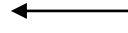


TUĞÇE TİMUR

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

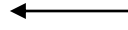
DOKTORA TEZİ

İSTANBUL-2019



Adınızı soyadınızı giriniz

Tez kabul edildikten sonra yapılan **sabit ciltte sırt yazısı** bu şablona göre yazılacak. Yazılar tek satır olacak
Cilt sırtı yazıların yönü yukarıdan aşağıya
(sol yandaki gibi) olacak .



Tez, Yüksek Lisans'sa, YÜKSEK LİSANS TEZİ;
Doktora ise DOKTORA TEZİ ifadesi kalacak



Tez Sınavının yapılacağı yılı yazınız

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

DOKTORA TEZİ

**ENDODONTİK TEDAVİ GÖRMÜŞ VE FİBER AĞ İLE
GÜÇLENDİRİLMİŞ MEZİO-OKLÜZO-DİSTAL (MOD)
KAVİTELİ DİŞLERİN KIRILMA DİRENÇLERİNİN
İNCELENMESİ**

TUĞÇE TİMUR

**DANIŞMAN
PROF. DR. HAKAN ÖZBAŞ**

**ENDODONTİ ANABİLİM DALI
ENDODONTİ PROGRAMI**

İSTANBUL-2019

TEZ ONAYI

DOKTORA TEZİ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Endodonti Anabilim Dalı Endodonti Programında Doktora öğrencisi Tuğçe Timur'un tarafından Prof.Dr. Hakan Özbaş'ın danışmanlığında hazırlanan " Endodontik Tedavi Görmüş ve Fiber Ağ ile Güçlendirilmiş Mezio-Oklüzo-Distal (MOD) Kaviteli Dişlerin Kırılma Dirençlerinin İncelenmesi." başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından 19.12.2019 tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı-Danışman
Prof.Dr. Hakan Özbaş
İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti
Anabilim Dalı



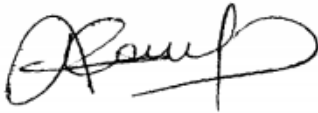
Jüri
Prof.Dr.Handan Ersev
İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti
Anabilim Dalı



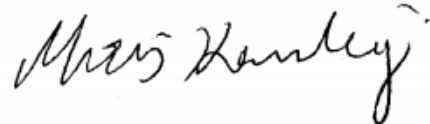
Jüri
Prof.Dr. Faruk Haznedaroğlu
İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti
Anabilim Dalı



Jüri
Prof.Dr.Jale Tanalp
Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Endodonti Anabilim Dalı



Jüri
Prof.Dr. Meriç Karapınar Kazandağ
Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Endodonti Anabilim Dalı



BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

TUĞÇE TİMUR

İTHAF

Canım aileme ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca her zaman bana destek olan ve güvenen, tüm bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan sevgili hocam Prof. Dr. Hakan ÖZBAŞ'a;

Tez deneylerimin yapılması aşamasındaki desteklerinden dolayı Dr. Burç İhsan GENÇEL'e ve Dr. Ergün BOZDAĞ'a;

Eğitimimde emeği geçen İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nın değerli başkanı, öğretim üyeleri, öğretim üye yardımcıları ve başta Dt. Rüya ULUÖZ, Dt. Didem YÜCE ve Dt. İlkin ŞEMİ olmak üzere tüm sevgili çalışma arkadaşlarıma;

Hayatım boyunca desteklerini benden esirgemeyen, maddi ve manevi her zaman yanımda olan sevgili ailem; annem Emine TİMUR, babam Cemil TİMUR, ağabeyim Tolga TİMUR, yengem Çağla TİMUR ve biricik yeğenim Zeynep Ece TİMUR'a,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ.....	Vİİİ
ŞEKİLLER LİSTESİ	İX
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	X
ÖZET	Xİ
ABSTRACT.....	Xİİ
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Endodontik Tedavi Görmüş Dişlerde Meydana Gelen Değişimler	3
2.2. Endodontik Tedavi Görmüş Dişlerin Restorasyonunda Kullanılan Materyaller ve Yöntemler	5
2.2.1. Kullanılan Materyaller	5
2.2.2. Kullanılan Yöntemler.....	7
2.3. Fiber Ağlar	10
2.3.1. Fiber Ağların Yapısı.....	11
2.3.2. Fiber Tipleri	14
2.3.3. Fiber Ağların Avantajları	16
2.3.4. Fiber Ağlar ile Çalışırken Karşılaşılabilecek Sorunlar	17
2.3.5. Restorasyonların Fiberle Güçlendirilmesinde Akışkan Kompozit Kullanımı ..	18
2.4. Dişlerin Kırılma Dayanımlarının Test Edildiği Yöntemler	18
2.4.1. Basınç Kuvvetlerine Karşı Dayanım Testi.....	19
2.4.2. Universal Test Cihazı.....	20
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	22
3.1. Dişlerin Hazırlanması	22
3.2. Grupların Hazırlanması.....	23
3.3. İstatistiksel Analiz.....	38

4. BULGULAR.....	39
5. TARTIŞMA	46
KAYNAKLAR	65
ETİK KURUL KARARI	99
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	103
ÖZGEÇMİŞ	105



TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 4-1: Polietilen fiber ağ gruplarına ait ortalama kırılma değerleri (Newton).....	40
Tablo 4-2: Cam fiber ağ gruplarına ait ortalama kırılma değerleri (Newton)	41
Tablo 4-3: Polietilen ve cam fiber ağ gruplarına ait ortalama kırılma değerleri (Newton)	42
Tablo 4-4: Kontrol grubu ile deney gruplarına ait ortalama kırılma değerleri (Newton)	43
Tablo 4-5: Gingival fiber ağ gruplarına ait ortalama kırılma değerleri (Newton).....	44
Tablo 4-6: Orta fiber ağ gruplarına ait ortalama kırılma değerleri (Newton).....	44
Tablo 4-7: Oklüzal fiber ağ gruplarına ait ortalama kırılma değerleri (Newton)	45
Tablo 4-8: Çevresel fiber ağ gruplarına ait ortalama kırılma değerleri (Newton).....	45

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Gerilim tipleri: a) çekme gerilimi b) basma gerilimi c) makaslama gerilimi	19
Şekil 2-2: Universal Test Cihazı.....	21
Şekil 3-1: Çalışmada kullanılan diş örnekleri.....	22
Şekil 3-2: Çalışmada kullanılan dişlerin saklanması	23
Şekil 3-3: Kavite hazırlığı yapılmış dişlerin görünümü.....	24
Şekil 3-4: Polietilen fiber ağ	25
Şekil 3-5: Cam fiber ağ	25
Şekil 3-6: Polietilen fiber ağ örtünün rezinle doyurulması	26
Şekil 3-7: Polietilen fiber ağın gingival yerleşimi	27
Şekil 3-8: Gingival polietilen fiber ağ içeren restorasyonun şematik görünümü	27
Şekil 3-9: Polietilen fiber ağın orta 1/3 yerleşimi.....	28
Şekil 3-10: Orta 1/3 polietilen fiber ağ içeren restorasyonun şematik görünümü	28
Şekil 3-11: Oklüzal polietilen fiber ağ grubu için hazırlanan oluk örneği	29
Şekil 3-12: Oklüzal polietilen fiber ağ içeren restorasyonun şematik görünümü.....	29
Şekil 3-13: Polietilen fiber ağın çevresel yerleşimi	30
Şekil 3-14: Çevresel polietilen fiber ağ içeren restorasyonun şematik görünümü	30
Şekil 3-15: Cam fiber ağın gingival yerleşimi.....	31
Şekil 3-16: Gingival cam fiber ağ içeren restorasyonun şematik görünümü.....	31
Şekil 3-17: Cam fiber ağın orta 1/3 yerleşimi.....	32
Şekil 3-18: Orta 1/3 cam fiber ağ içeren restorasyonun şematik görünümü	32
Şekil 3-19: Oklüzal cam fiber ağ grubu için hazırlanan oluk örneği.....	33
Şekil 3-20: Oklüzal cam fiber ağ içeren restorasyonun şematik görünümü	33
Şekil 3-21: Cam fiber ağın çevresel yerleşimi.....	34
Şekil 3-22: Çevresel cam fiber ağ içeren restorasyonun şematik görünümü.....	34
Şekil 3-23: Kontrol grubu örneği.....	35
Şekil 3-24: Dişlerin etüvde bekletilmesi.....	36
Şekil 3-25: Universal test cihazına yerleştirilmiş örnek	36
Şekil 3-26: Örneklerle vertikal yönde kuvvet uygulanması	37
Şekil 3-27: Uygulanan kuvvetin bilgisayar üzerinde tespit edilmesi	37

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

MOD: Mezio-Oklüzo-Distal
NaOCl: Sodyum hipoklorit
EDTA: Etilen daimin tetra asetik asit
UHMWPE: Ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen
LWUHMW: Leno dokuma ultra yüksek moleküler ağırlık
N: Newton
GPa: Giga Paskal
MPa: Mega Paskal
Bis-GMA: Bisfenol A glisidil metakrilat
TEGDMA: Trietilen glikol dimetakrilat
PMMA: Polimetil metakrilat
mm: milimetre
mm/dak: milimetre/dakika
g/mol: gram/mol
NiTi: nikel-titanyum
°C: Santigrad derece

ÖZET

Timur, T. (2019). Endodontik Tedavi Görmüş ve Fiber Ağ ile Güçlendirilmiş Mezio-Oklüzo-Distal (MOD) Kaviteli Dişlerin Kırılma Dirençlerinin İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Endodonti ABD. Doktora Tezi. İstanbul.

Kök kanal tedavisi görmüş dişlerin başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biri de, yapılan üst restorasyonun kalitesi ve oklüzal streslere olan dayanıklılığıdır. Çalışmamızın amacı; post operatif kırılma sıklığı oldukça yüksek olan kanal tedavisi görmüş MOD kaviteli dişlerin fiber ağlarla güçlendirilmesinin kırılma direncine olan etkisinin araştırılmasıdır.

Çalışmamızda çürüksüz, hiçbir işlem yapılmamış ve ortodontik nedenle çekilmiş 135 adet maksiller premolar diş kullanılmıştır. Tüm dişlere kanal tedavisi uygulandıktan sonra MOD kaviterler hazırlanmıştır. Polietilen ve cam fiber ağlar kullanılarak iki deney grubu oluşturulmuş ve her grupta fiber ağlar gingival, orta, oklüzal ve çevresel olmak üzere 4 farklı pozisyonda yerleştirilmiştir. Herhangi bir fiber ağ uygulanmayıp yalnızca kompozitle restore edilen grup ise kontrol grubunu oluşturmuştur. Örneklere universal test cihazında 0.5mm/dak hızında vertikal yönde kırılma gerçekleşinceye kadar kuvvet uygulanmış ve elde edilen değerler Newton cinsinden kaydedilmiştir. Verilerin istatistiksel analizinde Mann Whitney U testi ve Kruskal Wallis testi kullanılmıştır.

Çalışmamızdan elde edilen sonuçlar incelendiğinde; polietilen ve cam fiber ağ kullanımının, kontrol grubu ile karşılaştırıldığında MOD kaviteli maksiler premolar dişlerin kırılma dayanımını istatistiksel olarak anlamlı derecede arttırdığı görülmüştür ($p<0,05$). Her iki fiber ağ grubu birbiri ile karşılaştırıldığında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmasa da; cam fiber ağ gruplarından elde edilen değerler, polietilen fiber ağ gruplarından elde edilen ortalama kırılma değerlerinden daha yüksek bulunmuştur ($p>0,05$). Sonuç olarak; hem polietilen hem de cam fiber ağ kullanımının, kanal tedavisi görmüş MOD kaviteli dişlerde yapılan restorasyonun kırılma direncini arttırdığı gözlemlenmiştir.

Anahtar Kelimeler : kanal tedavisi görmüş dişler, kompozit rezin, polietilen fiber, cam fiber, kırılma dayanımı

ABSTRACT

Timur, T. (2019). Investigation of the Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth with Mesio-Occluso-Distal (MOD) Cavity Preparations Reinforced with Fiber Insertion. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Endodontics. Doctoral Thesis. İstanbul.

One of the most important factors affecting the success of the endodontically treated teeth is the quality of the final restoration and its resistance to occlusal stresses. The aim of this study was to investigate the effect of fiber reinforcement on the endodontically treated teeth with MOD cavity preparations which have high post operative fracture frequency.

135 intact and non carious human maxillary premolar teeth, extracted for orthodontic reasons, were used in this study. After root canal treatment MOD cavities were prepared. Two experimental groups were assigned by using polyethylene and glass fibers and each group was placed 4 different positions as gingival, middle, occlusal and circumferential. No fiber group was served as control. Vertical compressive force was applied at a cross-head speed of 0.5mm/min using universal test machine until fracture and the values obtained were recorded in Newtons. The data was analyzed by using Mann Whitney U test and Kruskal Wallis test.

When the results obtained from our study were examined; the use of polyethylene and glass fiber was found to increase the fracture strength of maxillary premolar teeth with MOD cavities statistically ($p < 0.05$). When both fiber groups were compared with each other, there was no statistically significant difference; but the values obtained from glass fiber groups were higher than the average fracture values obtained from polyethylene fiber groups ($p > 0.05$). This study concluded that the use of both polyethylene and glass fiber mesh increased the fracture resistance of the restoration of endodontically treated teeth with MOD cavities.

Key Words: endodontically treated teeth, composite resin, polyethylene fiber, glass fiber, fracture resistance

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Endodontik tedavi yapılabilen vakaların sınırları genişledikçe, çekim endikasyonları azalmaktadır. Kural yapısı aşırı harap olmuş dişler de teknolojik gelişmeler sayesinde günümüzde tedavi edilebilmektedir. Klinisyenin hastasına verebileceği en kötü tedavi seçeneği restore edilebilecek bir dişin çekimidir. Böyle durumlarda hastalar, sağlam dişlerini de restorasyon içine dahil etmek zorunda kalmakta; sonuçta, implant veya protez seçenekleriyle uğraşmaktadırlar. Bunun yanı sıra, kuralı harap olmuş dişlerde her ne kadar ileri restorasyon teknikleri geliştirilmiş olsa da, yine de post restoratif problemlerle karşılaşılabilir (Alaçam ve ark. 1998).

Endodontik tedavi sonrasında dişlerin kırılma dayanımlarında azalma görülmektedir. Tabi ki burada en önemli sebep kalan doku miktarındaki azalmadır. Bununla birlikte; pulpa odası tavanı ve tüberküllerdeki dentin gibi önemli anatomik yapıların kaybının yanı sıra, diş-restorasyon kompleksinde; mikrosızıntının tamamen giderilememiş olması, restoratif materyallerin diş dokuları ile adezyon problemi, diş dokularından farklı elastiklik modulusuna ve ısıl genleşme katsayısına sahip olmaları, çiğneme sırasında yüksek makaslama ve sıkıştırma kuvvetlerine maruz kalmaları da sayılabilir (Alaçam ve ark. 1998; Luthria ve ark. 2012; Shafiei ve ark. 2014).

Dişlerin dayanımında meydana gelen azalmanın en büyük nedeni kavite preparasyonudur. Özellikle marjinal sırtların kaybı, dişlerde kırılma dayanımını azaltmaktadır (Dietschi ve ark. 2007). Yapılan bir çalışmada, okluzal kavite preparasyonunun diş sertliğinde yaklaşık % 20'ye varan azalmaya neden olduğu ve bu oranın çeşitli çalışmalarda %14-44 düzeyinde olduğu saptanmıştır (Joynt ve ark. 1987). Mezio-okluzo-distal (MOD) kavite preparasyonlarında ise diş sertliğinde meydana gelen azalmanın % 20-63'lere vardığı çeşitli çalışmalarda görülmektedir (Larson ve ark. 1981; Douglas 1995; Reeh ve ark. 1989a). Konu ile ilgili yapılan çalışmalara retrospektif olarak bakıldığında, MOD kaviteye sahip olan dişlerin post operatif kırılma sıklığının % 65'lere vardığı gözlenmektedir (Alaçam ve ark. 1998 p. 11).

