.000
	3M Z250 3	.000
	Beautifil II Giomer 1	.000
	Beautifil II Giomer 2	.072
	Beautifil II Giomer 3	.000
Kerr XRV Ultra 3	Kerr XRV Ultra 1	.000
	Kerr XRV Ultra 2	.000
	3M Z250 1	.000
	3M Z250 2	.000
	3M Z250 3	.003
	Beautifil II Giomer 1	.000
	Beautifil II Giomer 2	.000
	Beautifil II Giomer 3	1.000

1: Sadece Kompozit, 2: Kompozit+Akişkan kompozit, 3: Kompozit+Akişkan kompozit+Fiber

Kerr XRV Ultra 1-(162.51MPa), **Beautifil II Giomer 1**-(174.36MPa) grubundan düşük değere sahip olmasına rağmen aralarında anlamlı bir farka rastlanmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.2,4.3). Diğer gruplarla fark görüldü ($p<0.05$) (Tablo 4.3).

Kerr XRV Ultra 2-(121.51MPa), **Beautifil II Giomer 2**-(136.5MPa) grubundan düşük değere sahip olmasına rağmen aralarında anlamlı bir farka rastlanmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.2,4.3). Diğer gruplarla fark görüldü ($p<0.05$) (Tablo 4.3).

Kerr XRV Ultra 3-(241.98MPa), **Beautifil II Giomer 3**-(248.94MPa) grubundan düşük değere sahip olmasına rağmen aralarında anlamlı bir farka

rastlanmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.2,4.3). Diğer gruplarla fark görüldü ($p<0.05$) (Tablo 4.3).

3M Z250 1-(143.36MPa), **Beautiful II Giomer 2**-(136.5MPa) grubundan yüksek değere sahip olmasına rağmen aralarında anlamlı bir farka rastlanmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.2,4.4). Diğer gruplarla fark görüldü ($p<0.05$) (Tablo 4.4).

3M Z250 2-(94.74MPa) ile diğer tüm gruplar arasında anlamlı fark gözlemlendi ($p<0.05$) (Tablo 4.4).

3M Z250 3-(222.5MPa), ile diğer tüm gruplar arasında anlamlı fark gözlemlendi ($p<0.05$) (Tablo 4.2,4.4).

Tablo 4.4. 3M Z250 içeren örneklerin eğme dayanım değerlerinin istatistiksel analizi

Gruplar		Sig.
3M Z250 1	Kerr XRV Ultra 1	.004
	Kerr XRV Ultra 2	.000
	Kerr XRV Ultra 3	.000
	3M Z250 2	.000
	3M Z250 3	.000
	Beautifil II Giomer 1	.000
	Beautifil II Giomer 2	1.000
	Beautifil II Giomer 3	.000
3M Z250 2	Kerr XRV Ultra 1	.000
	Kerr XRV Ultra 2	.000
	Kerr XRV Ultra 3	.000
	3M Z250 1	.000
	3M Z250 3	.000
	Beautifil II Giomer 1	.000
	Beautifil II Giomer 2	.000
	Beautifil II Giomer 3	.000
3M Z250 3	Kerr XRV Ultra 1	.000
	Kerr XRV Ultra 2	.000
	Kerr XRV Ultra 3	.003
	3M Z250 1	.000
	3M Z250 2	.000
	Beautifil II Giomer 1	.000
	Beautifil II Giomer 2	.000
	Beautifil II Giomer 3	.000

1: Sadece Kompozit, 2: Kompozit+Akişkan kompozit, 3: Kompozit+Akişkan kompozit+Fiber

Tablo 4.5. Beautifil II Giomer içeren örneklerin eğme dayanım değerlerinin istatistiksel analizi

Gruplar	Sig.	
Beautifil II Giomer 1	Kerr XRV Ultra 1	.488
	Kerr XRV Ultra 2	.000
	Kerr XRV Ultra 3	.000
	3M Z250 1	.000
	3M Z250 2	.000
	3M Z250 3	.000
	Beautifil II Giomer 2	.000
	Beautifil II Giomer 3	.000
Beautifil II Giomer 2	Kerr XRV Ultra 1	.000
	Kerr XRV Ultra 2	.072
	Kerr XRV Ultra 3	.000
	3M Z250 1	1.000
	3M Z250 2	.000
	3M Z250 3	.000
	Beautifil II Giomer 1	.000
	Beautifil II Giomer 3	.000
Beautifil II Giomer 3	Kerr XRV Ultra 1	.000
	Kerr XRV Ultra 2	.000
	Kerr XRV Ultra 3	1.000
	3M Z250 1	.000
	3M Z250 2	.000
	3M Z250 3	.000
	Beautifil II Giomer 1	.000
	Beautifil II Giomer 2	.000

1: Sadece Kompozit, 2: Kompozit+Akışkan kompozit, 3: Kompozit+Akışkan kompozit+Fiber

Beautifil II Giomer 1-(174.36MPa), **Kerr XRV Ultra 1**-(162.51MPa) grubundan yüksek değere sahip olmasına rağmen aralarında anlamlı bir farka rastlanmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.2,4.5). Diğer gruplarla fark görüldü ($p<0.05$) (Tablo 4.5).

Beautifil II Giomer 2-(136.5MPa), **Kerr XRV Ultra 2**-(121.51MPa) ve **3M Z250 1**-(143.36MPa) grupları arasında anlamlı bir farka rastlanmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.2,4.5). Diğer gruplarla fark görüldü ($p<0.05$) (Tablo 4.5).

Beautifil II Giomer 3-(248.94MPa), **Kerr XRV Ultra 3**-(241.98MPa) grubundan yüksek değere sahip olmasına rağmen aralarında anlamlı bir

farka rastlanmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.2,4.5). Diğer gruplarla fark görüldü ($p<0.05$) (Tablo 4.5).

Tablo 4.6. Kerr XRV Ultra, 3M Z250, Beautifil II Giomer materyallerinin tüm örneklerinin ortalama eğme dayanımı değerlerinin istatistiksel analizi

Gruplar	Mean	95% Confidence Interval for Mean		p
		Lower Bound	Upper Bound	
Kerr XRV Ultra	175.33	173.7	176.97	P<0.001
3M Z250	153.53	151.24	155.83	
Beautifil II Giomer	186,63	180.63	192.64	

Gruplar	Sig.	
Kerr XRV Ultra	3M Z250	.000
	Beautifil II Giomer	.000
3M Z250	Kerr XRV Ultra	.000
	Beautifil II Giomer	.000
Beautifil II Giomer	Kerr XRV Ultra	.000
	3M Z250	.000

Kerr XRV Ultra, 3M Z250, Beautifil II Giomer materyallerinin akışkan kompozit ve cam fiber ile yapılan kombinasyonlarının eğme dayanımlarının ortalama değerleri alınarak 3 grup arasında yapılan istatistikte; **Kerr XRV Ultra**-(175.33MPa), **3M Z250**-(153.53MPa), **Beautifil II Giomer**-(186.63MPa) grupları arasında anlamlı farklar gözlemlendi ($p<0.05$) (Tablo 4.6).

Tablo 4.7. (Kompozit), (Kompozit+Akişkan), (Kompozit+Akişkan+Fiber) gruplarının tüm örneklerinin ortalama eğme dayanımı değerlerinin istatistiksel analizi

Gruplar	Mean	95% Confidence Interval for Mean		p
		Lower Bound	Upper Bound	
Kompozit	160.08	153.5	166.6	P<0.001
Kompozit+Akişkan	117.62	114.6	120.63	
Kompozit+Akişkan+Fiber	237.81	235.63	239.98	

Gruplar		Sig.
Kompozit	Kompozit+Akişkan	.000
	Kompozit+Akişkan+Fiber	.000
Kompozit+Akişkan	Kompozit	.000
	Kompozit+Akişkan+Fiber	.000
Kompozit+Akişkan+Fiber	Kompozit	.000
	Kompozit+Akişkan	.000

Kompozit, Kompozit+Akişkan, Kompozit+Akişkan+Fiber materyallerinin kombinasyonlarının eğme dayanımlarının ortalama değerleri alınarak 3 grup arasında yapılan istatistikte; **Kompozit**-(160.08MPa), **Kompozit+Akişkan**-(117.62MPa), **Kompozit+Akişkan+Fiber**-(237.81MPa) grupları arasında anlamlı fark gözlemlendi ($p<0.05$) (Tablo 4.7).