Bu tip komplikasyonları gidermek amacıyla, full kural kaplaması, indirekt restorasyonlar (seramik veya kompozit onlay ve overlay) ve amalgam ya da kompozitlerin başka materyallerle güçlendirilerek (dentin yapısının pinlerle

güçlendirilmesi, yapılan dolguların fiber ağlarla güçlendirilmesi, kök kanalı destekli post restorasyonları gibi) kullanımı gibi birçok yöntem kullanılmaktadır (Georig ve Mueninghoff 1983; Hudis ve Goldstein 1986; Reeh ve ark. 1989b; Starr 1990; Hernandez ve ark. 1994; Smales ve Hawthorne 1997). Sonuçta; endodontik tedavi gören bir dişin kalan diş dokusunun kırılmasının önlemesi, restorasyonun kök kanalının yeniden enfekte olmasını engelleyecek nitelikte olması ve kaybedilen dokuların yerini alabilecek fiziksel özelliklere sahip olması olarak hedeflenmektedir (Hargreaves ve Cohen 2011 p. 780).

Günümüzde, protetik restorasyonlara gerek kalmaksızın kalan diş dokularını güçlendirmek amacıyla çeşitli materyaller ve uygulama yöntemleri dental pratiğe sokulmuştur. Fiber materyaller bu malzemelerden en sıklıkla kullanılanlarından biridir.

Fiberler, meydana gelen teknolojik gelişmeler sayesinde diş hekimliğinde; protetik tedaviler, periodontal, ortodontik ve travma sonrası splintlemeler ve post uygulamaları yanı sıra diş dolgularının ve core materyallerinin güçlendirilmesi işlemlerinde kullanılmaktadırlar (Belvedere 1998; Brown 2000; Giordano 2000; Valyi ve Gorzo 2003; Christensen 2004; Gürel ve ark. 2016; Tokajuk ve ark. 2006; Yıldırım ve ark. 2006; Schmitter ve ark. 2010; Xu ve ark. 2013).

Bu çalışmanın amacı, kanal tedavisi görmüş ve post operatif kırılma sıklığı oldukça yüksek olan MOD kaviteli maksiller premolar dişlerde, farklı pozisyonlarda yerleştirilen fiber ağların kırılma direncine olan etkisini araştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Endodontik Tedavi Görmüş Dişlerde Meydana Gelen Değişimler

Kanal tedavisini takiben, geriye kalan diş dokularında geri dönüşümsüz birtakım değişiklikler meydana gelmektedir. Kanal tedavisi sonrasında dişlerin daha kırılgan hale geldiği birçok çalışma ile gösterilmiştir (Larson ve ark. 1981; Joynt ve ark. 1987; Reeh ve ark. 1989a). Bunun nedenleri arasında; nem kaybı, dişin anatomik yapılarında meydana gelen değişiklikler, çiğneme kuvvetleri karşısında dişlerin göstermiş olduğu biyomekanik tepkiler, dentin yapısında ve kollajen liflerinin diziliminde meydana gelen değişiklikler sayılabilir (Gutmann 1992).

Nemini kaybetmiş dişlerin esnekliklerinde meydana gelen azalmadan dolayı daha dirençsiz ve kırılgan oldukları; kuru ve nemli dentin örneklerine basınç ve germe kuvvetleri uygulanarak karşılaştırma yapılan çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir (Gutmann 1992; Jameson ve ark. 1993; Kahler ve ark. 2003).

Kanal tedavisi uygulanan dişlerde; çürüğe bağlı olarak kaybedilen diş dokuları, travma veya eski restorasyon varlığı nedeniyle kavite preparasyonu sırasında farklı derecelerde madde kayıpları meydana gelmektedir (Assif ve Gorfil 1994). Yapılan bir çalışmada; kavite preparasyonunun okluzal genişliği arttıkça, kırılma dayanımının azaldığı saptanmıştır (Larson ve ark. 1981).

Marjinal anatomik yapıların korunamaması ve isthmus bölgelerinin genişliği gibi faktörler de dişlerin kırılganlığını arttıran nedenler arasında yer almaktadır (Mondelli ve ark. 1980; Wendt ve ark. 1982).

Kanal tedavisi görmüş okluzal kaviteli dişlerin kırılma dayanımında %20 oranında azalma tespit edilirken, MOD kaviteli dişlerde bu oranın %63'lere vardığı yapılan bir çalışmada gösterilmiştir (Reeh ve ark. 1989a).

Kanal tedavisi uygulanmış dişlerin biyomekanik tepkileri de inceleme konusu olmuştur. Kaybedilen diş dokusu miktarı ile yük altındaki deformasyon arasında direkt ilişki olduğu saptanmıştır. Kavite preparasyonu sonrasında geriye kalan tüberkül kalınlığı azaldıkça, çiğneme kuvvetleri karşısında esnekliğinin arttığı, bunun da daha fazla deformite ve kırılmaya neden olduğu belirtilmiştir (Grimaldi 1971).

Dentinin sertliği fiziksel özelliklerinden etkilenmektedir ki bunlar; elastikiyet modulu, gerilme dayanımı ve basınç dayanımıdır. Dentin tübüllerinin sayısı ve çapına bağlı olarak dişte meydana gelen mineral mineral yoğunluğundaki değişimler, dentin özelliklerini de etkilemektedir. Dentin sertliğinin dentin tüberkül yoğunluğu ile ters orantılı olduğu saptanmıştır (Pashley ve ark. 1985).

Gerilme dayanımının, kuvvetin dentin tübüllerine paralel geldiği zaman en düşük düzeyde olduğu, yapılan bir çalışmada gösterilmiştir (Palamara ve ark. 2000).

Yaşla birlikte dişte meydana gelen sekonder ve tersiyer dentinin ve bunun sonucunda pulpa hacminde meydana gelen azalmanın, dişlerin kırılma direncini düşürdüğu belirtilmiştir (Kinney ve ark. 2005).

Dentinin organik yapısının temelini, arasında inorganik kalsiyum fosfat tuzları barındıran kollajen yapı oluşturmaktadır. Kollajen lifler, moleküller arası çapraz bağlar sayesinde; sertlik, çekme kuvvetlerine direnç ve yüksek gerilim direnci gibi karakteristik fiziksel özellikleri sağlar. Kanal tedavisi sonrasında, kollajen yapıda bulunan çapraz bağlarda meydana gelen değişiklikler sonucunda diş sertliğinde azalma ve kırılabilirliğinde artma meydana gelir (Bang ve Ramm 1970; Gutmann 1992; Porter ve ark. 2005; Bajaj ve ark. 2006).

Kök kanal tedavisini takiben dentinin anatomisinde, biyokimyasında ve biyomekanik özelliklerinde meydana gelen değişimler ile dişte meydana gelen madde kaybı birleştiiğinde, dişlerin kırılabilirliği daha da artmaktadır (Gutmann 1992).

Kanal dezenfeksiyonunda kullanılan kalsiyum hidroksit, sodyum hipoklorit (NaOCl), etilen diamin tetra asetik asit (EDTA), klorheksidin gibi kimyasallar da dişin organik ve inorganik bileşenleri ile etkileşime girerek, dentin elastikiyetinde azalmaya yol açmaktadırlar (Grigoratos ve ark. 2001; Sim ve ark. 2001; Niu ve ark. 2002; Marending ve ark. 2007; Qian ve ark. 2011; Uzunoğlu ve ark. 2012). Özellikle ara medikament olarak kullanılan kalsiyum hidroksitin dentin sertliğini arttırarak kırılabilirlik özelliğini arttırdığı çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir (Batur ve ark. 2013; Zarei ve ark. 2013; Said ve Moskovitz 2018).

2.2. Endodontik Tedavi Görmüş Dişlerin Restorasyonunda Kullanılan Materyaller ve Yöntemler

Başarılı bir endodontik tedavinin ardından diş restore edilmelidir. Kök kanal tedavisinin kuronal restorasyonundaki amaçlar; kuronal mikrosızıntıyı engellemek, okluzal stabiliteyi ve komşu dişler ile kontakt noktalarını yeniden sağlamak, fonksiyonu geri kazandırmak, kalan diş dokusunu daha fazla doku kaybına karşı korumak, marjinal periodontal dokuların sağlığını devam ettirmek ve optimal estetiği sağlamaktır (Oliviera ve ark. 1987; Kanca 1992). Kök kanal tedavisi ve kuronal restorasyon kalitesinin, dişin radyodrafik periapikal durumu ile ilişkisini ortaya çıkarmaya yönelik yapılmış bir çalışmada; kanal dolumu başarılı vakalarda kötü restorasyonların kuronal sızıntıya, dolayısıyla da apikal radyolusensiye neden olduğu ve tedavide başarısızlığa neden olduğu gösterilmiştir (Ray ve Trope 1995).

Endodontik tedavi uygulanan bir için seçilecek restorasyonun belirlenmesinde en önemli kriter geriye kalan sağlıklı diş dokusudur. Çünkü; kalan diş dokusu ile kırılma direnci arasında direkt bir ilişki söz konusudur. Posterior dişler, çiğneme sırasında yüksek değerdeki kuvvetlere maruz kalır ve kırılmaya karşı daha duyarlıdır. Anterior dişler ise kırılmaya daha az meyillidir ancak estetik özellikleri ön plana çıkmaktadır (Costa ve ark. 1997; Nagasiri ve Chitmongkolsuk 2005; Manocci ve Cowie 2014).

2.2.1. Kullanılan Materyaller

- **Amalgam**

Amalgam, uzun vadede başarısı yüksek olan bir restorasyon materyalidir. Basınç dayanımı yüksektir, preparasyonu kolaydır. Dişe adeziv olarak değil, mekanik olarak bağlanmaktadır. Bu nedenle; amalgam restorasyonlarda tüberkül kaplaması yapışması tavsiye edilmektedir. Bu işlem tüberkül veya kök kırığı oluşma riskini azaltmaktadır (Plasmans ve ark. 1986; Hansen ve ark. 1990).

Amalgam restorasyonlar; zaman içinde serbestlenen metal iyonlarının toksik etkilerinden oluşabilecek sistemik hasarlardan kaçınmak ve estetik özellikleri arttırabilmek amacıyla günümüzde yaygın kullanılmamaktadırlar (Dental amalgam 1998).

- **Kompozit Reçine**

Kompozit reçineler günümüzde, adeziv diş hekimliğindeki gelişmeler sonucu mine ve dentine bağlanma kuvvetinin artması, doldurucu oranlarının artırılması ve kimyasal içeriklerinin geliştirilmiş olması nedeniyle sıklıkla kullanılmaktadırlar (Dayangaç 2000; Arıkan 2005). Güncel olarak kullanılmakta olan kompozit reçinelerin elastiklik modülü 10-16Gpa'dır ve dentine oldukça yakındır (Powers ve Sakaguchi 2006).

Çürüğün temizlenmesi ve endodontik tedavinin bitirilmesini takiben geriye kalan tüm diş yüzeyleri, kompozit materyali için tutunma yüzeyi oluşturur, ancak; polimerizasyon büzülmesine maruz kaldıkları için mikrosızıntıya neden olabilmektedirler (Smith ve Schuman 1997; Grandini ve ark. 2005). Polimerizasyon sırasında oluşan büzülme gerilimlerini minimuma indirmek amacıyla inkramental doldurma tekniğinin kullanılması tavsiye edilmektedir (Davidson ve Feilzer 1997).

Yapılan bir çalışmada, endodontik tedavi görmüş MOD kaviteli dişlerin kompozit reçine ile restore edildiğinde, kırılma dayanımının %69 oranında azaldığı tespit edilmiştir (Reeh ve ark. 1989b). Bu nedenle; kompozit reçinelerin mekanik özelliklerini arttırmak amacıyla, fiber lifleri ile güçlendirme tavsiye edilmektedir (Deliperi ve Bardwell 2009).

- **Kompozit ve Seramik Onley**

Endodontik tedavi görmüş dişlerin restorasyonunda, özellikle aşırı madde kaybı olan dişlerin kuronlanması risk taşıdığına, kompozit ve seramik onleyler de kullanılmaktadır. Onleyler, kalan diş dokusunun korunurken; aynı zamanda da tüberküllerin korunmasını sağlayarak tam kuron restorasyonlarına karşı bir alternatif oluştururlar (Krejci ve ark. 1992; Göhring ve Peters 2003).

Seramik onleylerin yapısında bulunan lityum disilikat, malzemeye yüksek kırılma direnci sağlamaktadır. Bu nedenle, endodontik tedavi görmüş posterior dişlerin restorasyonunda kullanılabilecekleri söylenmektedir (Drummond ve ark. 2000; Bindl ve ark. 2005; Holand ve ark. 2006).

Laboratuvar ortamında çeşitli ışık, basınç ve vakum teknikleri uygulanarak elde edilen kompozit onleylerin yüksek mekanik dirence sahip olduğu bildirilmiştir. Yapılan çeşitli çalışmalarda kompozit onleyler ile kompozit reçine dolgular

karşılaştırılmıştır. Kompozit onleylerin daha yüksek kırılma ve yorgunluk direncine sahip olduğu saptanmıştır (Çobankara ve ark. 2008; Aversa ve ark. 2009; Magne ve Knezevic 2009).

- **Cam İyonomer ve Rezin Modifiye Cam İyonomer**

Cam iyonomerlerin; mekanik dirençlerinin düşük olması nedeniyle, ince ön grup dişlerde ve tüberkül oluşturmak amacıyla arka grup dişlerde kullanımları kontrendikedir. Dentin dokusunun fazla olduğu dişlerde core materyali olarak veya kuron preparasyonu sırasında oluşabilecek undercutların giderilmesi amacıyla kullanımları önerilmektedir (Alaçam ve ark. 1998; Hargreaves ve Cohen 2011).

Rezin modifiye cam iyonomerler ise cam iyonomer ve kompozit rezinlerin kombinasyonundan oluşur. Basma ve gerilme dayanımları, cam iyonomerlerden daha yüksek olmakla birlikte kompozit rezinlerden daha düşüktür. Dentine bağlanmaları ise kompozit rezinlere yakındır. Bu nedenlerle core materyali olarak kullanımları uygundur, ancak; polimerizasyon büzülmesine maruz kalmaları ve su absorbe etmeleri mikrosızıntıya neden olan dezavantajlarıdır (Sindel ve ark. 1999; Subash ve ark. 2017).

2.2.2. Kullanılan Yöntemler

Kök kanal tedavisi yapılmış dişlerin post operatif kırılma risklerini azaltmak için tüberküllerin aşındırılması ve yuvarlaklaştırılması, kuvvetlerin tek bir noktada toplanmayıp yayılması amacıyla kullanılan bir yöntemdir. Fakat; çoğu kez sadece bu işlemin yapılması yeterli olmamakta, ilave klinik prosedürlere ihtiyaç duyulmaktadır (Seow ve ark. 2005).

- **Dişin Kuronlanması**

Endodontik tedavi sonrasında geriye kalan diş dokusu miktarının yeterli olmadığı durumlarda tam kuron restorasyonları tercih edilmektedir. Kuron restorasyonlarının hazırlığı sırasında, dişte küçültme yapmak gerekmekte ve geriye kalan diş dokusu miktarı daha da azalmaktadır. Bu handikapı gidermek amacıyla kuron restorasyonlarının estetik olmayan kısımları metal olarak bırakılabilir. Böylece kalan diş dokusu nispeten daha fazla korunmuş olacaktır (Manocci ve Cowie 2014).

Kuron restorasyonu ya direkt olarak hazırlık yapılmış diş üzerine ya da kök kanalına yerleştirilen posttan destek alınarak simante edilebilir (Saunders WP ve Saunders EM 1994; Morgano ve Brackett 1999; Summit ve ark. 2006).

- **Post Uygulanması**

Postlar; kural restorasyon için ilave retansiyon alanının gerekli olduğu, kural diş dokusunun yüksek oranda kaybolduğu durumlarda kökten destek alınması amacıyla kullanılır (Goodacre ve Spolnik 1994). İdeal bir post; çiğneme kuvvetleri karşısında yapısal bütünlüğü bozulmayacak sertlikte, çiğneme kuvvetlerini kök boyunca iletebilecek esneklikte olmalıdır (Hargreaves ve Cohen 2011 p.782).

Dentin ve post materyalinin elastiklik modulusunun farklı olması kök kırıklarına neden olabilmektedir. Elastiklik modulusu dentine yakın olmayan post sistemleri, üzerine gelen kuvvetlerin dentine eşit miktarda dağılamamasına neden olurlar. Bunun sonucunda da stres birikimine bağlı kök kırıkları meydana gelmektedir (Qualtrough ve Manocci 2003). Dentine benzer elastiklik modulusuna sahip fiber post sistemlerinde ise kök kırıklarına daha az rastlanılmaktadır (Standlee ve Caputo 1992; Aggarwal ve ark. 2012).

Post üzerine gelen kuvvetlerin dentin boyunca dağılımı; postun şekline, boyuna ve çapına da bağlıdır. Konik postlar kama etkisi yaparak kök kırığı riskini arttırmaktadır. Paralel postlar ise post boşluğu hazırlanması sırasında dişte fazla madde kaybına neden olur ki, bu durumda da diş direncinde azalma veya dişte perforasyon gibi komplikasyonlar söz konusu olur. Simante edilen postlar, vidalanan postlara oranla dentin yüzeyinde daha az stres oluştururlar (Çalışkan 2006). Post uzunluğu arttıkça diş dokusu üzerindeki stres azalmaktadır (Standlee ve ark. 1972; Krupp ve ark. 1979; Büttel ve ark. 2009). Post boşluğu hazırlanması sırasında derinlik kadar yuvanın çapı da önem taşımaktadır. Eğer postu yerleştirmek için dentin dokusundan da aşındırma yapılıyorsa bu durum, diş dokusunun zayıflamasına neden olur (Kurer ve ark. 1977).

Post restorasyonu yapılmış bir diş gelen kuvvetlerin dağılımında etkili olan diğer bir faktör de ferruledir. Ferrule, kural preparasyonunun gingivalinde yer alan vertikal diş dokusu bandı olarak tanımlanmaktadır. 1,5-2 mm yüksekliğinde yapılan ferrule preparasyonunun, dişin kırılma direncini arttırdığı yapılan çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir, Ferrule hazırlanmadan tamamlanan post restorasyonlu dişlerde ise kök

kırığı görülme sıklığının arttığı bildirilmiştir (De Sort 1983; Freeman ve ark. 1998; Stankiewicz ve Wilson 2002; Zhi-Yue ve Yu-Xing 2003).

Post retansiyonu üzerinde etkili olan faktörler ise post uzunluğu, çapı, aktif ya da pasif tipte olması ve kullanılan simandır. Post boyunun kısa olması retansiyonu azaltmaktadır, ancak; apikalde 3-5 mm kanal dolgusu bırakılması sızdırmazlık açısından önem taşımaktadır (Standlee ve ark. 1972; 1980; Felton ve ark. 1991; Ferrari ve ark. 2000). Post çapının artması ise hem retansiyonu azaltır hem de kökün zayıflamasına neden olur. İdeal olarak, post çapının kök çapının 1/3'ünü geçmemesi savunulmaktadır (Caputo ve Standlee 1976). Aktif postlar pasif postlara göre, paralel kenarlı postlar ise konik postlara göre daha retantiftir (Johnson ve Sakumura 1978; Standlee ve ark. 1978). Post simantasyonunda adeziv rezin simanların kullanılması, post ve core materyallerinin retansiyonunu arttırmaktadır (O'Keefe ve ark. 1992).

Post uygulamasının bazı sakıncaları söz konusudur. Post hazırlığı kök kanal dolgusunun sızdırmazlığını bozabilir, kökün zayıflamasına neden olabilir. Hazırlık aşamasında iatrojenik perforasyonlar meydana gelebilir (Sorensen ve Martinoff 1985; Hunter ve ark. 1989; Kuttler ve ark. 2004; Balto ve ark. 2005). Bu nedenle, post kullanımına karar verirken gerekliliği dikkatli irdelenmelidir (Martin ve ark. 2016).

- **Dentin Pinleri ile Güçlendirme**

Amalgam ve kompozit restorasyonlarının tutuculuğu arttırmak amacıyla dentin pinlerinin kullanılmaktadır. Bu sayede, kalan diş dokusundan yararlanılarak tutuculuk sağlanmaya çalışılmaktadır (Shillingburg ve ark. 1970; Grundy ve Jones 1981).

Dentin pinleri; dişin uzun aksına paralel olmak kaydı ile dişin dış yüzeyinden en az 2 mm uzakta olacak şekilde yerleştirilmelidirler (Çalışkan 2006 p. 469). Pin çapı arttıkça tutuculuk da artar (Butchart 1987). Pin uzunluklarının ortalama olarak 2 mm'si dentin dokusu içinde, 2 mm'si de restorasyon materyeli içinde olacak şekilde 4 mm olması önerilmektedir (Papa ve ark. 1993).

Yivli pinlerin dentinde çatlaklara sebep olduğu çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir (Dilts ve ark. 1970; Chan ve ark. 1974). Kullanılan pin sayısının artması da dentinde çatlak ve kırık oluşma riskini arttırmaktadır (Walmsley ve ark. 2007).

- **Fiber ağlar ile Güçlendirme**

Dental pratikte çiğneme kuvvetlerine maruz kalan kompozit restorasyonlarda kırık ya da çatlak oluşumu ile sıklıkla karşılaşilmektedir. Kompozitlerin estetik olmaları ve iyi bağlanma özelliklerinin bulunmasına rağmen, mekanik özelliklerindeki yetersizlik klinik başarısızlıklara neden olmaktadır (Suzuki ve ark. 2006). Bu nedenle; cam, aramid, karbon ve polietilen gibi çeşitli fiberler kullanılarak kompozit rezinleri güçlendirme teknikleri geliştirilmekte ve klinik kullanıma sunulmaktadır (Freilich ve ark. 1998; Tezvergil ve ark. 2003; Suzuki ve ark. 2006; Karbhari ve Strassler 2007).

Fiber ağlar, kompozit rezinlerde meydana gelen polimerizasyon büzülmesinin azaltılması, kompozit rezinlerin ve kalan diş dokusunun güçlendirilmesi ve kırılma dayanımının artırılması amacıyla kullanılmaktadırlar. Yüksek elastikiyet modulleri ve düşük bükülme modulleri sayesinde, adeziv yüzey ile diş dokusu arasında meydana gelen streslerin azaltılmasına katkıda bulunurlar (Belli, Dönmez ve ark. 2006a; Belli, Erdemir ve ark. 2006b; Karbhari ve Wang 2007).

2.3. Fiber Ağlar

Fiberler; sahip olduğu yüksek mekanik özellikleri, korozyona dirençli olmaları, dayanıklılıklarının fazla olması ve tamirlerinin ucuz ve kolay olması nedeni ile endüstriyel alanda yıllardır kullanılmaktadırlar (Freilich ve ark. 2000).

Diş hekimliğinde fiber kullanımı, 1960-70'li yıllarda polimetil metakrilat protezleri cam ve karbon fiber yardımı ile güçlendirme ile başlamıştır (Smith 1962, Schreiber 1974). 1980'li yıllarda ise bu kullanımlarına ilave olarak, sabit protetik restorasyonlarda, implant üstü kuron köprü protezlerinde, ortodontik tutucu ve splintlerde kullanılmıştır (Vallittu 1999).

Metal destekli kuron köprü restorasyonlarının estetik ve biyolojik açıdan yetersiz kalmasından dolayı, fiberle güçlendirilmiş kompozitler alternatif olarak sunulmuştur, ancak; mekanik özellikleri beklenen düzeye ulaşamamıştır. Bunun nedenleri; manuel fiber ilavesinin düşük miktarda kalması ve fiber demetlerinin rezin tarafından yetersiz ıslatılması sonucu, fiber ve rezin matriks arasında meydana gelen yetersiz bağlanma olarak açıklanmıştır (Freilich ve ark. 2000). Ayrıca bu yöntem uygulama zorluğu nedeniyle de kabul görmemiştir (Behr ve ark. 2003).

Fiber ile resin matriks arasındaki yetersiz bağlanmanın yol açtığı başarısızlığı gidermek amacıyla, fiberlerin resin matriks ile tamamen doyurulması gerekliliği ortaya atılmıştır. Bu yöntemde ya fiber demetleri düşük viskoziteli resin matriks içine manuel olarak batırılarak doyurulur ya da ön doyurulma işlemi fabrikasyonda tamamlanmış fiberler kullanılır (Freilich ve ark. 2000).

Kompozit materyalinin kırılma özelliğine bağlı olarak, kompozit restorasyonunda çatlak ya da kırık oluşabilmektedir. Bunu önlemek için son yıllarda, alt yapı ile desteklenmesi gerektiği görüşü ortaya çıkmıştır. Bu amaçla fiberler kompozit resinleri güçlendirmede kullanılmaktadırlar (Freilich ve ark. 1998; Tezvergil ve ark. 2003; Suzuki ve ark. 2006; Karbhari ve Strassler 2007). Kompozit resin altındaki fiber alt yapı, yapıya sertlik ve dayanıklılık sağlamaktadır. Böylece; alt yapının sertlik ve dayanıklılığı, üst yapının aşınma direnci ve estetiği ile birleştirilmektedir (Vallittu ve Sevelius 2000; Cho ve ark. 2002).

2.3.1. Fiber Ağların Yapısı

Fiberle kuvvetlendirilmiş kompozitler; alt yapıyı oluşturmak için kullanılan fiber yapı ve üst yapıyı oluşturan hibrid ya da mikro dolduruculu partiküller içeren kompozit yapıdan oluşmaktadır (Freilich ve ark. 2002).

Fiberle kuvvetlendirilmiş kompozitlerin mekanik özelliklerini etkileyen faktörler; fiberin tipi, doğrultusu, pozisyonu, oryantasyonu, miktarı, çapı, doyurulması, resin matrikse adezyonu ve su absorpsiyonudur (Ellakwa ve ark. 2001; Vallittu 2002).

- **Fiberlerin Doğrultusu, Pozisyonu, Oryantasyonu**

Fiberler doğrultularına göre 3 gruptan oluşurlar:

Tek yönlü fiberler, birbirlerine uzanan fiber demetlerinden oluşur ve yapıya anizotropik mekanik özellik vererek, dayanıklılığı yüksek oranda artırırlar. Tek yönde güçlendirme sağlarlar. Bu nedenle restorasyon dizaynında fiberlerin yüksek stres alanlarına paralel doğrultuda yerleştirilmesine dikkat edilmelidir (Goldberg ve Burstone 1992; Tezvergil ve ark. 2003).

Ağ fiberler, iplik şeklindeki fiberlerin iki ya da üç farklı yönde düzenlenmesi ile meydana gelir. Ağ fiberlerde güçlendirme, fiberin doğrultusundan bağımsızdır. Tek yönlü fiberlerin anizotropik özelliklerini minimuma indirmek amacıyla kullanılırlar ve materyale ortotropik özellik kazandırılırlar (Shah 1998 p. 546). Hem transversal hem de

vertikal yönde güçlendirme sağlarlar (Ladizesky ve ark. 1992; 1994). Bu nedenle, uygulanan kuvveti aksına dik olarak yerleştirildiklerinde restorasyonun dayanıklılığını arttırmaktadırlar (Ferilich ve ark. 2000).

Kırılmış fiberler ise yapıya izotropik mekanik özellikler vererek çok yönlü güçlendirici etki sağlarlar ve bu nedenle protez kaidelerinde kullanılmaktadırlar. 4-6 mm uzunluğunda kesilen fiberler önce likit içerisine karıştırılır, daha sonra akrilik ilave edilir. Bu tip uygulamanın dezavantajı; fiberlerin polimer içinde homojen olarak dağılmamasıdır (Goldberg ve Burstone 1992; Ladizesky ve ark. 1994; Tezvergil ve ark. 2003; Garoushi ve ark. 2006).

- **Fiberlerin Miktarı ve Çapı**

Fiber miktarı artışı ile materyalin mekanik özelliklerinin doğru orantılı olarak arttığı bilinmektedir (Herakovich 1998 p. 402). Matrikteki lif miktarı ağırlıksal ya da hacimsel olarak ölçülebilir ancak hacimsel olarak ölçülmesi önerilmektedir. Fiber miktarı fazla olsa bile hacmi düşük olan fiberlerle hazırlanan örneklerin kırılma direncinin daha düşük olduğu saptanmıştır (Vallittu 1998). Ancak; tüm fiberlerin rezinle ıslatılması gerektiğinden fiber hacmi %50 ile sınırlandırılır (Freilich ve ark. 2000).

Fiber miktarındaki artış ile kompozit materyalinin bükülme ve gerilme dayanımı ile darbe dayanımının doğrusal olarak artış gösterdiği yapılan çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir (Garoushi ve ark. 2006; Polacek ve Jancar 2008).

Fiber çapının artması ile materyalin bükülme dayanımının arttığı bilinmektedir (Obukuro ve ark. 2008).

- **Fiberlerin Doyurulması**

Fiber demeti içindeki fiber ağlarının rezinle ıslatılarak bütünleştirilmesi işlemine fiberin doyurulması denilmektedir. Fiberlerin güçlendirici etkisinden faydalanabilmek için restorasyona gelen kuvvetlerin fiber yapıya iletilmesi gerekmektedir. Fiberlerin yeterli doygunluğa ulaşmadığı bölgelerde su emilimi artar ve kompozitin mekanik özelliklerinde azalma meydana gelir. Dolayısıyla, gelen kuvvetlerin fiber alt yapıya iletiminde aksamalar oluşur (Ferilich ve ark. 2000; Hamza ve ark. 2004).

Fiberlerin doyurulma işlemi 2 yöntemle gerçekleştirilmektedir: Üretici firma tarafından doyurulma işlemi yapılmamış fiberlerin monomerle diş hekimi tarafından

ıslatılması ve fiberlerin üretim aşamasında ön doyurulma işleminden geçirilmesi (Kurt ve ark. 2006).

Üretici firma tarafından ön doyurulma işlemi yapılmamış fiberlerde manuel doyurma işlemi sırasında meydana gelebilecek artık monomer miktarındaki artış, restorasyonun dayanımında azalmaya yol açabileceği belirtilmiştir (Hamza ve ark. 2004).

Ön doyurulma işlemi önceden yapılmış fiber sistemlerinin doyurma işleminde iki yöntem kullanılmaktadır. Işıklı polimerize olan dimetakrilat monomer rezin (bisfenol a glisidil metrakrilat (bis-GMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA)) veya ışıklı polimerize olan dimetakrilat monomer rezin ve polimetil metakrilat (PMMA) kombinasyonlarını içeren sistem ile doyurma işlemi gerçekleştirilmektedir (Vallittu 1998).

Fiberlerin etkili biçimde doyurulamaması sonucu meydana gelen boşluklar hem su emiliminde artışa hem de boşluklar arasında oksijen alanları oluşumuna neden olur. Oksijen alanları kompozit restorasyonunun polimerizasyonunda bozulmaya neden olarak, yapının zayıflamasına yol açar (Behr ve ark. 2000; Ergün ve Yenisey 2006).

Fiberlerin rezin ile yeterince doyurulamaması iki ise şekilde açıklanmaktadır: Rezinin fiberi yeterince ıslatamaması ve fiberler arasındaki rezinin polimerizasyon sırasında büzülme göstermesi (Miettinen ve ark. 1997; Narva ve ark. 2001).