Tablo 4.8. Kerr XRV Ultra, 3M Z250, Beautifil II Giomer materyallerinin diğer bileşenlerle birlikte elde edilen örneklerin elastisite modülü değerleri

Kerr XRV Ultra	KOMPOZİT	KOMPOZİT+AKIŞKAN	KOMPOZİT+AKIŞKAN+FİBER
1	8,4	4,5	17,6
2	8,5	3,8	14,9
3	7,2	3,3	13,8
4	7,6	3,7	16,5
5	6,5	4,9	15,3
6	6,9	5,2	14,2
7	5,3	3,6	16,1
8	7,2	3,6	13,2
9	7,9	2,9	13,9
10	7,1	3,3	14,6
Ortalama	7,2	3,8	15,01
3M Z250	KOMPOZİT	KOMPOZİT+AKIŞKAN	KOMPOZİT+AKIŞKAN+FİBER
1	4,8	4,2	10,8
2	4,6	4,3	12,4
3	5,9	3,9	14,1
4	5,2	2,9	13,2
5	6,1	3,2	9,8
6	7,1	3,5	9,2
7	4,3	3,3	10,9
8	4,1	4,6	10,2
9	6,4	4,2	11,9
10	5,8	3,1	11,5
Ortalama	5,4	3,7	11,4
Beautifil II Giomer	KOMPOZİT	KOMPOZİT+AKIŞKAN	KOMPOZİT+AKIŞKAN+FİBER
1	7,2	3,2	18,2
2	8,8	4,6	17,6
3	7,6	2,9	20,8
4	6,5	3,8	21,2
5	9,2	5,2	18,9
6	9,5	4,2	17,6
7	8,4	4,3	19,2
8	6,3	4,2	19,6
9	7,6	3,7	17,9
10	7,1	4,1	18,7
Ortalama	7,8	4,02	18,9

Tablo 4.9. Kerr XRV Ultra, 3M Z250, Beautifil II Giomer materyallerinin diğer bileşenlerle birlikte elde edilen örneklerin elastisite modülü değerlerinin istatistiksel analizi

Gruplar	Mean	Std. deviation	95% Confidence Interval for Mean		p
			Lower Bound	Upper Bound	
Kerr XRV Ultra 1	7.2	.93950	6.5	7.9	P<0.001
Kerr XRV Ultra 2	3.8	.74506	3.3	4.4	
Kerr XRV Ultra 3	15	1.37473	14	15.9	
3M Z250 1	5.4	.98438	4.7	6.1	
3M Z250 2	3.7	.59217	3.2	4.1	
3M Z250 3	11.4	1.53623	10.3	12.4	
Beautifil II Giomer 1	7.8	1.10935	7	8.6	
Beautifil II Giomer 2	4	.66299	3.5	4.4	
Beautifil II Giomer 3	18.9	1.26232	18	19.8	

1: Sadece Kompozit, 2: Kompozit+Akişkan kompozit, 3: Kompozit+Akişkan kompozit+Fiber

Çalışmamızdaki sonuçlarda fiber içeren örneklerin en yüksek elastisite modülü değerlerine sahip olduğu görüldü (Tablo 4.8,4.9). Bu açıdan gruplara baktığımızda ortalama elastisite modülü değerleri, grupların fiber içeren örneklerinde, **Kerr XRV Ultra 3**-(15GPa), **3M Z250 3**-(11.4GPa), **Beautifil II Giomer 3**-(18.9GPa) olarak gözlemlendi (Tablo 4.2). En düşük değerleri akışkan kompozit bileşimi ile elde edilen örneklerde **Kerr XRV Ultra 2**-(3.8GPa), **3M Z250 2**-(3.7GPa), **Beautifil II Giomer 2**-(4GPa) (Tablo 4.9) olarak saptandı. Gruplar arasında anlamlı farklar ortaya çıktı ($p<0.05$).

Tablo 4.10. Kerr XRV Ultra içeren örneklerin elastisite modülü değerlerinin istatistiksel analizi

Gruplar	Sig.	
Kerr XRV Ultra 1	Kerr XRV Ultra 2	.000
	Kerr XRV Ultra 3	.000
	3M Z250 1	.009
	3M Z250 2	.000
	3M Z250 3	.000
	Beautiful II Giomer 1	1.000
	Beautiful II Giomer 2	.000
	Beautiful II Giomer 3	.000
Kerr XRV Ultra 2	Kerr XRV Ultra 1	.000
	Kerr XRV Ultra 3	.000
	3M Z250 1	.062
	3M Z250 2	1.000
	3M Z250 3	.000
	Beautiful II Giomer 1	.000
	Beautiful II Giomer 2	1.000
	Beautiful II Giomer 3	.000
Kerr XRV Ultra 3	Kerr XRV Ultra 1	.000
	Kerr XRV Ultra 2	.000
	3M Z250 1	.000
	3M Z250 2	.000
	3M Z250 3	.000
	Beautiful II Giomer 1	.000
	Beautiful II Giomer 2	.000
	Beautiful II Giomer 3	.000

1: Sadece Kompozit, 2: Kompozit+Akişkan kompozit, 3: Kompozit+Akişkan kompozit+Fiber

Kerr XRV Ultra 1-(7.2GPa), **Beautiful II Giomer 1**-(7.8GPa) grubundan düşük değere sahip olmasına rağmen aralarında anlamlı bir farka rastlanmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.9,4.10). Diğer gruplarla fark görüldü ($p<0.05$) (Tablo 4.10).

Kerr XRV Ultra 2-(3.8GPa), **3M Z250 1**-(5.4GPa), **3M Z250 2**-(3.7GPa), **Beautiful II Giomer 2**-(4GPa) grupları arasında anlamlı bir farka rastlanmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.9,4.10). Diğer gruplarla fark görüldü ($p<0.05$) (Tablo 4.10).

Kerr XRV Ultra 3-(15GPa) ile tüm gruplar arasında anlamlı bir fark ortaya çıktı ($p<0.05$) (Tablo 4.10).

Tablo 4.11. 3M Z250 içeren örneklerin elastisite modülü değerlerinin istatistiksel analizi

gruplar	Sig.	
3M Z250 1	Kerr XRV Ultra 1	.009
	Kerr XRV Ultra 2	.062
	Kerr XRV Ultra 3	.000
	3M Z250 2	.021
	3M Z250 3	.000
	Beautifil II Giomer 1	.000
	Beautifil II Giomer 2	.149
	Beautifil II Giomer 3	.000
3M Z250 2	Kerr XRV Ultra 1	.000
	Kerr XRV Ultra 2	1.000
	Kerr XRV Ultra 3	.000
	3M Z250 1	.021
	3M Z250 3	.000
	Beautifil II Giomer 1	.000
	Beautifil II Giomer 2	1.000
	Beautifil II Giomer 3	.000
3M Z250 3	Kerr XRV Ultra 1	.000
	Kerr XRV Ultra 2	.000
	Kerr XRV Ultra 3	.000
	3M Z250 1	.000
	3M Z250 2	.000
	Beautifil II Giomer 1	.000
	Beautifil II Giomer 2	.000
	Beautifil II Giomer 3	.000

1: Sadece Kompozit, 2: Kompozit+Akişkan kompozit, 3: Kompozit+Akişkan kompozit+Fiber

3M Z250 1-(5.4GPa), **Beautifil II Giomer 2**-(4GPa) ve **Kerr XRV Ultra 2**-(3.8GPa) grupları arasında anlamlı bir farka rastlanmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.9,4.11). Diğer gruplarla fark görüldü ($p<0.05$) (Tablo 4.11).

3M Z250 2-(3.7GPa), **Beautifil II Giomer 2**-(4GPa) ve **Kerr XRV Ultra 2**-(3.8GPa) grupları arasında anlamlı bir farka rastlanmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.9,4.11). Diğer gruplarla fark görüldü ($p<0.05$) (Tablo 4.11).

3M Z250 3-(11.4GPa), ile diğer tüm gruplar arasında anlamlı fark gözlemlendi ($p<0.05$) (Tablo 4.11).

Tablo 4.12. Beautifil II Giomer içeren örneklerin elastisite modülü değerlerinin istatistiksel analizi

Gruplar	Sig.	
Beautifil II Giomer 1	Kerr XRV Ultra 1	1.000
	Kerr XRV Ultra 2	.000
	Kerr XRV Ultra 3	.000
	3M Z250 1	.000
	3M Z250 2	.000
	3M Z250 3	.000
	Beautifil II Giomer 2	.000
	Beautifil II Giomer 3	.000
Beautifil II Giomer 2	Kerr XRV Ultra 1	.000
	Kerr XRV Ultra 2	1.000
	Kerr XRV Ultra 3	.000
	3M Z250 1	.149
	3M Z250 2	1.000
	3M Z250 3	.000
	Beautifil II Giomer 1	.000
	Beautifil II Giomer 3	.000
Beautifil II Giomer 3	Kerr XRV Ultra 1	.000
	Kerr XRV Ultra 2	.000
	Kerr XRV Ultra 3	.000
	3M Z250 1	.000
	3M Z250 2	.000
	3M Z250 3	.000
	Beautifil II Giomer 1	.000
	Beautifil II Giomer 2	.000

1: Sadece Kompozit, 2: Kompozit+Akişkan kompozit, 3: Kompozit+Akişkan kompozit+Fiber

Beautifil II Giomer 1-(7.8GPa), **Kerr XRV Ultra 1**-(7.8GPa) grubundan yüksek değere sahip olmasına rağmen aralarında anlamlı bir farka rastlanmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.9,4.12). Diğer gruplarla fark görüldü ($p<0.05$) (Tablo 4.12).

Beautifil II Giomer 2-(4GPa), **3M Z250 2**-(3.7GPa) ve **Kerr XRV Ultra 2**-(3.8GPa) grupları arasında anlamlı bir farka rastlanmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.9,4.12). Diğer gruplarla fark görüldü ($p<0.05$) (Tablo 4.12).

Beautifil II Giomer 3-(18.9GPa) ile diğer tüm gruplar arasında anlamlı fark gözlemlendi ($p<0.05$) (Tablo 4.12).

Tablo 4.13. Kerr XRV Ultra, 3M Z250, Beautifil II Giomer materyallerinin tüm örneklerinin ortalama elastisite modülü değerlerinin istatistiksel analizi

Gruplar	Mean	95% Confidence Interval for Mean		p
		Lower Bound	Upper Bound	
Kerr XRV Ultra	8.7	8.2	9.19	P<0.001
3M Z250	6.8	6.4	7.2	
Beautifil II Giomer	10.2	9.9	10.5	

Gruplar	Sig.	
Kerr XRV Ultra	3M Z250	.000
	Beautifil II Giomer	.000
3M Z250	Kerr XRV Ultra	.000
	Beautifil II Giomer	.000
Beautifil II Giomer	Kerr XRV Ultra	.000
	3M Z250	.000

Kerr XRV Ultra, 3M Z250, Beautifil II Giomer materyallerinin akışkan kompozit ve cam fiber ile yapılan kombinasyonlarının elastisite modüllerinin ortalama değerleri alınarak 3 grup arasında yapılan istatistikte; **Kerr XRV Ultra**-(8.7GPa), **3M Z250**-(6.8GPa), **Beautifil II Giomer**-(10.2GPa) grupları arasında anlamlı farklar gözlemlendi ($p<0.05$) (Tablo 4.13).

Tablo 4.14. (Kompozit), (Kompozit+Akışkan), (Kompozit+Akışkan+Fiber) gruplarının tüm örneklerinin ortalama elastisite modülü değerlerinin istatistiksel analizi

Gruplar	Mean	95% Confidence Interval for Mean		p
		Lower Bound	Upper Bound	
Kompozit	6.8	6.3	7.2	P<0.001
Kompozit+Akışkan	3.8	3.5	4.1	
Kompozit+Akışkan+Fiber	15.1	14.4	15.8	

Gruplar		Sig.
Kompozit	Kompozit+Akışkan	.000
	Kompozit+Akışkan+Fiber	.000
Kompozit+Akışkan	Kompozit	.000
	Kompozit+Akışkan+Fiber	.000
Kompozit+Akışkan+Fiber	Kompozit	.000
	Kompozit+Akışkan	.000

Kompozit, Kompozit+Akışkan, Kompozit+Akışkan+Fiber materyallerinin kombinasyonlarının elastisite modüllerinin ortalama değerleri alınarak 3 grup arasında yapılan istatistikte; **Kompozit**-(6.8GPa), **Kompozit+Akışkan**-(3.8GPa), **Kompozit+Akışkan+Fiber**-(15.1GPa) grupları arasında anlamlı farklar ortaya çıktı ($p<0.05$) (Tablo 4.14).

5. TARTIŞMA

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin mekanik özellikleri; elastisite, dayanım, plastisite ve sertlik gibi özelliklerine bakılarak belirlenmektedir. Eğme dirençlerinin test edildiği çalışmalara sıklıkla rastlanmaktadır. Materyallerin bu özelliklerini belirlemek için yapılan ölçümler statik ve dinamik yüklemelerin uygulandığı tek eksenel ve çift eksenel gerilme testleri gibi mekanik testler ile yapılmaktadır. American Dental Association Council of Dental Materials, Instruments and Equipment (ANSI/ADA), Deutsches Institut für Normung (DIN), ve International Organization for Standardization (ISO) gibi standartlar, yapılacak olan testler için rehber olarak kullanılmaktadır. Tek eksenel 3-nokta bükülme testi, uygulama kolaylığı ve tekrarlanabilirliği sayesinde ISO tarafından standart test olarak kabul edilmiştir (132). Çalışmamızda Diş Hekimliği-Reçine Esaslı Diş Dolgu Maddeleri (Dentistry Resin-Based Filling Materials) başlıklı ISO 4049'da yer alan standartlar kullanılmıştır.

Yapılan çalışmalar eğilme direncinin düşük olmasının restorasyonlarda fraktür kırıkların sık gözlenmesine neden olduğunu belirtmektedir. ISO 4049 standartlarına göre; ışıkla sertleşen restoratif materyaller, eğme dayanımı açısından iki parametreyi göz önünde bulundurmaktadır. Restoratif materyallerin eğilme dirençleri için, oklüzal bölgelerde 80MPa, diğer bölgelerdeki kullanım için 50MPa değerleri kritik noktalar olarak kabul edilmiştir (133).

Bu bilgiler doğrultusunda, çalışmamızdaki tüm örnekler sadece eğme dayanım değerleri açısından kritik eşiği geçmiş durumdadır (Tablo 4.1, 4.2). Fakat ağız içi kullanımlarda daha dayanıklı ve uzun ömürlü materyal geliştirme çabası fiberle güçlendirmeyi gündeme getirmiştir.

Diş hekimliğinde rezin materyallerle birlikte köprü yapmak amacıyla en sık kullanılan fiber çeşitleri cam ve polietilen fiberlerdir. Kompozitlerin fiberle güçlendirilmesi ile ilgili yapılan bir çalışmada; tüm yönde kompozit yapıyı güçlendirmesi, kuvvet yönünün tahmin edilemediği durumlarda uygulanması, diğer fiber tiplerine göre üstün mekanik özelliklere sahip olması, ayrıca etrafında bulunan Bis-GMA ve PMMA tabakası nedeniyle

kompozit rezinle arasındaki adezyonunun iyi olması gibi sebeplerden ötürü örgü formunda cam fiber kullanılmıştır (21).

Ellakwa ve ark. fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin eğilme direncileri üzerine yaptıkları çalışmada; inceledikleri üç farklı fiber tipinde, en yüksek eğilme direncinin cam fiberle güçlendirilmiş örneklerde elde edildiğini, polietilen ve aramid fiberlerin ise birbirlerine benzer eğilme direncine sahip olduğunu rapor etmişlerdir (43).

Bae ve ark. cam fiberlerin, polietilen fiberlere göre daha yüksek eğilme direncine sahip olduğunu tespit etmişlerdir (6).

Cam fiberlerin diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmasının ve klinik başarısının tek sebebi, mekanik direncinin iyi olması değil, bunun yanı sıra biyouyumluluğa, üstün estetik özelliklere ve kolay manipülasyona sahip olmasıdır. Bununla birlikte cam fiberlerin rezin matriks ile adezyonunun iyi olması yapılacak restorasyonun mekanik özelliklerine olumlu katkı sağlamaktadır (134).

Cam fiberlerin bu olumlu özelliklerinden dolayı çalışmamızda örgü formunda cam fiber (Angelus Interlig Fiber) kullanıldı.

Fiberler doyurulma işlemlerine göre önceden doyurulmuş ve doyurulmamış olmak üzere iki grupta incelenirler. Araştırmacılar, matriks ile tam olarak doyurulmamış fiber kullanılarak yapılmış restorasyonlarda mekanik problemlerin ortaya çıkabileceğini, iyi doyurulmuş fiberle yapılan restorasyonların ise bükülme direncinin önemli bir şekilde arttırdığını rapor etmişlerdir. Fiberle güçlendirilmiş materyallerin mekanik özelliklerinin incelendiği çalışmalarda, fiberlerin rezin matriks içinde uygun şekilde doyurulmadığı ve bu yüzden yeterli miktarda fiber içeriği sağlanamadığı ve arada mikroskobik düzeyde boşlukların kalmasına sebep olduğu bildirilmiştir. Bu mikro boşluklar materyalin su absorpsiyonuna neden olarak, mekanik özelliklerinin azalmasının bir nedeni olarak görülmektedir. Fiber yapı, olması gerektiği gibi doyurulmaz ise, restorasyonda ve restorasyonun diş simante edildiği alanlarda boşluklar oluşmaktadır. Bu alanlar; oksijen rezervlerinin oluşmasına, artık monomer miktarının artmasına, mikroorganizmaların

penetre olmasına ve fiber-matriks yapışmasının az olmasına sebep olabilmektedir (132).

Fiberin doyurulma işlemi; diş hekiminin fiber demetlerini düşük akışkanlıkta bir rezinle veya monomerle doyması ya da fiber demetlerinin üretim esnasında bir makara etrafında çekilip gerilirken rezin ya da ışıkla sertleşen monomer banyosuna daldırılması şeklinde iki metot ile gerçekleştirilir. İkinci yöntem ile daha fazla miktarda fiber rezinle doymuş ve tam bir ıslanma sağlanmış olur (132).

Ellakwa ve ark. yaptıkları çalışmada fiberin önceden doymuş olmasının materyalin eğme direncini arttırdığını bildirmişlerdir (43).

Eronat ve ark. yaptıkları çalışmada fiberin doyurulma miktarının restorasyonun direncini etkilediğini bildirmişlerdir. Doyma işleminin yetersiz olmasının polimer matrikste çeşitli problemler doğuracağını rapor etmişlerdir. Bu sorunların eğme dayanımı gibi materyalin mekanik özelliklerinde rastlandığını belirtmişlerdir. Bunun sebebi olarak da düşük konsantrasyonda doymulan alanlarda direncin zayıf, su absorpsiyonunun ise fazla olduğundan kaynaklandığını düşünmektedirler (135).

Çeşitli fiberlerin mekanik özellikleriyle ilgili yapılan çalışmada cam fiberin, polietilen fiberden daha dayanıklı olduğunu rapor etmişler ve bunun başlıca sebebinin de kullandıkları cam fiberin üretim aşamasında doymuş olmasının sayesinde gerçekleştiğini belirtmişlerdir. Ayrıca önceden doymuş olmanın fiberin eğme dayanımını 2 veya 3 kat arttırdığını gözlemlemişlerdir (136,137).