• **Fiberlerin Rezin Matrikse Adezyonu**

Fiber alt yapı ile kompozit rezin arasındaki bağlantının en ideal şekilde gerçekleşmesi, restorasyonun başarısını etkileyen en önemli kriterlerden biridir (Lassila ve ark. 2007). Fiber ile matriks arasındaki elastikiyet modülü farkı, ara yüz boyunca oluşan stresi etilememektedir. Matrikse gelen stres ara yüz boyunca fibere iletilir. Uygun adezyon, stresin ara yüz boyunca fibere orantılı olarak dağılmasına olanak sağlar. Fiber ve matriks arasındaki adezyonun iyi olması boşluk oluşumunu da azaltarak su absorpsiyonunu azaltması yönünden de önem taşır (Ellakwa ve ark. 2002a; Chai ve ark. 2005).

Fiberle rezin matriks arasındaki adezyonun sağlanması, fiberlerin zayıf ıslatılabilirlikleri ve düşük yüzey enerjileri nedeniyle zordur. Fiberlerin kimyasal olarak inert yapıda olmaları ve yüzeylerinde polar grupların olmamasından dolayı adezyon

olumsuz yönde etkilenmektedir. Bu nedenle, adezyonu arttırmak amacıyla, üretim sırasında veya kullanım öncesinde çeşitli yüzey uygulamaları yapılmaktadır. Bu uygulamalar; dental adeziv kullanımı, gaz plazma püskürtme, alevle yakma ve radyasyon tedavileridir (Bae ve ark. 2001; Ellakwa ve ark. 2002b; Behr ve ark. 2006; Kolbeck ve ark. 2007).

Fiber ve kompozit rezin arasındaki bağlanma kimyasal ve fiziksel adezyonla sağlanmaktadır. Fiberler metakrilat içeren monomer ile doyurulduğunda kompozit ile mekanik olarak kilitlenir ve kompozitin polimersizasyona girmemiş serbest radikalleri ile polimerizasyona uğrayarak polimer ağ yapısının oluşması ile bağlanma gerçekleşir (Lassila ve ark. 2005).

Fiberle rezin matriks arasındaki adezyonu arttırmak için kullanılan silanlar iki tip kimyasal bağlanma sağlar. Bunlar; cam fiber yüzeyindeki silikaya silanol gruplarının kondansasyon reaksiyonuyla oluşan siloksan köprüleri ve silanol moleküllerinin oluşturduğu hidrojen bağlarıdır. Fiber yüzeyini kaplayan silan, yüzeyin mikro düzeydeki girinti çıkıntılarına kompozitin fiziksel adezyonunu sağlar (Ellakwa ve ark. 2002a; Waki ve ark. 2004). Silanizasyon daha çok cam fiberlerde etkili olduğundan, polietilen fiberlerde adezyonu arttırmak için elektrokimyasal gaz plazma işlemi uygulanmaktadır. Plazma uygulaması ile fiber yüzeyinde polar gruplar oluşturulmuş ve fiberin yüzey enerjisi artırılmış olur (Bae ve ark. 2001).

- **Fiberlerin Su Absorbsiyonu**

Fiberlerin etkili biçimde doyurulamaması sonucu oluşan boşluklar su absorbsiyonunda artışa neden olmaktadır. Bu durumda fiber ile kompozit matriks arasındaki bağlantı bozulur ve restorasyonun mekanik özelliklerinde geri dönüşümsüz azalma meydana gelir (Lassila ve ark. 2002; Chai ve ark. 2005).

2.3.2. Fiber Tipleri

- **Karbon Fiberler**

19. yüzyılın sonlarında ince bambu filizlerinin karbonizasyonu ile elde edilmiştir. Karbon fiberler ilk olarak polimetil metakrilatın kırılma dayanımını arttırmak amacıyla kullanılmıştır (DeBoer ve ark. 1984; Jagger ve ark. 1999). Daha sonraları implant destekli protezlerde ve post olarak kullanıma sunulmuşlardır (Leake ve ark. 1979; Raygot ve ark. 2001).

Rezin içerisine fiberin yerleştirilmesindeki zorluk, fiber ile kaide maddesi birleşim alanlarının cilalanmasındaki problemler, renginden dolayı estetik olmayışı ve diğer fiberlerin alternatif olarak geliştirilmesi sonucu kullanımları azalmıştır (Leake ve ark. 1979; Stipho 1998).

- **Aramid Fiberler**

Kevlar ticari ismi ile üretilen aramid fiberler; yüksek gerilme dayanımları ve elastikiyet moduluslarına rağmen, mikrofibril yapısı nedeni ile sıkıştırma ve bükülmeye karşı diğer fiberlerden daha az dayanım gösterirler. Yüksek ıslanabilirlik özelliklerinden dolayı doyurulma işlemine gerek duyulmamaktadır (Vallittu 1996; Jagger ve ark. 1999).

Aramid fiberler ultraviyole ve görülebilir ışığa maruz kaldıklarında renkleşmeye uğrarlar ve mekanik özelliklerinde azalma meydana gelir. Sarı renkli oluşları estetik olarak ön bölgede kullanımlarını kısıtlamıştır. Cilalanabilme özellikleri zayıftır. Ağız içinde kompozit yüzeyinde ortaya çıkan fiberler, düzensiz bir yüzey oluşturarak hastayı rahatsız eder (Jagger ve ark. 1999; Ellakwa ve ark. 2002a).

- **Polietilen Fiberler**

Polietilenin molekül ağırlığı 1×10^6 g/mol'ü geçtiği zaman ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (UHMWPE) olarak adlandırılır. UHMWPE ortalama 3×10^6 – 6×10^6 g/mol ağırlığında olup, etilenin linear bir homopolimeridir. Sahip olduğu yüksek moleküler ağırlık, polimere yüksek aşınma direnci ve darbe dayanımı özelliklerini verir (Rose ve ark. 1979).

Doğrusal, örgü veya kırılmış formda üretilen polietilen fiberlerin akrilik içerisine ilave edilmesi ile protez kaidesinin güçlendirilmesi amaçlanmıştır. Ancak herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadan akrilik içine ilave edilen polietilen fiberin, düşük yüzey enerjisi nedeniyle materyale adezyonunun düşük olduğu ve yapıyı güçlendirmek yerine zayıflattığı yapılan çalışmalarda saptanmıştır. Bu durumu önlemek amacıyla polietilen fiberler günümüzde; plazma püskürtme, dental adeziv kullanımı gibi yöntemlerle üretilerek adezyonlarının artması sağlanmıştır (Ladizesky ve ark. 1992; Ramos ve ark. 1996; Freilich ve ark. 1998; Jagger ve ark. 1999; Levent ve Karaağaçlıoğlu 2004).

Polietilen fiberler; yumuşak ve bükülebilir ve kolay kırılğan olmayan yapıları, doğal renginin estetik oluşu, çözünmeye karşı dirençli olmaları ve hidrofobik özellikleri

sayesinde direkt ve indirekt restorasyonlarda kolaylıkla ve başarılı bir şekilde kullanılabilirler (Braden ve ark. 1988; Jagger ve ark. 1999; Freilich ve ark. 2000; Ellakwa ve ark. 2002a; Kurt ve ark. 2006).

Piyasada “Ribbond” ticari ismi ile bulunan kilit-dikiş örgü şeklindeki polietilen fiber; core yapımı, periodontal splint, köprü protezi uygulaması, ortodontik uygulamalar, protez tamiri, kompozit rezin restorasyon uygulamalarında kullanılmaktadır. Üretici firma, kullanımdan önce adeziv ile doyurulmasının bağlanmayı arttıracığını ve yüksek dayanım sağlayacağını belirtmiştir (Ribbond; Ribbond Inc., Seattle, WA, USA).

- **Cam Fiberler**

Cam fiberler; doğrusal, örgü veya kırılmış formda bulunurlar. Cam fiberlerin matrikse olan adezyonunu arttırmak amacıyla silan ajanları kullanılmaktadır. Transludent olmaları nedeniyle yüksek estetik özelliklere sahip olan cam fiberler; yüksek esneklik ve direnç özellikleri, doku ile uyumlu olmaları, bağlanma oranlarının yüksek olması gibi özellikleri nedeniyle tercih edilmektedirler (Freilich ve ark. 1998; Vallittu 1998; Freilich ve ark. 2000; Koutayas ve ark. 2000).

Cam fiberlerin E, S, C, M gibi tipleri vardır. E cam bükülme direnci ve çarpma dayanımı en yüksek olan cam fiber tipidir. S cam yüksek elastiklik modulusuna sahip iken C cam ise korozyona karşı oldukça dirençlidir. Diş hekimliğinde en sık kullanılan cam fiber tipi olan E cam 1000-200000 serbest cam fiberinin bir araya gelmesi ile oluşmuştur (Vallittu 1998, 1999; Ellakwa ve ark. 2002a; Obukuro ve ark. 2008).

Piyasada “Interlig” ticari ismi ile bulunan, doyurulma işlemi önceden yapılmış cam fiber liflerinin kompozit içerisine yerleştirilmesi ile elde edilmiş, örgü forma sahip cam fiber ağ örtüler bulunmaktadır (Interlig, Angelus, Londrina PR, BRAZİL).

2.3.3. Fiber Ağların Avantajları

1- Tek seansta tek diş kayıplarının tedavisi gerçekleştirilebilmektedir (Freilich ve ark. 2002; Scribante ve ark. 2006).

2- Tedavi maliyeti geleneksel kuron-köprü protezlerine oranla daha düşüktür (Altieri ve ark. 1994; Vallittu ve Sevelius 2000).

3- Rezin-fiber bağlantısı rezin-metal bağlantısından daha iyidir (Suzuki ve ark. 2006; Lassila ve ark. 2007).

4- Metal içermemesi estetiğinin iyi olmasını sağlar (Freilich ve ark. 1998; Suzuki ve ark. 2006).

5- Metal içermemesi nedeniyle metale bağlı gelişebilen allerjik reaksiyonlar görülmez (Altieri ve ark. 1994; Monaco ve ark. 2003; Scribante ve ark. 2006).

6- Minimal düzeyde bir preparasyon ile restorasyon hazırlanır (Altieri ve ark. 1994; Scribante ve ark. 2006).

7- Yapısında oluşabilecek küçük kırıklar ve bozulmalar ağız içerisinde restoratif kompozitlerle kolaylıkla tamir edilebilmektedir (Rosentritt ve ark. 1998; Freilich ve ark. 2000; 2002).

8- Hareketli bölümlü protez, tam protez ve geçici köprü yapımında kullanılan akrilik polimerin kırılabilirliği fiber kullanımı ile azaltılabilmektedir (Altieri ve ark. 1994; Edelhoff ve ark. 2001).

2.3.4. Fiber Ağlar ile Çalışırken Karşılaşılabilecek Sorunlar

1- Fiber-kompozit sisteminde, kompozitin polimerizasyon büzülmesine bağlı olarak fiber-kompozit ayrılması görülebilir (Freilich ve ark. 2002).

2- Fiber ağlar plak birikimine neden olabilir. Polietilen fiberlerin yüzeyi daha pürüzlü olduğundan, cam fiberlere oranla daha fazla plak birikimi görülür. Cam fiberler ile kompozit ise benzer plak birikimi gösterir (Garoushi ve Vallittu 2006).

3- Fiber ile güçlendirmede el ile manipülasyon zordur. Makasla kesilirken karışabilir ve uygun bölgeye yerleştirmek zor olabilir (Freilich ve ark. 2002).

4- Fiberlerin yetersiz doyurulması sonucu su Emilimi artar ve mekanik özellikleri olumsuz etkilenir (Ergün ve Yenisey 2006; Garoushi ve Vallittu 2006).

5- Fiberlerin yetersiz doyurulması sonucu oluşan boşluklara oral mikroorganizmaların infiltrasyonu sonucu diskolorasyon meydana gelir (Ergün ve Yenisey 2006).

2.3.5. Restorasyonların Fiberle Güçlendirilmesinde Akışkan Kompozit Kullanımı

Kompozitlerin polimerizasyon sırasında büzülme göstermesi, restorasyonun başarısını olumsuz yönde etkileyen en büyük faktörlerden biridir. Polimerizasyon büzülmesi, kompozit materyalinde mikro çatlaklara ve bonding ajanı ile kompozit arasında boşluklar meydana gelmesine, bonding ajanı ile kompozit arasındaki yüzeyde stres birikimine neden olmaktadır (Davidson ve ark. 1984).

Polimerizasyon büzülmesinin yaratabileceği olumsuz etkileri önlemek amacıyla, kompozit materyali ile bonding ajanı arasında “elastik tampon” veya “stres kırıcı” olarak görev yapacak düşük viskoziteli akışkan kompozit kullanımı önerilmektedir (Van Meerbeek ve ark. 1992).

Akışkan kompozitlerin kompozit restorasyonları altında kullanılmasının, kompozitin eğilme direncini arttırdığı, streslerin olumsuz etkilerini azalttığı ve kavite tabanındaki düzensizlikleri giderdiği yapılan çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir (Bayne ve ark. 1998; Taher 2001).

Akışkan kompozit kullanılarak uygulanan fiberle güçlendirilmiş kompozit restorasyonlarının, akışkan kompozit kullanılmadan uygulanan fiber restorasyonlarına oranla daha yüksek eğilme direnci gösterdiği saptanmıştır (Chong ve Chai 2003; Gömeç ve ark. 2005; Candan 2007).

2.4. Dişlerin Kırılma Dayanımlarının Test Edildiği Yöntemler

Hareket eden bir cismi durduran, duran bir cismi hareket ettiren, cisimlerin şekil, yön ve doğrultularını değiştiren etkiye kuvvet denir. Kuvvet karşısındaki madde hareket etmiyorsa, maddede deformasyon görülür. Uluslararası birim sisteminde kuvvet birimi Newton (N)’dur (Asaro ve Lubarda 2006; Roylance 2008; Sakaguchi ve Powers 2012).

Bir maddeye kuvvet uygulandığında, bu kuvvete karşı maddede bir direnç gelişir. Bu iç direnç, stres olarak adlandırılır ve birim alana, büyüklüğü ve yönü belli olan bir kuvvetin uygulanması sonucu elde edilir. Stres birimi megapascal (MPa) olarak ifade edilir (Roylance 2008; Sakaguchi ve Powers 2012).

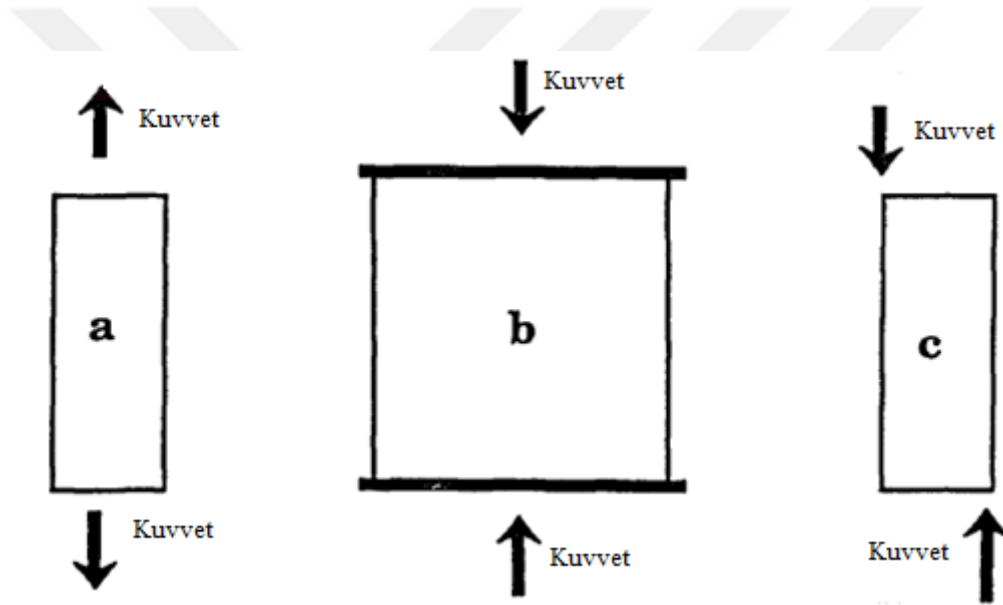
Bir maddeye uygulanan kuvvet sonucu oluşan stres, kuvvetin uygulanma yönüne göre 3 şekilde oluşabilir (Sakaguchi ve Powers 2012; İnan 2015), (Şekil 2.1):

1- Çekme Gerilimi (Tensile Stress): Bir maddeye aynı doğrultuda fakat zıt yönde iki kuvvetin uygulanması veya maddenin bir ucunun sabitlendiği ve diğer ucuna,

sabitlenen ucun aksi yönde kuvvet uygulanması sonucu oluşur. Maddeyi oluşturan moleküller birbirinden ayrılmaya zorlanır.

2- Basma Gerilimi (Compressive Stress): Bir maddeye aynı doğrultuda ve aynı yönde iki kuvvetin uygulanması veya maddenin bir ucunun sabitlendiği ve diğer ucuna, sabitlenen uca doğru kuvvet uygulanması sonucu oluşur. Maddeyi oluşturan moleküller birbirine yaklaştırmaya zorlanır.

3- Makaslama Gerilimi (Shear Stress): Bir maddeye aynı doğrultuda olmayan ancak; aynı düzlemde, birbirine paralel ve zıt yönde iki kuvvetin uygulanması sonucu oluşur. Maddeyi oluşturan moleküller birbiri üzerinde kaymaya zorlanır.



Şekil 2-1: Gerilim tipleri: a) çekme gerilimi b) basma gerilimi c) makaslama gerilimi

2.4.1. Basınç Kuvvetlerine Karşı Dayanım Testi

Bir dental materyalin klinik-mekanik performansının doğru bir şekilde değerlendirilebilmesi için; bilgisayar ortamında oluşturulan simülasyon üzerinde çalışma, in vitro olarak yapılan mekanik testler ve in vivo yapılan çalışmalar kullanılmaktadır (Ferrari ve ark. 2008).

Diş dokularının ve restoratif materyallerin karakteristik özelliklerinin veya bunların birbirleri ile olan ilişkilerinin tespitinde mekanik testler gereklidir. Laboratuvar ortamında gerçekleştirilen bu testler; hızlı sonuç alma, tek değişken etkisini icelme ve

materyalleri karşılaştırılabilme kolaylığı sunmaktadır. Alt ve üst yapı bağlanma başarısının incelendiği mekanik test yöntemleri; çekme, basınç ve makaslama testleridir. Basınca maruz kalan doku ve materyallerin bu kuvvetlere karşı gösterdiği kırılma dayanımı, basınç kuvvetlerine karşı dayanım testleri ile değerlendirilmektedir. Basınç kuvvetlerine karşı dayanım testinde; hazırlanan yüzeyin, üzerine uygulanan taşıyabileceği maksimum basınç kuvveti ölçülmektedir. Bu sınır değer aşıldığında, örnek kırılmaktadır (Anusavice ve ark. 1983, 2007; Van Meerbeek ve ark. 2010).

Dişlerin kırılmaya karşı dayanımları ölçülürken, yükleme koşullarına ilişkin özellikler önem taşımaktadır. Yükleme koşullarını oluşturan faktörler ise yükleme tipi, yükleme hızı, yükleme uygulama alanı, yük uygulama açısı, yük uygulama ucu ve destek dokuların simülasyonudur. Yükleme tipi statik veya dinamik yükleme olarak iki şekilde olabilir. Statik yüklemede yükleme şiddeti 0 Newton'dan başlar ve kırılma gerçekleşene kadar artarak devam eder; böylece maksimum kırılma dayanımı belirlenir. Dinamik yüklemede ise belirlenen kuvvet, dişlere farklı açılarla uygulanmaktadır. Kuvvet; dişin uzun aksına paralel, 30°-45° açıyla ya da tüberkül eğimlerine dik olacak şekilde farklı açılarla iletilebilmektedir. Yükleme hızı ise oral fonksiyonları taklit edebilir nitelikte olmalıdır. Yüksek hız uygulandığında dokuda ve restoratif materyalde homojen olmayan stresler meydana gelirken; düşük hız uygulandığında oral fonksiyonlar taklit edilememiş olur. Bu nedenle, mekanik testlerde uygulanan hız 0.5-2mm/dak aralığında olmalıdır. Yükleme uygulama alanının belirlenmesinde en önemli faktör, fonksiyon sırasında gnatolojik açıdan okluzyonu en iyi şekilde yansıtan yüklemeyi sağlayabilmektir. Ağız ortamında fonksiyon sırasında diş-restorasyon kompleksine çiğneme kuvvetleri vektörel şekilde etki ettiğinden, yükleme sırasında uygulanan kuvvet, dişin uzun aksına paralel olacak şekilde ayarlanmalıdır. Bu sayede, oluşan streslerin, fizyolojik okluzyon simülasyonu şeklinde dağılması sağlanmaktadır (Anusavice ve ark. 2007; Ferrari ve ark. 2008; Sengun ve ark. 2008; Xie ve ark. 2012).

2.4.2. Universal Test Cihazı

Okluzal kuvvetler ağız içerisinde çekme, makaslama ve basınç kuvvetleri ile bu kuvvetlerin bileşkeleri olarak karşımıza çıkmaktadır. Okluzal kuvvetlerin yarattığı streslerin etkilerinin değerlendirilmesi için mekanik testler kullanılmaktadır. Bu testlerin yapıldığı cihaz, universal test cihazı (Şekil 2.2) olarak adlandırılmaktadır (Siso ve ark. 2005).



Şekil 2-2: Universal Test Cihazı

Test uygulanacak olan örnek, yerleştirileceği yuvanın şekline uygun olan bir kalıp içerisine, kuvvet uygulanacak yüzey açıkta kalacak şekilde gömülmektedir. Bu işlemin ardından test cihazına yerleştirilen örneğe; belirlenmiş bir ekseninde, kontrollü bir hızda, bir uç yardımı ile kuvvet uygulanmaktadır. Uygulanan kuvvetin hızı mm/dak olarak ayarlanır. Kuvvetin uygulanmasında kullanılan uçlar yuvarlak, bıçak sırtı veya keski şeklinde olabilir. Kuvvet, restorasyona dik gelecek şekilde veya açı vererek uygulanabilmektedir (Wendt ve ark. 1987; Ausiello ve ark. 1997; Stuart ve ark. 2006; Wilkinson ve ark. 2007; Keshvad ve ark. 2011; Sarıdag ve ark. 2013).

İncelenen örneğin kırılmasına neden olan maksimum kuvvet, test cihazındaki yük hücresi aracılığı ile ölçülerek, bilgisayar programı üzerinde N veya MPa olarak kaydedilir (Hammad ve ark. 2007).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı ve İstanbul Teknik Üniversitesi Makina Fakültesi mukavemet laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmada; kanal tedavisi görmüş ve post operatif kırılma sıklığı oldukça yüksek olan MOD kaviteli maksiller premolar dişlerin restorasyonunda kullanılan iki farklı fiber ağ materyalinin, farklı pozisyonlarda yerleştirilmesi sonucu kırılmaya karşı dayanımı, in vitro koşullarda basınç dayanım testi yöntemi ile universal test cihazında incelenmiştir.

Çalışmada ortodontik nedenle çekilmiş; herhangi bir çürüğü, daha önceden yapılmış restorasyonu, kırık ya da çatlağı olmayan 135 adet üst 1. ve 2. premolar dişler kullanılmıştır (Şekil 3.1).

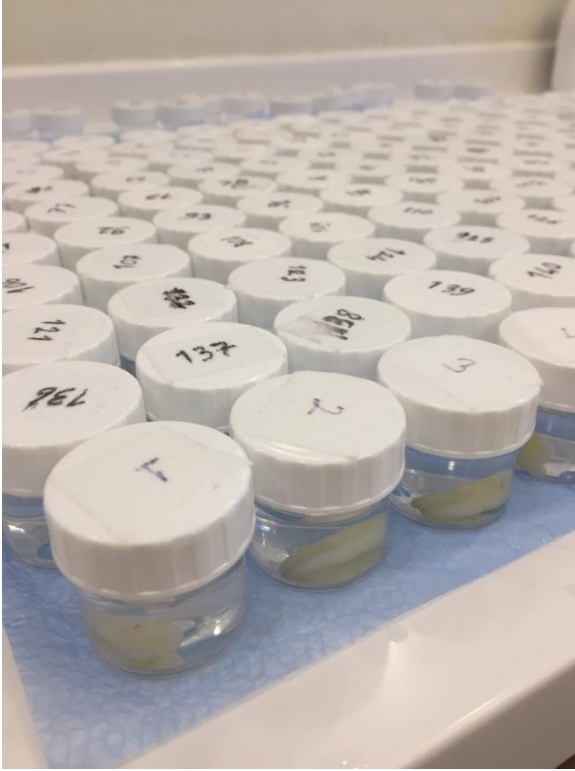


Şekil 3-1: Çalışmada kullanılan diş örnekleri

3.1. Dişlerin Hazırlanması

Çalışmanın hazırlık evresinde, çekim işlemini takiben akan su altında yumuşak doku artıklarından periodontal küret yardımıyla temizlenen tüm dişler, herhangi bir işlem uygulanmadan önce çatlak, kırık, abrazyon, erozyon ve rezorpsiyon açısından, x20 büyütmede stereomikroskop (Olympus, SZ61, Munster, Almanya) altında

incelenmiştir. Seçilen dişler +4°C’de %10’luk formaldehit solüsyonunda 6 ay süre ile saklanmıştır (Şekil 3.2).



Şekil 3-2: Çalışmada kullanılan dişlerin saklanması

Dişlerin boyutsal farklılıklarının çalışma sonucu üzerindeki etkilerini en aza indirebilmek amacıyla, meziodistal ve bukkopalatinal boyutlarına göre her grupta 15 diş olacak şekilde 9 gruba rastgele dağıtılmıştır.

3.2. Grupların Hazırlanması

Çalışmada yer alan dişlere kanal tedavisi uygulamak amacıyla endodontik giriş kaviteleri, su soğutması altında rond ve fissür elmas frezler (SF-12C, MANI Inc., Tochigi, Japan) ile aeratör yardımıyla açılmıştır.

Çalışma boyu #10 numara K file eğe yardımıyla apikal formaneden 1mm geride olacak şekilde belirlenmiştir. Kanallar ProTaper Next (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) döner alet sistemi ile üretici firmanın talimatları doğrultusunda, apikal çap #30 olacak şekilde ve her bir kanal aleti seti en fazla 2 dişte kullanılarak şekillendirilmiştir.

Şekillendirme sırasında kök kanallarının irrigasyonu, her alet kullanımından sonra 2 ml %5,25'lik NaOCl solüsyonu ile gerçekleştirilmiştir. Son yıkama, 2 ml %17'lik EDTA ile irrigasyonu takiben 2ml serum fizyolojik ile gerçekleştirildikten sonra kanallar paper pointler (DiaDent Group International Inc., Chongju City, Korea) yardımıyla kurutulmuştur.

Kök kanal dolgusu AH plus kanal patı (Dentsply De Trey, Konstanz, Germany) ve ProTaper Next X3 guta perka (Dentsply Maileffer, Ballaigues, Switzerland) kullanılarak tek kon yöntemi ile gerçekleştirilmiştir.

Kök kanal dolgusunu takiben, bukkal ve palatinal duvar kalınlığı ekvator hattında $2,5 \pm 0,2$ mm ve kavite tabanı mine-sement bileşimininden 1,5 mm okluzalde olacak şekilde MOD kaviteler hazırlanmıştır. Köklerin etrafı mum ile çevrildikten sonra mine-sement sınırının 1 mm altından akrilik rezin bloklar içerisine gömülmüştür. Akrilik bloklar sıcak su içerisine yerleştirilip mumun uzaklaştırılması sağlandıktan sonra oluşan boşluğa, periodontal ligamenti taklit edebilmek amacıyla polieter ölçü maddesi (Impregum Soft, 3M ESPE, Minnesota, USA) konulmuştur (Şekil 3-3).



Şekil 3-3: Kavite hazırlığı yapılmış dişlerin görünümü

Kavitelerin temizlenip kurulanmasının ardından %35'lik fosforoik asit (Scotch Bond Agent, 3M ESPE, St. Paul, USA) mine dokusuna 30, dentin dokusuna 15 saniye süre ile uygulanmıştır. Asit uygulamasının ardından kavite 10 saniye boyunca hava-

su spreyi ile yıkanmış ve hafif şekilde hava ile kurutulmuştur. Adeziv sistem (Single Bond Universal, 3M ESPE) üretici firmanın talimatları doğrultusunda uygulandıktan sonra halojen ışık cihazı (Optilux 501, Demetron/Kerr Corp., USA) ile 10 saniye polimerize edilmiştir. Bu işlemin ardından dişlere matriks bandı yerleştirilmiştir.

Tüm deney gruplarında ve kontrol grubunda bu aşamaya kadar aynı işlemler uygulanmıştır. Çalışmada polietilen fiber (Ribbond, Ribbond Inc, Seattle, Wa, USA) (Şekil 3.4) ve cam fiber (Interlig, Angelus, Londrina PR, Brazil) (Şekil 3.5) ağ örtülerin 4'er farklı pozisyonda yerleştirilmesi ile toplam 8 deney grubu oluşturulmuştur.



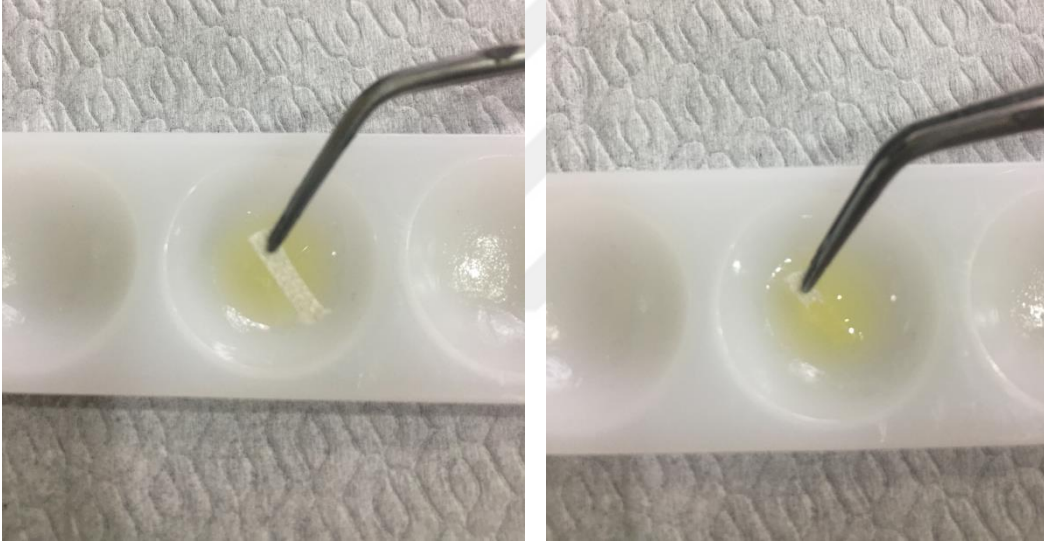
Şekil 3-4: Polietilen fiber ağ



Şekil 3-5: Cam fiber ağ

Deney Grupları:**Polietilen Fiber Ağ Grubu:****1. Grup (Gingival Polietilen Fiber):**

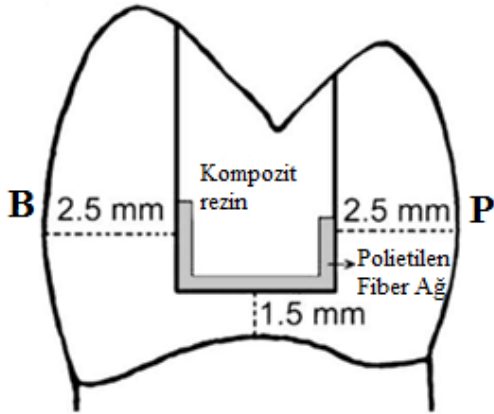
Kavite duvarlarına akıcı kompozit yerleştirme işlemini takiben polimerizasyon işleminden önce; tabanda bukkal ve palatinal kavite duvarlarının 1/3'lük kısmını örtecek şekilde ve uzunlukta ve 2 mm genişliğinde kesilen polietilen fiber ağ (Ribbond, Ribbond Inc, Seattle, Wa, USA) adeziv rezinle doyurulup (Şekil 3.6) bukkopalatinal yönde akıcı kompozit içine adapte edilmiştir (Şekil 3.7). Işıkla polimerize edilmesinin ardından, inkramental teknik ile kompozit rezin restorasyon tamamlanmıştır (Şekil 3.8).