Önceden doymuş fiberlerin daha iyi mekanik özellikler göstermesi, eğme dayanımlarının daha yüksek olması ve bu bilgilerin yanı sıra fiberlerin üretim aşamasında önceden doymuş olmasının diş hekimin uygulayacağı basamakları azaltmasından dolayı çalışmamızda önceden doymuş cam fiber (Angelus Interlig Fiber) tercih edildi.

Fiberle güçlendirilmiş köprü yapımında fiber ağı, kavite tabanına akışkan kompozit ile sabitlenmektedir. Bu durumu eğme testinde simüle

etmek için hangi konumda ve hangi bölgeye yerleştirilmesi gerektiği de direnci etkileyen önemli konulardandır.

Chung ve ark. geçici sabit parsiyel protez yapımında kullanılan akrilik kaide materyalini cam fiber ile güçlendirerek yaptıkları çalışmada; fiberleri farklı lokalizasyonlarda akrilik bloklara yerleştirmişler ve güçlendirilmiş blokların 1/3 alt kısmına yerleştirilen örneklerin diğer gruplara göre anlamlı bir şekilde daha yüksek eğme dayanımına sahip olduğunu belirtmişlerdir. Fiberin restorasyon boyunca başlangıç kırığının yayılmasını durduracağı ifade etmişlerdir (138).

Kanie ve ark. akrilik rezin materyale, örgü formundaki cam fiberler eklenerek güçlendirilen örneklerle yaptıkları çalışmada, fiberin çekme gerilimlerinin olduğu bölgeye yerleştirilmesi ile en yüksek eğilme direnci elde ettiklerini belirtmişlerdir (45).

Kompozitin basma kuvvetlerinin olduğu (hazırlanan örneğin üst tarafı), çekme gerilimlerin olduğu (örneğin alt tarafı) ve kompozit tabakalarının arasına fiber uygulanmasıyla elde edilen örneklerin eğilme dirençlerinin ölçüldüğü çalışmada; en yüksek eğilme direncini, çekme gerilimlerinin olduğu bölgeye fiber yerleştirilmesiyle elde edilen örneklerde olduğunu tespit etmişlerdir (21).

Bu bilgiler neticesinde, çalışmamızda hazırladığımız örneklerde örgü formundaki cam fiberler daha yüksek eğilme direnci olması beklenen, çekme gerilimlerinin olduğu bölgeye yerleştirilmiştir (Şekil 3.8).

Diş hekimliğinde kullanılan ve üstün mekanik özellikleriyle ön plana çıkan fiberlerin eğme dirençlerinin ölçümleriyle ilgili çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Örneğin Saygılı ve ark. yaptıkları çalışmada, cam ve aramid fiberlerle güçlendirdikleri akrilik rezin materyalinin kırılma dirençlerini ölçtüklerinde; fiberin, akrilik rezinin kırılma direncini anlamlı bir şekilde yükselttiğini bulmuşlardır (62). John ve ark. 65x10x3mm boyutlarında akrilik ile hazırladıkları örnekleri fiberlerle güçlendirerek 3 nokta eğme testine tabi tutmuşlardır. Fiberli örneklerin fibersiz hazırlanan kontrol grubundaki örneklere göre yüksek eğilme direnci gösterdiğini saptamışlardır. Bu sayede

fiberlerin, total ve parsiyel protezlerin akrilik bölümlerini güçlendirmek için kullanılabileceğini belirtmişlerdir (139).

Akrilik ve kompozitlerin rezinlerin fiberle güçlendirildiği bir çalışmada, fiberle güçlendirilmiş örneklerin akrilik ve kompozite mekanik yönden destek olarak eğilme dirençlerini arttırdığını gözlemlemişlerdir (132).

Ellakwa ve ark. kompozit rezini fiber ile güçlendirdikleri çalışmada, fiberli grubun fiber içermeyen kontrol grubuna göre eğilme direncinin anlamlı derecede yüksek olduğunu saptamışlardır (43). Kompozit rezinin fiber ile güçlendirildiği bir başka çalışmada ise polietilen, poliaramid ve üç farklı cam fiber (FibreKor, Glasspan, Vectris) ilave edilerek hazırladıkları kompozit rezin örneklerine uygulanan üç nokta eğme testi sonucunda, fiber ilave edilmesinin tüm örneklerin eğilme direncini anlamlı şekilde arttırdığını rapor etmişlerdir (21).

Biz de çalışmamızda fiber ile güçlendirilen örneklerin fiber içermeyen örneklerle göre anlamlı derecede eğme direncinin yüksek olduğunu bulduk ($p<0.05$) (Tablo 4.2, 4.7). Bu bilgi ışığında fiberlerin restoratif materyalin kırılma direncini arttırmasından dolayı fiberle güçlendirmenin restorasyonun ömrünü uzatacağını düşünmekteyiz.

Uygulanan kuvvet ile deformasyona uğrayan malzemenin tekrar eski halini alma özelliğinin ölçüsüne elastikiyet (elastisite) modülü denir. Elastikiyet modülü; Newton/mm²-gigapaskal (GPa) birimindedir. Genel olarak dentin ve minenin elastisite modülü kompozitlerden daha yüksektir. Minenin elastisite modülü 33,6 GPa iken, dentinin 11,7 GPa ve birçok kondanse edilebilir kompozit materyal içinse elastisite modülü değeri ortalama olarak 10,5 GPa şeklinde rapor edilmiştir (140).

Elastisite modülünün düşük olması, materyalin zayıf bağlar sergilemesi ve restorasyonun bitiminin ardından çekme ve basınç kuvvetleri altında bozulabileceği belirtilmiştir. Partikül miktarı fazla olan kompozitlerin elastisite modülleri yüksek olduğu için hacimsel büzülme miktarının azalacağı bildirilmiştir (142).

Rezin kompozitlerin özellikleri materyalin kompozisyonuna bağlıdır. Mekanik özelliklerin içerisinde yer alan eğme dayanımı ve elastisite modülü

de bu özelliklerdendir. Rezin kompozitlerin doldurucu oranı ve içeriği materyalin bu değerlerini değiştirmektedir. Doldurucu oranının fazla olması materyalin direncini yükseltip belli oranda da elastisite modülünü arttırdığı belirtilmiştir (142).

Çalışmamızda ölçülen elastisite modülü değerlerine göre nanohibrit içerikli kompozit (Kerr XRV Ultra) ve giomer (Beautiful II Giomer) materyallerinin doldurucu partiküllerinin mikrohibrit kompozitin (3M Z250) doldurucu partiküllerinden boyutsal açıdan daha küçük olduğu için daha fazla sayıda doldurucu içerdiği düşünülmektedir (Tablo 3.1). Bu da materyalin daha yüksek bir elastisite modülü değerini sahip olması anlamına gelmektedir. Beautiful II Giomer ve Kerr XRV Ultra gruplarının elastisite modülü değerleri anlamlı olarak 3M Z250'den daha yüksek çıkmıştır ($p<0.05$) (Tablo 4.9, 4.13). Elastisite modülünün düşük olması, materyalin zayıf bağlar içererek eğme direncini de düşürdüğünden dolayı 3M Z250, Beautiful II Giomer ve Kerr XRV Ultra'dan anlamlı olarak daha düşük eğme dayanım değerlerine sahiptir ($p<0.05$) (Tablo 4.13).

Akışkan kompozit ile hibrit kompozitin mekanik özelliklerinin araştırıldığı çalışmada; akışkan kompozitlerin elastisite modülünün ve eğme dayanımının hibrit kompozite göre daha düşük olduğu tespit edilmiştir (142).

Hibrit kompozit, kompomer, mikrofil kompozit ve akışkan kompozit kullanılarak yapılan, mekanik değerlerin araştırıldığı bir çalışmada; akışkan kompozitlerin eğme dayanımı ve elastisite modülleri mikrohibrit ve nanohibrit kompozitlerden anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur (133).

Biz de çalışmamızda akışkan kompozit (Beautiful Flow Plus) ve restoratif materyallerle (3M Z250, Beautiful II Giomer, Kerr XRV Ultra) hazırlanan örneklerde; (kompozit+akışkan) grubunun sadece restoratif materyallerle hazırlanan gruba göre anlamlı olarak daha düşük elastisite modülüne sahip değerler gözlemlendi ($p<0.05$) (Tablo 4.9, 4.13). Bu da akışkan kompozit eklenerek hazırlanan grubun, sadece kompozitlerle hazırlanan örneklere göre anlamlı olarak daha düşük eğme dayanım değerlerinin oluşmasında etkili olmuştur (Tablo 4.2, 4.6). Eğme dayanımı ve elastisite modülündeki düşüşün en önemli sebebi de akışkan kompozitin doldurucu

oranının diğer restoratif materyallerden düşük olmasıdır (Tablo 3.1). Akışkan kompozitin mekanik özelliklerinde görülen dezavantajlarına rağmen, köprü yapımı için kullanılacak fiberi doyurması, restorasyona fleksibilite kazandırması ve dişe olan adezyonunun iyi olması sayesinde fiberle güçlendirilmiş adeziv köprü yapımında kullanılmaktadır.

Çeşitli restoratif materyallerin mekanik özellikleri üzerinde yapılan çalışmalarda, elastisite modülü değeri olarak 10GPa kritik değer kabul edilmiştir (142). Bizim çalışmamızda da; bu kritik değeri aşan örnekler fiber (Angelus Interlig Fiber) kullanılarak hazırlanan gruplarda karşımıza çıkmaktadır (Tablo 4.8). Fiberli örnekler, elastisite modülü açısından anlamlı olarak diğer örneklerden daha yüksek ve kritik değerin (10GPa) üzerinde çıkmıştır (Tablo 4.14). Bu da restorasyonda fiber ile güçlendirme yaparak mekanik özellikleri artırmanın doğru bir yaklaşım olduğunu bize göstermektedir.

Kırılma direncinin, genellikle doldurucu oranının miktarı ile doğru orantılı olduğunu bildiren çalışmalarda, ölçülen eğme dayanımı ve elastisite modülü kritik eşik değerlerini geçecek resin materyallerin içeriğindeki doldurucu oranlarının, hacimsel olarak %60 ve üzerinde olmasının önemli olduğu belirtilmiştir. Bu miktardaki doldurucu oranını sağlayan resinlerin mekanik özellikler açısından iyi olduğu düşünülmektedir (133).

Çalışmamızda kullandığımız restoratif materyaller hacimsel açıdan %60'lık doldurucu oranı karşılamaktadır (Tablo 3.1). Kerr XRV Ultra ve Beautifil II Giomer grupları nanohibrit ve doldurucu oranı olarak (hacimsel doldurucu oranı: Kerr XRV Ultra:%61, Beautifil II Giomer:% 68.6, 3M Z250:%60) 3M Z250'den fazla olduğu için, eğme direnci ve elastisite modülü değerleri anlamlı olarak daha yüksek çıkmıştır ($p<0.05$) (Tablo 4.6, 4.13). Beautifil II Giomer ve Kerr XRV Ultra nanohibrit resin materyaller olmalarına rağmen, doldurucu oranlarının hacimsel farklılığından dolayı Beautifil II Giomer anlamlı olarak daha üstün mekanik özellikler göstermiştir ($p<0.05$) (Tablo 4.6, 4.13).

Yapılan bir çalışmada; elastisite modülü ve eğme direncinin, ağırlıkça doldurucu oranı ile anlamlı bir şekilde doğru orantılı olarak arttığı bildirilmiş ve

ağırlıkça doldurucu oranının %80 ve üzerinde olmasının, materyalin kırılma direncine olumlu etki sağladığı belirtilmiştir (133). Buna paralel olarak çalışmamızda da, en yüksek eğme direncine sahip Beautifil II Giomer materyalinin ağırlıkça doldurucu oranı %83'tür.

Çeşitli kompozitlerin mekanik özellikleri üzerinde yapılan çalışmada, hibrit ve üniversal kompozitlerin, akışkan kompozitlerden daha iyi eğme dayanım ve elastisite modülü değerleri çıktığı gözlemlenmiştir. Bu durumun materyallerin doldurucu oranlarıyla ilgi olduğu ve yüksek eğme direnci değerlerinin, daha fazla miktarda doldurucu içeren kompozit materyallerinde görüldüğü belirtilmiştir. Ayrıca nanopartiküllü kompozitlerde diğer materyallere göre partikül boyutunun daha küçük olmasından dolayı daha fazla doldurucu içereceğini ve böylece daha iyi mekanik özellikler göstereceğini belirtmişlerdir (37). Kompozitlerin güçlendirilmesi ilgi ilgili yapılan bir başka çalışmada ise; Nulite F, Built It FR ve Z250 kompozitler cam fiber ile güçlendirilerek eğme dayanımları değerlendirilmiştir. Z250'nin diğerlerinden daha yüksek mekanik özelliklere sahip olmasının, kompozitlerin kompozisyonu ve doldurucu oranına bağlı olarak değiştiğini bildirmişlerdir (136).

Bu durum bizim çalışmamızdaki Kerr XRV Ultra ve 3M Z250 grupları arasında hacimsel açıdan yaklaşık olarak aynı doldurucu oranına sahip olmalarına rağmen, Kerr XRV Ultra'nın daha iyi mekanik özellikler göstermesini açıklamaktadır (Tablo 4.6, 4.13).

Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin mekanik özelliklerinin ölçümü ile ilgili yapılan çalışmalarda, eğme dayanımı ve elastisite modülü değerleri bizim çalışmamızla paralellik göstermektedir.

6. SONUÇ

Fiberle güçlendirilmiş adeziv köprülerde, rezin esaslı farklı inorganik yapıdaki restoratif materyallerin, bükülme direncine etkisi incelenerek yapılan bu çalışmada elde edilen sonuçlara göre;

- Fiber kullanılarak hazırlanan örneklerin, eğme dayanımını ve elastisite modülünü arttırdığı,
- Akışkan kompozit ve restoratif materyaller kullanılarak hazırlanan örneklerin, eğme dayanımını ve elastisite modülünü düşürdüğü,
- Doldurucu oranının ve doldurucu büyüklüklerinin, eğme dayanımını ve elastisite modülünü etkileyerek materyalin mekanik özellikleri üzerinde etkileri olduğu görüldü.

ISO 4049 standartlarına göre, ağız içi kuvvetlere karşı materyalin dirençli olması için 80MPa değerinin, eğme dayanımı açısından kritik bir değer olduğu bildirilmiştir. Bu açıdan bakıldığında, çalışmadaki grupların hepsi bu değeri sağlamaktadır. Ancak çalışmaların işaret ettiği bir diğer husus ise, elastisite modülü için belirlenen 10GPa kritik değeridir. Çalışmamızda kritik elastisite modülü değerini sağlayan, fiber içeren gruplar olmuştur. Bu açıdan bakıldığında, çalışmamızda kullanılan fiberle güçlendirilmiş restoratif materyaller, adeziv köprü yapımında kullanılabilir dirence sahiptirler.

Çalışmamızda kullanılan restoratif materyaller, fiberle güçlendirildiklerinde yeterli dirence sahip olsalar da, giomerlerin flor salabilme ve sekonder çürük oluşumunu azaltması gibi avantajlarından dolayı adeziv köprü yapımında daha iyi bir tercih sebebi olduğunu düşünmekteyiz.

KAYNAKLAR

1. Eskimez, Ş., İzgi, A.D., Adeziv Köprüler Ve Köprü Uygulamaları, Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti., 1. Baskı, İstanbul, 2008.
2. Chow, T.W., Chung, R.W., Chu, F.C., Newsome, P.R., Tooth Preparations Designed for Posterior Resin-Bonded Fixed Partial Dentures, A Clinical Report, J Prosthet Dent., 88(6):561-4, 2002.
3. Feinman, R.A., The Aesthetic Composite Bridge, Pract Periodontics Aesthet Dent., 9(1):85-9, 1997.
4. Gibson, C.J., A Modified Technique for Minimal-Preparation, Resin-Retained Bridges, Four Case Reports, Dent Update, 28(9):442-8, 2001.
5. Shinohara, N., Fenner, D.N., Robinson, P.B., Fracture Mechanics Analysis of an Anterior Resin Bonded Bridge Including The Effects of Tooth Mobility, Eur J Prosthodont Restor Dent, 13(2):87-93, 2005.
6. Bae, J.M., Kim, K.N., Hattori, M., Hasegawa, K., Yoshinari, M., Kawada, E., Oda, Y., The Flexural Properties of Fiber-Reinforced Composite with Light-Polymerized Polymer Matrix, Int J Prosthodont, 14(1):33-9, 2001.
7. Braden, M., Davy, K.W., Parker, S., Ladizesky, N.H., Ward, I.M., Denture Base Poly(Methyl Methacrylate) Reinforced with Ultra-Thin Modulus Polyethylene Fibers, Br Dent J, 164(4):109-13, 1988.
8. Chow, T.W., Cheng, Y.Y., Ladizesky, N.H., Polyethylene Fiber Reinforced Poly(Methyl Methacrylate) Water Sorption and Dimensional Changes During Immersions, J Dent, 21:367-72, 1993.
9. Karaalioğlu, O., Duymuş, Z.Y., Fiberle Güçlendirilmiş Kompozitlerin Sabit Bölümlü Protez Yapımında Kullanımları, Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg., 18(2):70-77, 2008.
10. Rosentiel, S.F., Land, M.F., Fujimoto, J., Contemporary Fixed Prosthodontics, 3 Ed Cv Mosby, 2001:697-706.
11. Malquarti, G., Berruet, R.G., Bois, D., Prosthetic Use Of Carbon Fibre-Reinforced Epoxy Resin for Aesthetic Crowns and Fixed Partial Dentures. J Prosthet Dent, 63(3):251-7, 1990.
12. Goldberg, A.J., Burstone, C.J., The Use of Continuous Fiber Reinforcement in Dentistry, Dent Mater, 8(3):197-202, 1992.