Şekil 3-6: Polietilen fiber ağ örtünün rezinle doyurulması



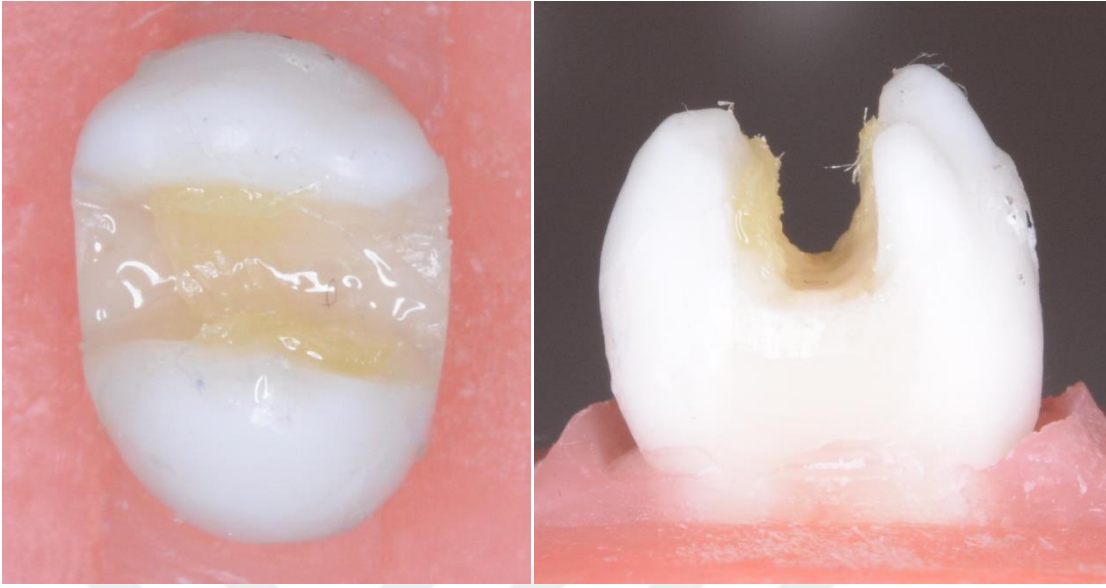
Şekil 3-7: Polietilen fiber ağın gingival yerleşimi



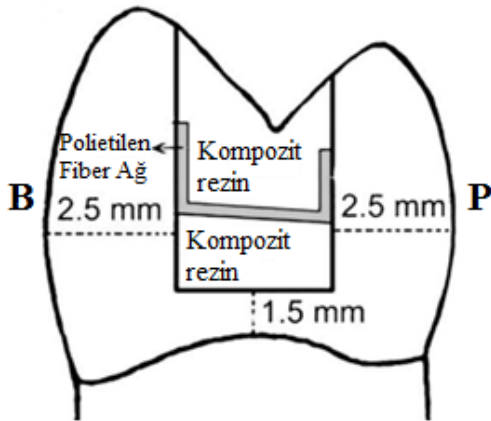
Şekil 3-8: Gingival polietilen fiber ağ içeren restorasyonun şematik görünümü

2. Grup (Orta Polietilen Fiber):

Bu grupta kavite orta 1/3'lük kısma kadar kompozit rezin ile restore edilmiştir. Daha sonra üzerine akıcı kompozit yerleştirme işlemi takiben, bukkal ve palatinal kavite duvarlarının 1/3'ünü örtecek uzunlukta ve 2 mm genişliğinde kesilip adeziv rezinle doyurulan polietilen fiber ağ, bukkopalatinal yönde akıcı kompozit içine adapte edilmiştir (Şekil 3.9). Işıkla polimerize edilmesinin ardından, inkramental teknik ile kompozit restorasyon tamamlanmıştır (Şekil 3.10).



Şekil 3-9: Polietilen fiber ağın orta 1/3 yerleşimi

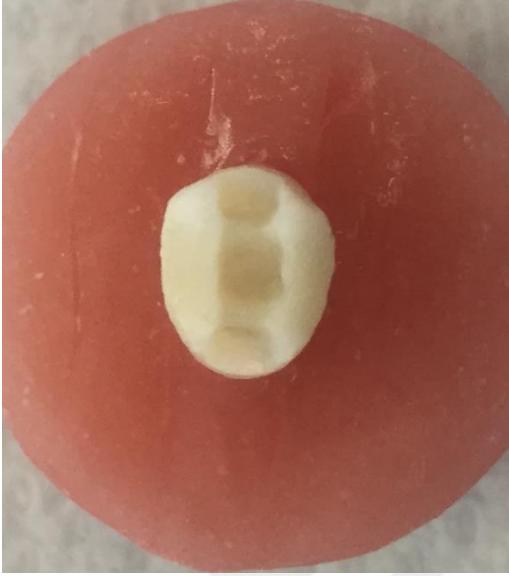


Şekil 3-10: Orta 1/3 polietilen fiber ağ içeren restorasyonun şematik görünümü

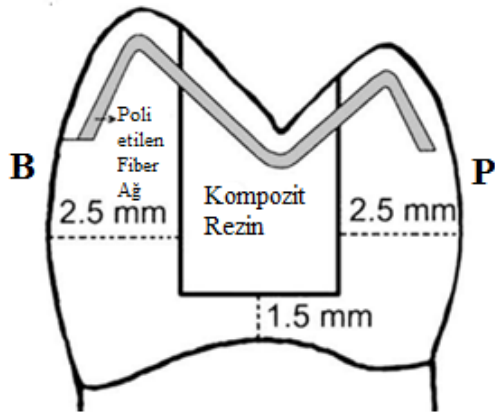
3. Grup (Oklüzal Polietilen Fiber):

Bu grupta kavitenin tamamı kompozit rezin ile restore edilmiştir. Daha sonra bukkopalatinal yönde, tüberkül tepelerinden geçecek şekilde, 2 mm genişliğinde ve 1 mm derinliğinde oluk hazırlanmıştır. Olukların bitim noktası bukkal ve palatinal duvarların oklüzal 1/3'ü olarak belirlenmiştir (Şekil 3.11). Hazırlanan oluk tabanına akıcı kompozit yerleştirilmesini takiben polietilen fiber ağ adapte edildikten sonra

polimerize edilmiştir. Açıkta kalan fiber ağ yüzeyi kompozit rezin ile doldurularak restorasyon tamamlanmıştır (Şekil 3.12).



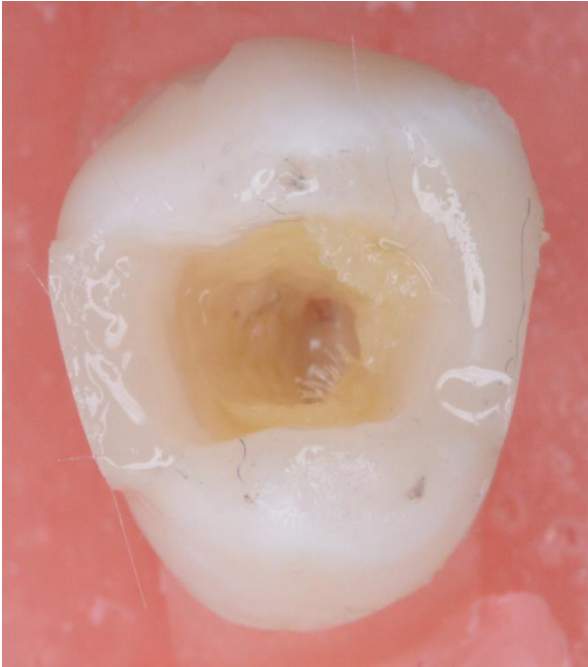
Şekil 3-11: Oklüzal polietilen fiber ağ grubu için hazırlanan oluk örneği



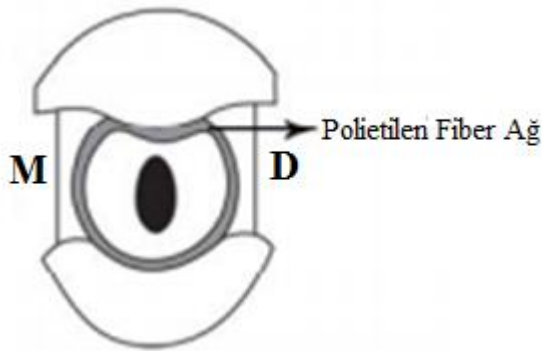
Şekil 3-12: Oklüzal polietilen fiber ağ içeren restorasyonun şematik görünümü

4. Grup (Çevresel Polietilen Fiber):

Kavitenin mezial ve distal kenarlarına proksimal yüzeylerin oluşturulması amacıyla $1\pm 0,5$ mm kalınlığında kompozit rezin konulup polimerize edilmiş ve bir set oluşturulmuştur. Böylece fiber ağın temas edip tutunacağı bir ön yüzey elde edilmiştir. Ardından kavite duvarlarına çevresel olarak akıcı kompozit yerleştirilip, akıcı kompozit içine yine çevresel olarak polietilen fiber ağ adapte edildikten sonra polimerizasyon gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.13). Geri kalan kısmın restorasyonu kompozit rezin kullanılarak tamamlanmıştır (Şekil 3.14).



Şekil 3-13: Polietilen fiber ağın çevresel yerleşimi



Şekil 3-14: Çevresel polietilen fiber ağ içeren restorasyonun şematik görünümü

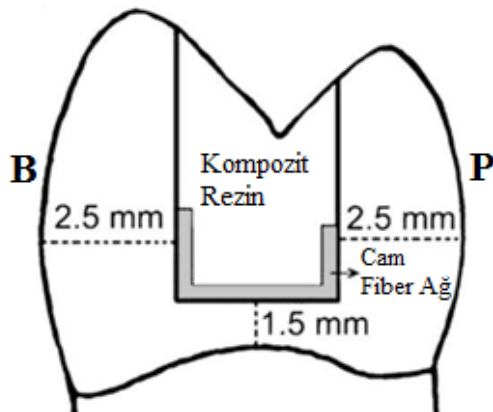
Cam Fiber Ağ Grubu:

5. Grup (Gingival Cam Fiber):

Kavite duvarlarına akıcı kompozit yerleştirme işlemini takiben polimerizasyon işleminden önce; tabanda bukkal ve palatinal kavite duvarlarının 1/3'lük kısmını örtecek şekilde ve uzunlukta ve 2 mm genişliğinde kesilen cam fiber ağ (Interlig, Angelus, Londrina PR, Brazil) bukkopalatinal yönde akıcı kompozit içine adapte edilmiştir (Şekil 3.15). Işıkla polimerize edilmesinin ardından, inkramental teknik ile kompozit restorasyon tamamlanmıştır (Şekil 3.16).



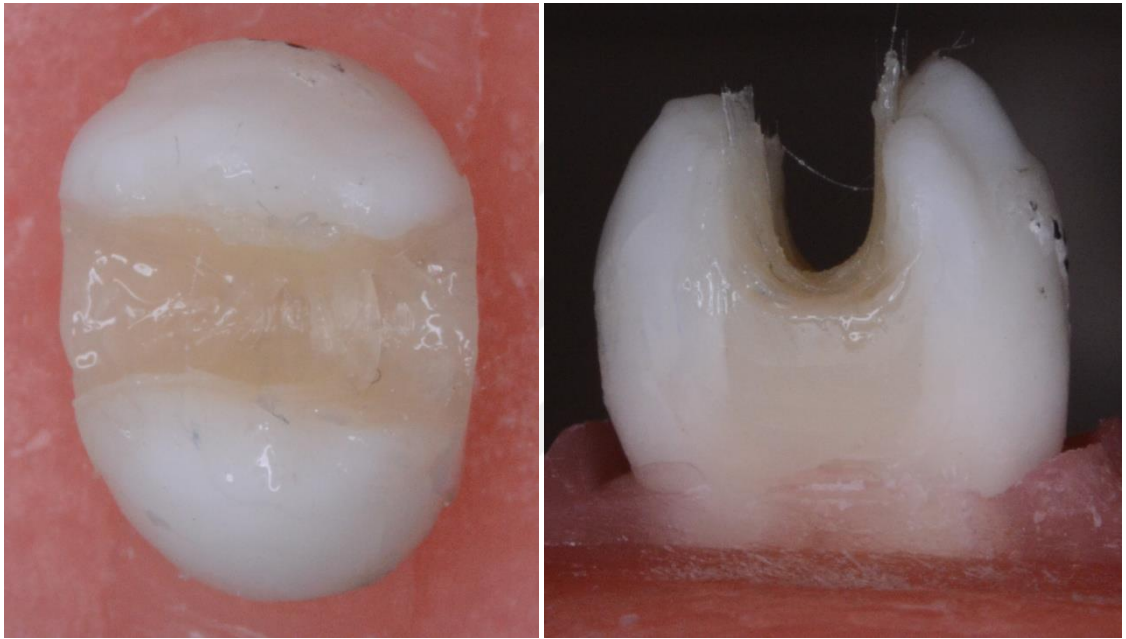
Şekil 3-15: Cam fiber ağın gingival yerleşimi



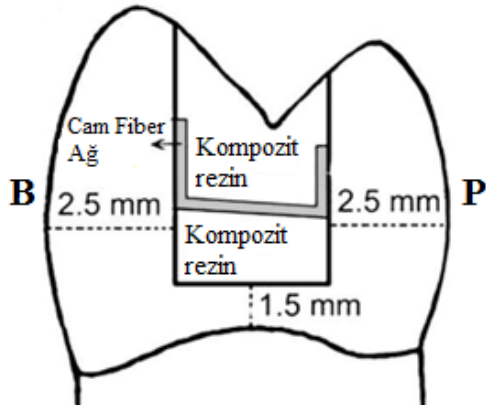
Şekil 3-16: Gingival cam fiber ağ içeren restorasyonun şematik görünümü

6. Grup (Orta Cam Fiber):

Bu grupta kavite orta 1/3'lük kısma kadar kompozit rezin ile restore edilmiştir. Daha sonra üzerine akıcı kompozit yerleştirme işlemi takiben, bukkal ve palatinal kavite duvarlarının 1/3'ünü örtecek uzunlukta ve 2 mm genişliğinde kesilen cam fiber ağ, bukkopalatinal yönde akıcı kompozit içine adapte edilmiştir (Şekil 3.17). Işıkla polimerize edilmesinin ardından, inkramental teknik ile kompozit restorasyon tamamlanmıştır (Şekil 3.18).



Şekil 3-17: Cam fiber ağın orta 1/3 yerleşimi



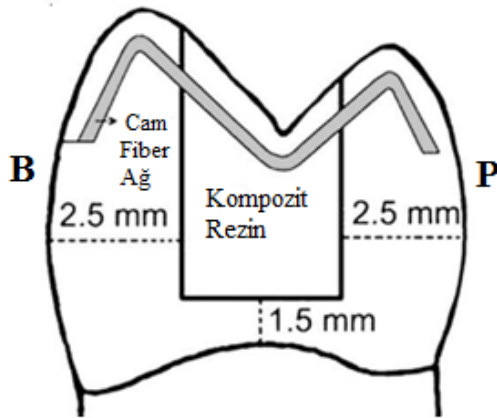
Şekil 3-18: Orta 1/3 cam fiber ağ içeren restorasyonun şematik görünümü

7. Grup (Okluzal Cam Fiber):

Bu grupta kavitenin tamamı kompozit rezin ile restore edilmiştir. Daha sonra bukkopalatinal yönde, tüberkül tepelerinden geçecek şekilde, 2 mm genişliğinde ve 1 mm derinliğinde oluk hazırlanmıştır. Olukların bitim noktası bukkal ve palatinal duvarların okluzal 1/3'ü olarak belirlenmiştir (Şekil 3.19). Hazırlanan oluk tabanına akıcı kompozit yerleştirilmesini takiben cam fiber ağ adapte edildikten sonra polimerize edilmiştir. Açıkta kalan cam fiber ağ yüzeyi kompozit rezin ile doldurularak restorasyon tamamlanmıştır (Şekil 3.20).