13. 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*, 28(7):509-14, 2000.
14. Göhring, T.N., Peters, O.A., Lutz, F., Marginal Adaptation of Bonded Slot-Inlays Anchoring Four-Unit Fixed Partial Dentures. *J Prosthet Dent*, 86(1):81-92, 2001.
15. Deng, M., Shalaby, S.W., Properties of Self-Reinforced Ultra-High-Molecular-Weight Polyethylene Composites, *Biomaterials*, 18(9):645-55, 1997.
16. Meiers, J.C., Freilich, M.A., Conservative Anterior Tooth Replacement Using Fiber-Reinforced Composite, *Oper Dent*, 25(3):239-43, 2000.
17. Behr, M., Rosentritt, M., Leibrock, A., Schneider-Feyrer, S., Handel, G., In-Vitro Study of Fracture Strength and Marginal Adaption of Fibre-Reinforced Adhesive Fixed Partial Inlay Dentures, *J Dent*, 27(2):163-168, 1999.
18. Vallittu, P.K., Resin-Bonded, Glass Fiber-Reinforced Composite Fixed Partial Dentures, A Clinical Study, *J Prosthet Dent*, 84(4):413-418, 2000.
19. Garoushi, S., Vallittu, P.K., Chairside Fabricated Fiberreinforced Composite Fixed Partial Denture, *Libyan J Med*, 2(1):40-2, 2007.
20. Freilich, M.A., Meiers, J.C., Duncan, J.P., Goldberg, A.J., Fiber-Reinforced Composites in Clinical Dentistry, Chicago, Quintessence, 8-14, 30-54, 55-69, 2000.
21. Candan, Ü., Eronat, N., Türkün, M., Fiberle Güçlendirmenin Nanofil Kompozitin Eğme Direncine Etkisinin İncelenmesi, *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.*, 25(1):13-20, 2015.
22. Manhart, J., Chen, H.Y., Hamm, G., Hickel, R., Review of The Survival of Direct and Indirect Restorations in Posterior Teeth of The Permanent Dentition, *Operative Dentistry*, 29:481-508, 2004.
23. Ferracane, J.I., Resin Composite-State of The Art, *Dental Materials*, 27:29-38, 2011.
24. Butterworth, C., Ellakwa, A.E., Shortall, A., Fibereinforced Composites in Restorative Dentistry, *Dent Update*, 30:300-8, 2003.

25. Aydın, C., Yılmaz, H., Korkmaz, T., Atlı, Y., Zan, T., Değişik Kron Köprü Veneer Materyallerinin Sertliklerinin İncelenmesi, Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg, 12:46-53, 1998.
26. Yılmaz, H., Aydın, C., Akrilik Rezinlerin Güçlendirme Teknikleri, Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg, 12:46-53, 2002.
27. Garoushi, S., Lippo, V.J., Tezvergil, A., Vallittu, P.K., Load Bearing Capacity of Fiber-Reinforced and Particulate Filler Composite Resin Combination, Journal of Dentistry, 34:179-84, 2006.
28. Pereira, C.L., Demarco, F.F., Cenci, M.S., Osinaga, P.W.R., Piovesan Em. Flexural Strength of Composites: Influence of Polyethylene Fiber Reinforcement and Type of Composite, Clin Oral Invest, 7:116-9, 2003.
29. Freilich, M.A., Karmaker, A.C., Burstone, C.J., Goldberg, A.J., Development and Clinical Applications of A Light- Polymerized Fiber-Reinforced Composite, J Prosthet Dent, 80:311-8, 1998.
30. Candan, Ü., Eronat, N., Fiberle Güçlendirilmiş Rezin Kompozitler, Eü Diş Hek Fak Derg, 29:1-12, 2008.
31. Freilich, M.A., Meiers, J.C., Duncan, J.P., Goldberg, A.J., Fiber-Reinforced Composites in Clinical Dentistry, Quintessence Publishing Co., 9-22, 2000.
32. Behr, M., Rosentritt, M., Handel, G., Fiber-Reinforced Composite Crowns and Fpds: A Clinical Report, Int J Prosthodont, 16: 239-243, 2003.
33. Mitra, S.B., Wu, D., Holmes, H.B., An Application of Nanotechnology in Advanced Dental Materials, Journal of American Dental Association, 134:1382-90, 2003.
34. Chen, M.H., Update on Dental Nanocomposites, J Dent Res, 89:549-60, 2010.
35. Xu, H.H.K., Quinn, J.B., Smith, D.T., Guiseppetti. A.A., Effect of Different Whiskers on The Reinforcement of Dental Resin Composites, Dent Mater, 19:359-67, 2003.
36. Goldberg, A.J., Freilich, M.A., An Innovative Pre-impregnated Glass Fiber For Reinforcing Composites. Dent Clin North Am, 43:127-33, 1999.

37. Beun, S., Glorieux, T., Devaux, J., Vreven, J., Leloup, G., Characterization of Nanofilled Compared to Universal and Microfilled Composites, *Dental Materials*, 23:51-9, 2007.
38. Van Dijken, J.W.V., Sunnegardh-Grönberg, K., Fiberreinforced Packable Resin Composites in Class II Cavities. *Journal of Dentistry*, 34: 763-9, 2006.
39. Fennis, W.M.M., Tezvergil, A., Kuijs, R.H., Lassila, L.V.J., Kreulen, C.M., Creugers, N.H.J., Valittu, P.K., In Vitro Fracture Resistance of Fiber Reinforced Cusp-Replacing Composite Restorations, *Dental Materials*, 21:565-72, 2005.
40. Vallittu, P.K., Compositional and Weave Pattern Analyses of Glass Fibers In Dental Polymer Fiber Composites, *J Prosthodont*, 7:170-6, 1998.
41. Lastumaki, T.M., Lassila, L.V., Vallittu, P.K., The Semi-Interpenetrating Polymer Network Matrix of Fiberreinforced Composite and Its Effect on The Surface Adhesive Properties, *J Mater Science Mater Med*, 14:803-9, 2003.
42. Lassila, L.V.J., Vallittu, P.K., The Effect of Fiber Position and Polymerization Condition on The Flexural Properties of Fiber-Reinforced Composites, *J Contemp Dent Pract*, 5:14-26, 2004.
43. Ellakwa, A.E., Shortall, A.C., Marquis, P.M., Influence of Fibre Type And Wetting Agent on The Flexural Properties of An Indirect Fibre-Reinforced Composite, *J Prosthet Dent*, 88:485-90, 2002.
44. Dyer, S., Lassila, L.V., Jokinen, M., Valittu, P.K., Effect of Fiber Position and Orientation on Fracture Load of Fiber-Reinforced Composite, *Dent Mater*, 20:947-55, 2004.
45. Kanie, T., Arikawa, H., Fuji, K., Ban, S., Mechanical Properties of Reinforced Denture Base Resin: The Effect of Position and The Number of Woven Glass Fibers, *Dent Mater J*, 21:261-9, 2002.
46. Levent, H., Karaağaçlıoğlu, L., Protez Kaide Rezinlerinin Güçlendirilmesi, *Gazi Üniv Diş Hek Fak Derg*, 21:135-142, 2004.
47. Jagger, D.C., Harrison, A., Jandt, K.D., The Reinforcement of Dentures, *J Oral Rehabilitation*, 26:185-194, 1999.

48. De Boer, J., Vermilyea, S.G., Brady, R.E., The Effect of Carbon Fiber Orientation on The Fatigue Resistance and Bonding Properties of Two Denture Resins, *J Prosthet Dent*, 51:119-121, 1984.
49. Vallittu, P.K., A Review of Fiber-Reinforced Denture Base Resins, *J Prosthodont*, 5(4):270-276, 1996.
50. Vallittu, P.K., The Effect of Glass Fiber Reinforcement on The Fracture Resistance of A Provisional Fixed Partial Denture, *J Prosthet Dent*, 79(2):125-30, 1998.
51. Waltimo, T., Tanner, J., Vallittu, P.K., Haapasalo, M., Adherence of *Candida Albicans* to The Surface of Polymethylmethacrylate, E-Glass Fiber Composite Used in Dentures. *Int J Prosthodont*, 12(1):83-6, 1999.
52. Vallittu, P.K., Lassila, V.P., Reinforcement of Acrylic Resin Denture Base Material with Metal or Fibre Strengtheners, *J Oral Rehabil*, 9:225-230, 1992.
53. Ladizesky, N.H., Ho, C.F., Chow, T.W., Reinforcement of Complete Denture Bases with Continuous High Performance Polyethylene Fibers, *J Prosthet Dent*, 68(6):934-939, 1992.
54. Samadzadeh, A., Kugel, G., Hurley, E., Aboushala, A., Fracture Strengths of Provisional Restorations Reinforced with Plasma-Treated Woven Polyethylene Fiber, *J Prosthet Dent*, 78(5):447-50, 1997.
55. Strassler, H.E., Haeri, A., Gultz, J.P., New-Generation Bonded Reinforcing Materials for Anterior Periodontal Tooth Stabilization and Splinting, *Dent Clin North Am*, 43(1):105-26, 1999.
56. Vallittu, P.K., Effect of Some Properties of Metal Strengtheners on The Fracture Resistance of Acrylic Denture Base Material Construction, *J Oral Rehabil*, 20(3):241-8, 1993.
57. Vallittu, P.K., Ultra-High-Modulus Polyethylene Ribbon as Reinforcement for Denture Polymethyl Methacrylate: A Short Communication, *Dent Mater*, 13(6):381-2, 1997.

58. Raygot, C.G., Chai, J., Jameson, D.L., Fracture Resistance and Primary Failure Mode of Endodontically Treated Teeth Restored with A Carbon Fiber-Reinforced Resin Post System In Vitro, *Int J Prosthodont*, 14(2):141-5, 2001.
59. Rudo, D.N., Karbhari, V.M., Physical Behaviors of Fiber Reinforcement as Applied to Tooth Stabilization, *Dent Clin North Am*, 43(1):7-35, 1999.
60. Grave, A.M., Chandler, H.D., Wolfaard, J.F., Denture Base Acrylic Reinforced with High Modulus Fibre, *Dent Mater*, 1:185-187, 1985.
61. Mullarky, R.H., Aramit Fiber Reinforcement of Acrylic Appliances, *J Clin Orthod*, 19: 655-658, 1985.
62. Saygılı, G., Sahmal, S.M., Demirel, F., The Effect of Placement of Glass Fibers and Aramit Fibers on the Fracture Resistance of Provisional Restorative Materials, *Oper Dent*, 28:80-85, 2003.
63. Powell, D.B., Nicholls, J.I., Yuodelis, R.A., Strygler, H., A Comparison of Wire and Kevlar Reinforced Provisional Restorations, *Int J Prosthodont*, 7(1):81-9, 1994.
64. Nohrström, T.J., Vallittu, P.K., Yli-Urpo, A., The Effect of Placement and Quantity of Glass Fibers on the Fracture Resistance of Interim Fixed Partial Dentures, *Int J Prosthodont*, 13(1):72-8, 2000.
65. Koutayas, S.O., Kern, M., Ferrareso, F., Strub, J.R., Influence of Design and Mode of Loading on the Fracture Strength of All-Ceramic Resin-Bonded Fixed Partial Dentures: An In Vitro Study in A Dual-Axis Chewing Simulator, *J Prosthet Dent*, 83(5):540-7, 2000.
66. Martínez-Insua, A., Da Silva, L., Rilo, B., Santana, U., Comparison of the Fracture Resistances of Pulpless Teeth Restored with A Cast Post and Core or Carbon-Fiber Post With A Composite Core, *J Prosthet Dent*, 80(5):527-32, 1998.
67. Meiers, J.C., Freilich, M.A., Chairside Prefabricated Fiber-Reinforced Resin Composite Fixed Partial Dentures, *Quintessence Inc*, 32(2):99-104, 2001.

68. Meiers, J.C., Freilich, M.A., Fabricating A Natural Tooth Pontic Bridge Using A Pre-impregnated Fiber-Reinforced Composite Tecnique, Operative Dent, 26:208-13, 2001.
69. Goldberg, A.J., Burstone, C.J., Hadjinikolaou, I., Jancar, J., Screening of Matrices and Fibers for Reinforced Thermoplastics Intended for Dental Applications, J Biomed Mater Res, 28(2):167-73, 1994.
70. Gutteridge, O.L., The Effect of Including Ultra-High Modulus Polyethylene Fibre on the Impact Strenght of Acrylic Resin, Br Dent, 164:177-80, 1988.
71. Üstün, Y., Demirbuğa, S., Ülker, M., Üst Orta Keser Diş Eksikliğinin Geçici Olarak Fiberle Güçlendirilmiş Adeziv Köprü ile Restorasyonu: Vaka Raporu, Sağlık Bilimleri Dergisi, 19(3):209-215, 2010.
72. Özdem, D., Yeler, D., Tuğut, F., Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Köprü: Vaka Raporu, Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg, 12(1):47-51, 2009.
73. Gönüloğlu, N., Kalyoncuoğlu, E., Bulucu, B., Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit ile Adeziv Köprü Uygulamaları: Üç Olgu Sunumu, Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg, 20(1):43-48, 2010.
74. Gül, P., Akgül, N., Direkt Fiber Adeziv Köprü Uygulamaları: İki Olgu Sunumu, Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg, 22(2):175-179, 2012.
75. Gürbulak, A.G., Çölgeçen, Ö., Kesim, B., Fiberle Güçlendirilmiş Adeziv Köprüler, Dicle Diş Hekimliği Dergisi, 11(2):134-141, 2010.
76. Christensen, G.J., Three-Unit Fixed Prosthesis Versus Implant-Supported Single Crowns, J Am Dent Assoc, 139:19-194, 2008.
77. Gür, E., Kesim, B., Porselen Laminate Veneerler, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hek Fak Derg, 7(1):72-79, 2004.
78. Güner, Ç.A., Karacaer, Ö., Polietilen Fiber Destekli Anterior Köprü: Vaka Raporu, Gazi Üniv Diş Hek Fak Derg, 24(3):173-177, 2007.
79. Javaheri, D.S., Replacement of an Anterior Tooth with a Fiber-Reinforced Resin Bridge, Compendium, 22:68-74, 2001.

80. Kumbuloğlu, O., Özdemir, N., Aksoy, G., A Different Pontic Design for Fiber-Reinforced Composite Bridgeworks: A Clinical Report, *Eur J Dent*, 1:50-53, 2007.
81. Van Wijlen, P., A Modified Technique for Direct Fibre-Reinforced Resin-Bonded Bridges: Clinical Case Reports, *J Can Dent Assoc*, 66:367-71, 2000.
82. Culy, G., Tyas, M.J., Direct Resin-Bonded, Fibre-reinforced Anterior Bridges: A Clinical Report, *Aust Dent J*, 43(1):1-4, 1998.
83. Özer, F., Posterior Bölgede Kullanılan Yeni Rezin Materyaller ve Fiberle Güçlendirilmiş Kompozitler, *TDBD*, 96:98-100, 2006.
84. Ganesh, M., Tandon, S., Versatility of Ribbond in Contemporary Dental Practice, *Trends Biomater Artif Organs*, 20(1):53-58, 2006.
85. Belli, S., Ozer, F., A Simple Method for Single Anterior Tooth Replacement, *J Adhes Dent*, 2:67-70, 2000.
86. Altieri, J.V., Burstone, C.J., Goldberg, A.J., Patel, A.P., Longitudinal Clinical Evaluation of Fiber-Reinforced Composite Fixed Partial Dentures: A Pilot Study, *J Prosthet Dent*, 71:16-22, 1994.
87. Kuşgöz, A., Sener, Y., Ülker M., Yıldırım, S., Koyutürk, A.E., Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit ile Üst Keser Diş Eksikliğinin Restorasyonu, *Türk Diş Hekimliği Dergisi*, 14:78-82, 2007.
88. Rosentiel, S.F., Land, M.F., Fujimoto, J., Fiber Reinforced Composite Fixed Prosthesis in Contemporary Fixed Prosthodontics. Ed. Dolan J. 4th Ed. Elsevier Mosby. St.Louis, Miss, P:830-40, 2006.
89. Garoushi, S., Vallittu, P.K., Fiber-Reinforced Composites In Fixed Partial Dentures, *Libyan J Med*, 1(1):73-82, 2006.
90. Karaalioğlu, O., Yeşil Duymuş, Z., Fiberle Güçlendirilmiş Kompozitlerin Sabit Bölümlü Protez Yapımında Kullanımları, *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 18(2):70-7, 2008.
91. Freilich, M.A., Meiers, J.C., Duncan, J.P., Eckrote, K.A., Goldberg, A.J., Clinical Evaluation of Fiber-Reinforced Fixed Bridges, *J Am Dent Assoc*, 133:1524-34, 2002.

92. Piovesan, E.M., Demarco, F.F., Piva, E., Fiber-Reinforced Fixed Partial Dentures: A Preliminary Retrospective Clinical Study, *J Appl Oral Sci*, 14(2):100-4, 2006.
93. İlday, N.Ö., Zorba, Y.O., Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit İnlay Köprü Uygulamaları, *Türkiye Klinikleri Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi*, 15:53-58, 2009.
94. Turker, S.B., Sener, I.D., Replacement of a Maxillary Central Incisor Using a Polyethylene Fiberreinforced Composite Resin Fixed Partial Denture: A Clinical Report, *J Proshet Dent*, 100:254-258, 2008.
95. Kurt, E.Ç., Özdoğan, M.S., Seromerler ve Fiberle Güçlendirilmiş Kompozitler, *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 16(2):52-60, 2006.
96. Freilich, M.A., Meiers, J.C., Duncan, J.P., Goldberg, A.J., *Fiber Reinforced Composites in Clinical Dentistry*, First Edition, Quintessence Publishing Co Inc, Hong Kong. 1-7, 2000.
97. Vallittu, P.K., Survival Rates of Resin-Bonded, Glass Fiber-Reinforced Composite Fixed Partial Dentures with a Mean Follow-Up of 42 Months: A Pilot Study, *J Prosthet Dent*, 91:241-46, 2004.
98. Vallittu, P.K., Prosthodontic Treatment with A Glass Fiberreinforced Resin-Bonded Fixed Partial Denture: A Clinical Report, *J Prosthet Dent*, 82:132-35, 1999.
99. Chan, D.C., Giannini, N., De Goes, M.F., Provisional Anterior Tooth Replacement Using Non-Impregnated Fiber and Fiber-Reinforced Composite Resin Materials: A Clinical Report, *J Proshet Dent*, 95:344-348, 2006.
100. Güner, Ç.A., Karacaer, Ö., Polietilen Fiber ile Güçlendirilmiş Rezin Tutuculu Köprü Restorasyonu: Olgu Sunumları, *Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg*, 10(1):26-30, 2007.
101. Miller, T.E., A New Material for Periodontal Splinting and Orthodontic Retention, *Compend Cond Educ Dent*, 14:800-12, 1993.
102. Roberson, T.M., Roberson, T.M., Heymann, H.O., Swift, E.J., *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*, 5. Baskı St. Louis, Missouri: Mosby: 2006. Çeviri Editörü: Sevil Gürkan, *Güneş Tıp Kitapevi Biyomateryaller: Direkt Restoratif Biyomateryaller*, 152-219, 2011.