Şekil 3-19: Oklüzal cam fiber ağ grubu için hazırlanan oluk örneği



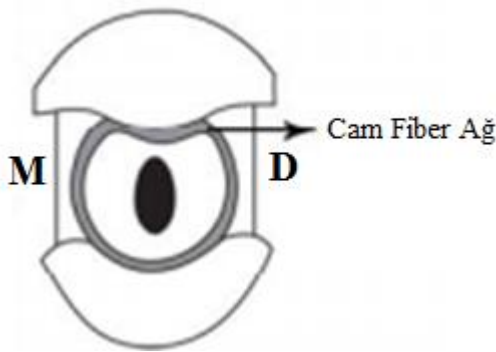
Şekil 3-20: Oklüzal cam fiber ağ içeren restorasyonun şematik görünümü

8. Grup (Çevresel Cam Fiber):

Kavitenin mezial ve distal kenarlarına proksimal yüzeylerin oluşturulması amacıyla $1\pm0,5$ mm kalınlığında kompozit rezin konulup polimerize edilmiş ve bir set oluşturulmuştur. Böylece fiber ağın temas edip tutunacağı bir ön yüzey elde edilmiştir. Ardından kavite duvarlarına çevresel olarak akıcı kompozit yerleştirilip, akıcı kompozit içine yine çevresel olarak cam fiber ağ adapte edildikten sonra polimerizasyon gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.21). Geri kalan kısmın restorasyonu kompozit rezin kullanılarak tamamlanmıştır (Şekil 3.22).



Şekil 3-21: Cam fiber ağın çevresel yerleşimi



Şekil 3-22: Çevresel cam fiber ağ içeren restorasyonun şematik görünümü

Kontrol Grubu:

Kavitenin tabanına 1mm kalınlığında akışkan kompozit materyali (Filtek Ultimate Flowable, 3M ESPE) uygulanıp 20 saniye ışıkla polimerize edilmiştir. Kontrol grubundaki dişlere herhangi bir fiber ağ örtü uyulaması yapılmamıştır ve kompozit reçine materyalinin (Filtek Z250, 3M ESPE) inkramental teknik ile yerleştirilmesi ile restorasyon tamamlanmıştır (Şekil 3.23).



Şekil 3-23: Kontrol grubu örneği

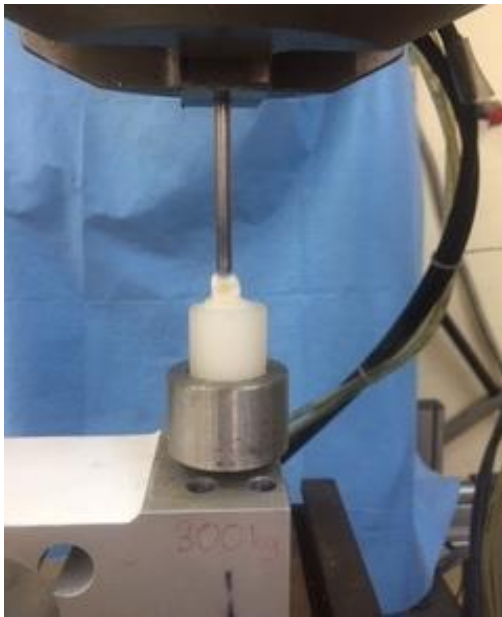
Tüm gruplarda restorasyonun bitirilmesini takiben matriks bandı çıkarıldıktan sonra, mezial ve distal yüzeylerden ışık uygulanarak polimerizasyonun tamamlanması sağlanmıştır. Armut frezler yardımı ile kavite yüzeyi düzenlenip polisaj yapılmıştır.

Kuvvet yüklemesi yapılmadan önce, normal koşulları taklit edebilmek amacıyla dişler 37 °C’de 24 saat süre ile etüvde bekletilmiştir (Şekil 3.24).

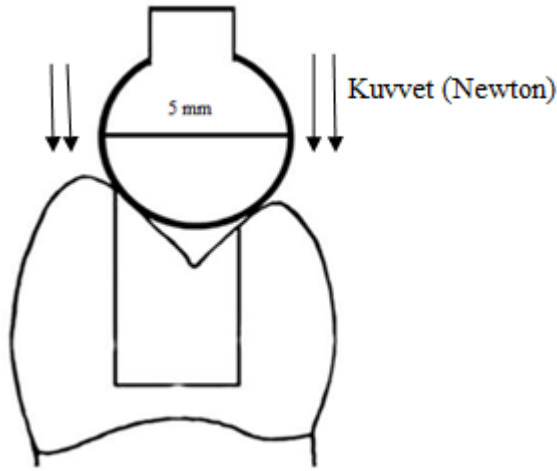


Şekil 3-24: Dişlerin etüvde bekletilmesi

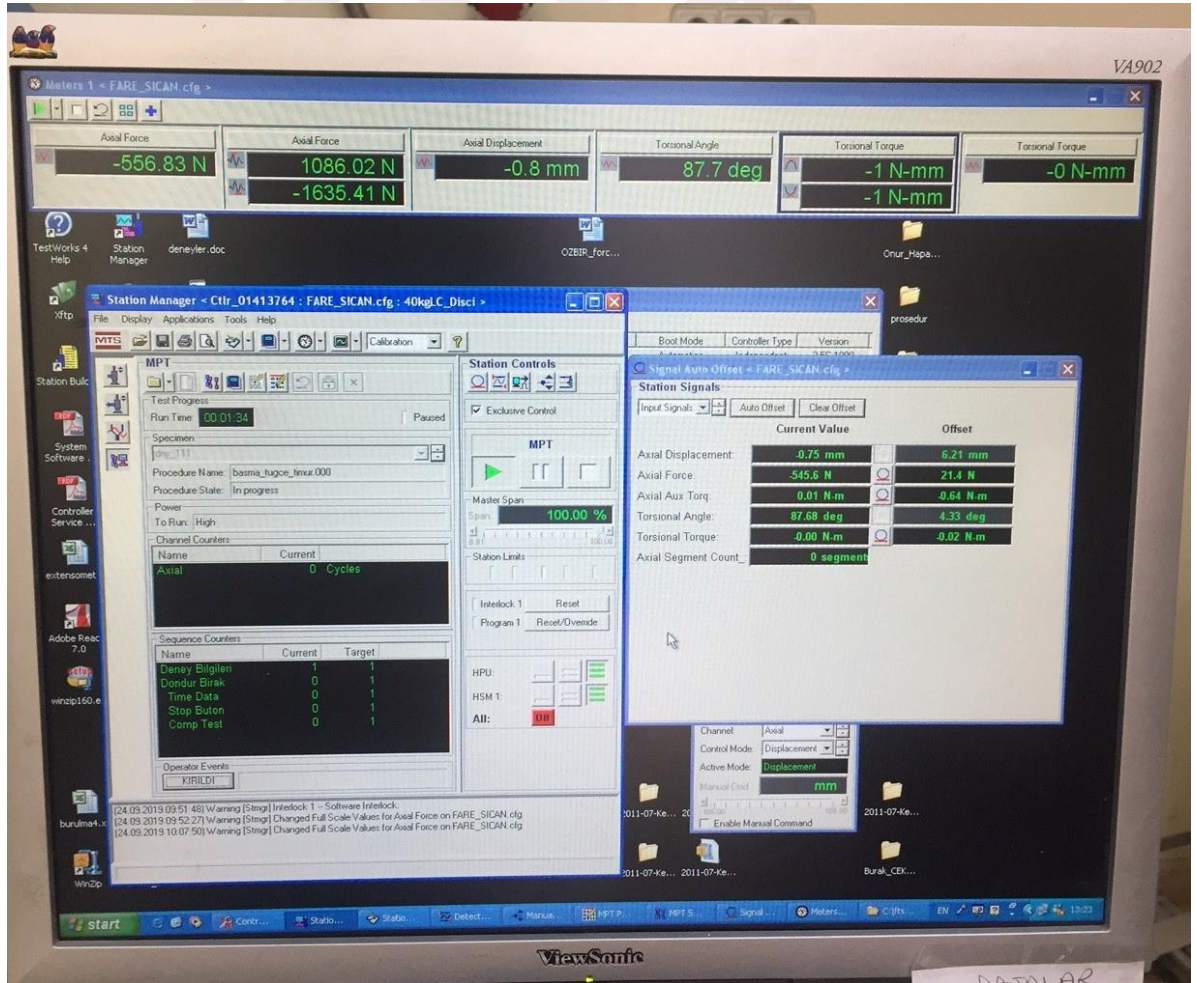
Örnekler universal test cihazına (858 Mini Bionix II, MTS, MN, USA) yerleştirilmiştir (Şekil 3.25). Kuvvet uygulayacak 5 mm çapındaki paslanmaz çelik bar dişin uzun eksenine paralel olacak şekilde konumlandırılmış; bukkal ve palatinal tüberkül eğimlerine degecek şekilde ortalanmıştır (Şekil 3.26). Bu bar yardımı ile 0,5 mm/dak hızında vertikal yönde sürekli basma kuvveti uygulanmıştır. Kırılmanın meydana geldiği kuvvet Newton cinsinden kayıt altına alınmıştır (Şekil 3.27).



Şekil 3-25: Universal test cihazına yerleştirilmiş örnek



Şekil 3-26: Örneklerle vertikal yönde kuvvet uygulanması



Şekil 3-27: Uygulanan kuvvetin bilgisayar üzerinde tespit edilmesi

3.3. İstatistiksel Analiz

Çalışmada elde edilen bulguların değerlendirilmesinde kullanılan istatistiksel analizler SPSS versiyon 17.0 programı yardımıyla gerçekleştirilmiştir. Değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu, histogram grafikleri ve Kolmogorov-Smirnov testi ile incelenmiştir. Tanımlayıcı analizler sunulurken ortalama, standart sapma, ortanca değerler kullanılmıştır. Ölçülen değerler iki grup arasında değerlendirilirken Mann Whitney U Testi, ikiden fazla grup arasında değerlendirilirken ise Kruskal Wallis testi kullanılmıştır. P değerinin 0,05'in altında olduğu durumlar istatistiksel olarak anlamlı, 0,01'in altında olduğu durumlar ileri düzeyde istatistiksel olarak anlamlı, 0,001'in altında olduğu durumlar ise çok ileri düzeyde istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar şeklinde değerlendirilmiştir.

4. BULGULAR

Tüm deney gruplarına ve kontrol grubuna ait kırılmaların meydana geldiği kuvvetler Newton cinsinden kayıt edilmiştir. P değerinin; 0,05'ten küçük olduğu durumlar istatistiksel olarak anlamlı, 0,01'den küçük olduğu durumlar ileri düzeyde anlamlı, 0,001'den küçük olduğu durumlar çok ileri düzeyde anlamlı olarak kabul edilmiştir.

Polietilen fiber ağ örtünün gingival olarak uygulandığı 1. grupta ortalama kırılma kuvveti $1337,09 \pm 323,40$ N olarak tespit edilmiştir.

Polietilen fiber ağ örtünün orta bölüme uygulandığı 2. grupta ortalama kırılma kuvveti $1419,03 \pm 381,53$ N olarak tespit edilmiştir.

Polietilen fiber ağ örtünün oklüzal olarak uygulandığı 3. grupta ortalama kırılma kuvveti $1494,22 \pm 353,33$ N olarak tespit edilmiştir.

Polietilen fiber ağ örtünün çevresel olarak uygulandığı 4. grupta ortalama kırılma kuvveti $1380,29 \pm 335,48$ N olarak tespit edilmiştir.

Cam fiber ağ örtünün gingival olarak uygulandığı 5. grupta ortalama kırılma kuvveti $1525,51 \pm 359,12$ N olarak tespit edilmiştir.

Cam fiber ağ örtünün orta bölüme uygulandığı 6. grupta ortalama kırılma kuvveti $1520,48 \pm 525,33$ N olarak tespit edilmiştir.

Cam fiber ağ örtünün oklüzal olarak uygulandığı 7. grupta ortalama kırılma kuvveti $1584,21 \pm 255,70$ N olarak tespit edilmiştir.

Cam fiber ağ örtünün çevresel olarak uygulandığı 8. grupta ortalama kırılma kuvveti $1414,43 \pm 322,51$ N olarak tespit edilmiştir.

Herhangi bir fiber ağ örtünün uygulanmadan kompozit ile restore edilen kontrol grubunda ortalama kırılma kuvveti $974,93 \pm 445,75$ N olarak tespit edilmiştir.

Polietilen fiber ağ örtü uygulanan grupların birbirleri arasındaki karşılaştırmalar Kruskal Wallis testi ile yapılmış ve elde edilen bulgular Tablo 4.1’de gösterilmiştir.

Tablo 4-1: Polietilen fiber ağ gruplarına ait ortalama kırılma değerleri (Newton)

	Ortalama	Standart Sapma	Medyan
Gingival Polietilen Fiber Ağ	1337,09	±323,40	1408,39
Orta Polietilen Fiber Ağ	1419,03	±381,53	1288,39
Oklüzal Polietilen Fiber Ağ	1494,22	±353,33	1527,15
Çevresel Polietilen Fiber Ağ	1380,29	±335,48	1363,44

P=0,781 (Kruskal Wallis Testi)

Buna göre; polietilen fiber ağ uygulanan 4 grupta ölçülen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($P>0,05$).

Cam fiber ağ örtü uygulanan grupların birbirleri arasındaki karşılaştırmalar Kruskal Wallis testi ile yapılmış ve elde edilen bulgular Tablo 4.2’de gösterilmiştir.

Tablo 4-2: Cam fiber ağ gruplarına ait ortalama kırılma değerleri (Newton)

	Ortalama	Standart Sapma	Medyan
Gingival Cam Fiber Ağ	1525,51	±359,12	1519,22
Orta Cam Fiber Ağ	1520,48	±525,33	1691,68
Oklüzal Cam Fiber Ağ	1584,21	±255,70	1594,38
Çevresel Cam Fiber Ağ	1414,43	±322,51	1335,11

P=0,374 (Kruskal Wallis Testi)

Buna göre; cam fiber ağ uygulanan 4 grupta ölçülen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($P>0,05$).

Polietilen fiber ağ örtü uygulanan gruplar ve cam fiber ağ örtü uygulanan grupların ortalama kırılma değerlerinin genel olarak birbirleriyle ve bunun yanında kontrol grubu ile karşılaştırılmasında Mann Whitney U testi kullanılmıştır.

Her iki fiber ağ grubunun ortalama kırılma değerlerinin birbirleri ile karşılaştırılmasından elde edilen bulgular Tablo 4.3'te gösterilmiştir.

Tablo 4-3: Polietilen ve cam fiber ağ gruplarına ait ortalama kırılma değerleri (Newton)

	Ortalama	Standart Sapma	Medyan
Polietilen Fiber Ağ Grubu	1407,66	±345,08	1413,13
Cam Fiber Ağ Grubu	1511,16	±374,29	1496,93

P=0,106 (Mann Whitney U Testi)

Buna göre; her iki fiber ağ grubu arasında ölçülen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($P>0,05$).

Her iki fiber ağ grubunun ortalama kırılma değerlerinin kontrol grubu ile karşılaştırılmasından elde edilen bulgular Tablo 4.4'te gösterilmiştir.