103. Bayne, S.C., Taylor, D.F., Heymann, H.O., Protection Hypothesis for Composite Wear, *Dent Mater*, 8(5):305-9, 1992.
104. Craig, R.G., Overview of Posterior Composite Resins for Use in Clinical Practise. In Vanherle, G., Smith, D.C., Editors: Posterior Composite Resin Dental Materials, Peter Szulc Publishing, Netherlands, 1985.
105. Arıkan, S., Posterior Kompozit Restorasyonlar, *Cumhuriyet Üniv Diş HekFak Derg*, 8(1):63-68, 2005.
106. Peutzfeldt, A., Sahafi, A., Asmussen, E., Characterization of Resin Composites Polymerized with Plasma Arc Curing Units, *Dent Mater*, 16(5):330-6, 2000.
107. Lang, B.R., Jaarda, M., Wang, R., F Filler Particle Size and Composite Resin Classification Systems, *Journal of Oral Rehabilitation*, 19(6):569-584, 1992.
108. Lutz, F., Philips, R.F., A Classification and Evaluation of Composite Resin Systems, *J Prosthet Dent*, 50:480-8, 1983.
109. Vanherle, G., Lambrechts, P., Braem, M., Overview of The Clinical Requirements for Pposterior Composites. In Vanherle, G., Smith, D.C., Editors. Posterior Composite Resin Dental Restorative Materials, The Netherlands, Peter Szulc, 1985.
110. Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., Vanherle, G., Composite Resins, in the 21st Century *Quintessence Int*, 24(9):641-58, 1993.
111. Sarkar, N.K., Internal Corrosion in Dental Composite Wear: Its Significance and Simulation, *Appl Biomater*, 53:371-80, 2000.
112. Schneider, L.F., Consani, S., Ogliari, F., Correr, A.B., Sobrinho, L.C., Sinhoretı, M.A., Effect of Time and Polymerization Cycle on the Degree of Conversion of a Resin Composite, *Oper Dent*, 31(4):489-95, 2006.
113. Davidson-Kaban, S.S., Davidson, C.L., Feilzer, A.J., De Gee, A.J., Erdilek, N., The Effect of Curing Light Variations on Bulk Curing and Wall-To-Wall Quality of Two Types and Various Shades of Resin Composites, *Dent Mater*, 13(6):344-52, 1997.

114. Ericson, D., Derand, T., Increase of in Vitro Curing Depth of Class II Composite Resin Restorations, *J Prosthet Dent*, 70:219-223, 1993.
115. Inokoshi, S., Willems, G., Van Meerbeek, B., Lambrechts, P., Braem, M., Vanherle, G., Dual-Cure Luting Composites: Part I: Filler Particle Distribution, *J Oral Rehabil*, 20(2):133-46, 1993.
116. Leinfelder, K.F., Bayne, S.C., Swift Ej, J.R., Packable Composites: Overview and Technical Considerations, *J Esthet Dent*, 11(5):234-49, 1999.
117. Ruddell, D.E., Thompson, J.Y., Stamatiades, P.J., Ward, J.C., Bayne, S.C., Shellard, E.R., Mechanical Properties and Wear Behavior of Condensable Composites, *J Dent Res*, 78:156, 1999.
118. Jaarda, M.J., Lang, B.R., Wang. R.F., Edwards, C.A., Measurement of Composite Resin Filler Particles by Using Scanning Electron Microscopy and Digital Imaging, *J Prosthet Dent*, 69(4):416-24, 1993.
119. Willems, G.1., Lambrechts, P., Braem, M., Celis, J.P., Vanherle, G., A Classification of Dental Composites According to Their Morphological and Mechanical Characteristics, *Dent Mater*, 8(5):310-9, 1992.
120. Condon, J.R., Feracene, J.L., Assessing The Effect of Composite Formulation on Polymerisation Stress, *J Am Dent Assoc*, 131:497-503, 2000.
121. Alster, D., Feilzer, A.J., De Gee, A.J., Davidson, C.L., Tensile Strength of Thin Resin Composite Layers as A Function of Layer Thickness, *J Dent Res*, 74(11):1745-48, 1995.
122. Braem, M., Lambrechts, P., Van Doren, V., Vanherle, G., In Vivo Evaluation of Four Posterior Composites: Quantitative Wear Measurements and Clinical Behavior, *Dent Mater*, 2(3):106-13, 1986.
123. Eastman, J., Siegel, R.W., Nanophase Synthesis Assembles Materials From Atomic Clusters, *Res Dev*, 31:56-60, 1989.
124. Furman, B., Rawls, H.R., Wellinghoff, S., Dixon, H., Lankford, J., Nicolella, D., Metal-Oxide Nanoparticles for The Reinforcement of Dental Restorative Resins, *Crit Rev Biomed Eng*, 28(3-4):439-43, 2000.

125. Bayne, S.C., Thompson, J.Y., Swift Ej, J.R., Stamatiades, P., Wilkerson M., A Characterization of First-Generation Flowable Composites, 129(5):567-77, 1998.
126. Spencer, P., Byerley, T.J., Eick, J.D., Witt, J.D., Chemical Characterization of The Dentin/Adhesive Interface by Fourier Transform Infrared Photoacoustic Spectroscopy, Dent Mater, 8(1):10-5, 1992.
127. Tsai, P.C., Meyers, I.A., Walsh, L.J., Depth of Cure and Surface Microhardness of Composite Resin Cured with Blue Led Curing Lights, Dent Mater, 20(4):364-9, 2004.
128. Iler, R.K., The Chemistry of Silica: Solubility, Polymerization, Colloid, Surface Properties and Biochemistry, John Wiley & Sons, New York, 1979.
129. Paravina, R.D., Kimura, M., Powers, J.M., Color Compatibility of Resin Composites of Identical Shade Designation, Quintessence Int, 37(9):713-9, 2006.
130. Alabaş, A., Ofis Beyazlatma Sistemi Uygulanmış Dişlere Farklı Konsantrasyonlarda Antioksidan Ajan Sodyum Askorbat Uygulanmasının Giomer Rezinin Mineye Bağlanma Dayanımına Etkisi, Gülhane Askeri Tıp Akademisi Restoratif Diş Tedavisi Uzmanlık Tezi, Ankara, 2015.
131. International Organization for Standardization (ISO). Specification of Dentistry- Resin-Based Filling Materials. Geneva. (Fourth Ed.) ISO 4049. 2009.
132. Kavrut, R., Geçici Kuron - Köprü Materyallerinin Polietilen ve Cam Fiberle Güçlendirilmesinin Bükülme Direncine Etkisinin İncelenmesi, Atatürk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Tezi, Erzurum, 2007.
133. Ilie, N., Hickel, R., Investigations on Mechanical Behaviour of Dental Composites, Clin Oral Invest, 13:427-438, 2009.

134. Maruo, Y., Nishigawa, G., Irie, M., Yoshihara, K., Minagi, S., Flexural Properties of Polyethylene, Glass and Carbon Fiber-Reinforced Resin Composites for Prosthetic Frameworks, *Acta Odontologica Scandinavica*, 73:581-587, 2015.
135. Eronat, N., Candan, U., Türkün, M., Effects of Glass Fiber Layering on The Flexural Strength of Microfill and Hybrid Composites, *J Esthet Restor Dent*, 21:171-178, 2009.
136. Sharafeddin, F., Alavi, A.A., Talei, Z., Flexural Strength of Glass and Polyethylene Fiber Combined with Three Different Composites, *J Dent Shiraz Univ Med Scien*, 14(1):13-19, 2013.
137. Al Twal, E.Q.H., Chadwick, R.G., Fibre Reinforcement of Two Temporary Composite Bridge Materials-Effect Upon Flexural Properties, *Journal of Dentistry*, 40:1044-1051, 2012.
138. Chung, K., Lin, T., Wang, F., Flexural Strength of A Provisional Resin Material with Fibre Addition, *J Oral Rehabil*, 25:214-7, 1998.
139. John, J., Gangadhar, S.A., Shah, I., Flexural Strength of Heat-Polymerized Polymethyl Methacrylate Denture Resin Reinforced with Glass, Aramid, or Nylon Fibers, *J Prosthet Dent*, 86(4):424-427, 2001.
140. Nakabayashi, N., Pashley, D.J., Hybridization of Dental Hard Tissues, Quintessence Publishing Co Ltd, Tokyo, 1998.
141. Erdemir, U., Yaman, B.T., Diş Hekimliğinde Mikrosızıntı ve Mikrosızıntı Araştırma Yöntemleri, *İstanbul Üniv Diş Hek Fak Derg* 45(1):25-35, 2011.
142. Attar, N., Tam, L.E., Mccomb, D., Flow, Strength, Stiffness and Radiopacity of Flowable Resin Composites, *J Can Dent Assoc*, 69(8):516-21, 2003.