Tablo 4-4: Kontrol grubu ile deney gruplarına ait ortalama kırılma değerleri (Newton)

	Ortalama	Standart Sapma	Medyan	P
Kontrol Grubu	974,93	$\pm 445,75$	1092,67	
Polietilen Fiber Ağ Grubu	1407,66	$\pm 345,08$	1413,13	0,002(a)
Cam Fiber Ağ Grubu	1511,16	$\pm 374,29$	1496,93	<0,001(b)

P(a)<0,01, P(b)<0,001 (Mann Whitney U Testi)

Buna göre; polietilen fiber ağ örtü grubundan elde edilen ortalama kırılma değeri (1407,66 $\pm$ 345,08), kontrol grubundan elde edilen ortalama kırılma değerinden (974,93 $\pm$ 445,75) daha yüksektir ve bu durum istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı bir sonuç ortaya koymaktadır ($P_{(a)} < 0,01$).

Bunun yanında; cam fiber ağ örtü grubundan elde edilen ortalama kırılma değeri de (1511,16 $\pm$ 374,29), kontrol grubundan elde edilen ortalama kırılma değerinden (974,93 $\pm$ 445,75) daha yüksektir ve bu durum istatistiksel olarak çok ileri düzeyde anlamlı bir sonuç ortaya koymaktadır ($P_{(b)} < 0,001$).

Her iki fiber ağ grubunun alt grupları olan gingival, orta, oklüzal ve çevresel fiber ağ gruplarının kırılma değerlerinin birbirleri arasındaki karşılaştırmalarında yine Mann Whitney U testi kullanılmıştır ve elde edilen karşılaştırma bulguları Tablo 4.5-6-7-8’de gösterilmiştir.

Tablo 4-5: Gingival fiber ağ gruplarına ait ortalama kırılma değerleri (Newton)

	Ortalama	Standart Sapma	Medyan
Gingival Polietilen Fiber Ağ Grubu	1337,09	±323,40	1498,39
Gingival Cam Fiber Ağ Grubu	1525,51	±359,12	1519,28

P=0,101 (Mann Whitney U Testi)

Buna göre; fiber ağ örtülerin gingival olarak uygulandığı her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($P>0,05$).

Tablo 4-6: Orta fiber ağ gruplarına ait ortalama kırılma değerleri (Newton)

	Ortalama	Standart Sapma	Medyan
Orta Polietilen Fiber Ağ Grubu	1419,03	±381,53	1288,19
Orta Cam Fiber Ağ Grubu	1520,48	±525,33	1691,68

P=0,419 (Mann Whitney U Testi)

Buna göre; fiber ağ örtülerin orta bölgede uygulandığı her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($P>0,05$).

Tablo 4-7: Oklüzal fiber ağ gruplarına ait ortalama kırılma değerleri (Newton)

	Ortalama	Standart Sapma	Medyan
Oklüzal Polietilen Fiber Ağ Grubu	1494,22	±353,33	1527,15
Oklüzal Cam Fiber Ağ Grubu	1584,21	±255,70	1594,38

P=0,468 (Mann Whitney U Testi)

Buna göre; fiber ağ örtülerin oklüzal bölgede uygulandığı her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($P>0,05$).

Tablo 4-8: Çevresel fiber ağ gruplarına ait ortalama kırılma değerleri (Newton)

	Ortalama	Standart Sapma	Medyan
Çevresel Polietilen Fiber Ağ Grubu	1380,29	±335,48	1363,44
Çevresel Cam Fiber Ağ Grubu	1414,43	±322,51	1335,11

P=0,950 (Mann Whitney U Testi)

Buna göre; fiber ağ örtülerin çevresel olarak uygulandığı her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($P>0,05$).

5. TARTIŞMA

Endodontik tedavi sonrasında; çürük, travma, eski restorasyonların varlığı, endodontik giriş kavitesinin hazırlanması gibi nedenlerle meydana gelen geniş madde kayıplarının çiğneme kuvvetlerine karşı diş dayanımında azalmaya neden olduğu bilinmektedir (Mondelli ve ark. 1980; Gelb ve ark. 1986; Joynt ve ark. 1987; El-Sherif ve ark. 1988; Jagadish ve Yogesh 1990; Bader ve ark. 2004). Standart bir endodontik giriş kavitesi açıldığında tüberkül dayanıklılığında %50 oranında azalma meydana gelirken, kavite preparasyonu genişledikçe tüberkül dayanımının %80'lere varan oranda azaldığı tespit edilmiştir (Bader ve ark. 2001). Özellikle MOD kavite varlığında dişlerin kırılmaya karşı direncinin daha da azaldığı bir çok çalışmada gösterilmiştir (Gelb ve ark. 1986; Joynt ve ark. 1987; Reeh ve ark. 1989b; Pilo ve ark. 1998). MOD kavite preparasyonlarının ardından post operatif kırılma sıklığının artması, araştırmacıları bağlantı dayanımlarının artması yönündeki çalışmalara yönlendirmiştir.

Dental ark içinde anterior ve posterior bölgede etki eden çiğneme kuvvetleri farklı büyüklük ve yönlerdedir. Anterior bölgedeki dişler daha çok lateral kuvvetlere ve makaslama kuvvetlerine maruz kalırken, posterior bölgedeki dişler vertikal yöndeki çiğneme kuvvetlerine daha çok maruz kalmaktadırlar. Kuronal bölgede kalan dentin kalınlığı azaldıkça, gelen kuvvetler karşısında dişlerin kırılmaya karşı direnç kapasitesinde de azalma meydana gelmektedir (Tjan ve Whang 1985; Assif ve Gorfil 1994; Yalçın ve ark. 2005; Nissan ve ark. 2008). Endodontik tedavi amacıyla açılan giriş kavitesi preparasyonu sonucunda meydana gelen dentin miktarındaki azalma; tüberkül kırığı, kuron kırığı, vertikal kök kırığı gibi istenmeyen durumlara yol açabilmektedir. Bunun yanında, dişlerin anatomik yapıları ve zayıflığı da kırılma direncini etkileyen diğer faktörlerdir. Kanal tedavisi görmüş ve MOD kaviteli maksiller premolar dişlerin kırılmaya karşı daha düşük direnç gösterdiği çeşitli çalışmalarda tespit edilmiştir (Cavel ve ark. 1985; Eakle 1986a; Trope ve ark. 1986; Lagouvardos ve ark. 1989; Tamse ve ark. 1998; Schwartz ve Robbins 2004; Soares ve ark. 2008a; Taha ve ark. 2009). Bu nedenle çalışmamızda kanal tedavisi görmüş ve post operatif kırılma sıklığı oldukça yüksek olan MOD kaviteli maksiller premolar dişler kullanılmıştır.

Çalışmalarda standardizasyonun sağlanabilmesi amacıyla çürüksüz ve restorasyonsuz dişler tercih edilmektedir (Retief 1991). Bu nedenle bizim çalışmamızda

da ortodontik nedenle çekilmiş çürüksüz, herhangi bir restorasyonu bulunmayan, kırık ya da çatlak olmayan dişler tercih edilmiştir.

Yapılan in vitro çalışmalarda; çekilen dişlerin hemen kullanılmayıp bir süre bekletilmesi nedeniyle, dehidrate olmalarını engellemek amacıyla %10 formaldehit içeren distile suda saklanabileceği önerilmiştir (Aquilino ve ark. 1987; Titley ve ark. 1998; Tosun ve ark. 2005). Bu nedenle çalışmamızda kullandığımız dişler preparasyon yapıldıktan sonra +4°C'de %10'luk formaldehit solüsyonunda, preparasyondan sonra ise kırılma testi yapılmaya kadar etüv içerisinde 24 saat 37°C'de %100 nemli ortamda bekletilmiştir.

Endodontik tedavinin en önemli aşamalarından birini kök kanallarının şekillendirilmesi oluşturmaktadır. Kök kanallarının orjinal şekline sadık kalınarak yeterli genişlikte şekillendirilmesi ile etkili bir irrigasyon sağlanıp, ideal kök kanal dolgusunun yapılabilmesi amaçlanmaktadır (Goel ve ark. 2005). Şekillendirme için geleneksel olarak paslanmaz çelik el eğelerinin kullanılmasının çeşitli handikapları bulunmaktadır. Paslanmaz çelik el aletlerinin boyutları arttıkça esneklikleri azalmakta, eğimli kök kanalları içerisinde dönme hareketi yapmalarını kısıtlamaktadır. Bu nedenle, eğimli kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında zip, dirsek, basamak oluşumu ya da transportasyon veya perforasyon gibi komplikasyonlar görülebilmektedir (Weine ve ark. 1975; Hülsmann ve ark. 2005; Kuzekanani 2018).

Paslanmaz çelik el aletlerinin neden olduğu komplikasyonları azaltabilmek, kanal preparasyonu sırasında daha az alet kullanımı ile zamandan tasarruf sağlayabilmek ve daha etkili bir şekillendirme yapabilmek amacıyla günümüzde nikel-titanyum (NiTi) alaşımından üretilmiş döner aletler popülerlik kazanmıştır (Walia ve ark. 1988; Kuzekanani 2018). NiTi döner aletlerin elastik özellikleri sayesinde, paslanmaz çelik el aletlerine göre daha yüksek esneklik ve bükülebilme özelliği gösterdiği ve eğimli kök kanallarında, kök kanalının orjinal şeklini koruduğu bir çok çalışmada tespit edilmiştir (Kosa ve ark. 1999; Thompson 2000; Schäfer ve Lohmann 2002; Schäfer ve Florek 2003; Peters 2004). Maksiller premolar dişlerin köklerinin genellikle eğimli olması ve paslanmaz çelik el aletleri ile eğimli kanalları şekillendirme sırasında oluşabilecek komplikasyonların minimuma indirilebilmesi amacıyla çalışmamızda NiTi döner alet sistemi tercih edilmiştir.

NiTi döner alet sistemlerinin kanal preparasyonu sırasında kök dentininde mikro çatlaklara, çatlaklara veya vertikal kök kırıklarına neden olabileceği bilinmektedir. Taper açısının artması ile birlikte çatlak oluşma insidansının da arttığı yapılan çeşitli çalışmalarda saptanmıştır (Bier ve ark. 2009; Zare Jahromi ve ark. 2011; Priya ve ark. 2014; Khoshbin ve ark. 2018).

ProTaper Next döner alet sisteminde taper açısı sabit değildir ve aletin çalışan kısımları boyunca değişkendir. Değişken taper açısı, süperelastik özelliği ve yüksek yorgunluk direnci sayesinde; eğe ile kök dentini arasında stres oluşumunun azaldığı ve diğer döner alet sistemleri ile karşılaştırıldığında kök dentin yüzeyinde daha az mikro çatlak oluşma neden olduğu gösterilmiştir (Çapar ve ark. 2014; Çiçek ve ark. 2015; Khalap ve ark. 2015; Li ve ark. 2015; Gavini ve ark. 2018). Bu bilgilere dayanarak çalışmamızda şekillendirme sistemi olarak ProTaper Next döner alet sistemi kullanılmıştır.

Kanal tedavisi sırasında mekanik şekillendirme ve kimyasal irrigasyon ile bakteri kontaminasyonunda maksimum düzeyde azalma beklenmektedir. Bu amaçla apikal genişletme yapılarak irrigasyon ajanlarının apikal bölgedeki etkinliği arttırılmaya çalışılmaktadır. Ancak; daha büyük çaplı enstrüman kullanımı kanal aletinin esnekliğinin azalmasına ve özellikle eğimli kanallarda merkezden uzaklaşmasına neden olmaktadır. Bu da kanal duvarının bir yüzeyinden fazla miktarda dentin kaldırılarak kökün zayıflamasına yol açmaktadır (Lim ve Stock 1987; Akhlaghi ve ark. 2010; Elayouti ve ark. 2011). Basınç kuvvetlerine karşı dayanımın incelendiği çalışmalarda, kanal tedavisi uygulamasında apikal çapın #30, 35 veya 40 olarak belirlendiği çeşitli çalışmalar mevcuttur (Belli ve ark. 2005a, 2006b; Nicola ve ark. 2016; Aslan ve ark. 2018; Hshad ve ark. 2018). Ancak; maksiller premolar dişlerin kullanıldığı kırılma dayanımı testlerinde, bu dişlerin köklerinin ince ve kıvrık olmasından dolayı apikal çap #30 olacak şekilde şekillendirme tamamlanması önerilmektedir (Gulabivala ve ark. 2005; Versluis ve ark. 2006; Oskoe ve ark. 2009; Atalay ve ark. 2016; Miao ve ark. 2016). Bu bilgilerin ışığında bizim çalışmamızda da apikal çap #30 olacak şekilde şekillendirme yapılmıştır.

Kanal tedavisi sırasında uygulanan etkili bir irrigasyon protokolü ile mikroorganizmaların öldürülmesi, nekrotik ve iltihaplı dokular ile dentin kalıntılarının uzaklaştırılması sağlanır. Bu amaçla kullanılan NaOCl; organik doku çözücü etkisi olan

ve yüksek antimikrobiyal etkinliği olan bir irrigasyon ajanıdır (Çobankara ve ark. 2010; Stojicic ve ark. 2010).

Kanalların şekillendirilmesi esnasında kanal duvarlarında oluşan smear tabakası; kanal içi medikamentlerin dentin tübülleri içerisine penetrasyonuna engel olmakla birlikte, kök kanalı dolgu materyallerinin kanal duvarlarına adaptasyonunu da etkileyerek mikromekanik bağlanma kuvvetini azaltmaktadır (Lester ve Boyde 1977; Darcey ve ark. 2016). Yapılan çalışmalarda smear tabakasının kaldırılmasının, kök kanalı dolgu patlarının kanal duvarlarına adezyonunu arttırdığı tespit edilmiştir (Pashley ve ark. 1981; De Gee ve ark. 1994; Kouvas ve ark. 1998; Gogos ve ark. 2003). Bu nedenle, çalışmamızda kullanılan örneklerde kanal tedavisi sırasında smear tabakası kaldırılmıştır. Smear tabakasının uzaklaştırılması amacıyla NaOCl ile irrigasyonun ardından, son yıkamadan önce EDTA solüsyonu kullanılmıştır. NaOCl ve EDTA artıklarından örneklerin olumsuz etkilenmesini önlemek amacıyla ise son yıkama serum fizyolojik ile yapılmıştır.

Endodontik tedavi görmüş dişlerde basınç kuvvetlerine karşı dayanımı etkileyen faktörlerden biri de kök kanal dolgu materyalleridir. Kök kanal dolgu materyallerinin kök dentinine bağlanarak monoblok yapı oluşturması ile ideal kök kanal dolgusu yapılması amaçlanmaktadır (Ray ve Trope 1995; Shipper ve ark. 2005). Güta-perka; biyouyumlu ve kolay uygulanabilir olması, gerektiğinde kanal tedavisinin yenilenebilmesine olanak vermesi gibi özellikleri nedeniyle uzun yıllardır kök kanal dolgu materyali olarak bir çok teknikle kullanılmaktadır. Ancak; güta-perka fiziksel özelliklerinden dolayı kök dentinine bağlanamamakta ve bu nedenle kök kanal dolgu patı ile birlikte kullanılması gerekmektedir. AH Plus kök kanal dolgu patı; düşük çözünürlük özelliği, üstün apikal örtücülük özelliği ve kök dentinine mikro retansiyon ile bağlanmaktadır. Bu sebepler ile çalışmamızda kök kanal dolgu materyali olarak güta-perka ve AH Plus kök kanal dolgu patı tercih edilmiştir (Tagger ve ark. 2002; Carvalho-Junior ve ark. 2003).

Kök kanal dolgu maddelerinin uygulanması sırasında en sık kullanılan ve altın standart olarak kabul edilen yöntem lateral kondansasyondur. Ancak; yapılan çalışmalar göstermiştir ki, lateral kondansasyon yöntemi ile kök kanalının doldurulması sırasında basınç uygulanarak kullanılan spreader, yanal alanda kuvvet yoğunlaşmasına ve dolum sırasında veya sonrasında vertikal kök çatlaklarına ya da kırıklarına neden olmaktadır

(Saw ve Messer 1995; Lertchirakarn ve ark. 1999; Krug ve ark. 2017). Bu durumu önleyebilmek amacıyla; yardımcı konlara ihtiyaç duyulmaksızın, çapı ve konikliği kullanılan döner alet sisteminin eğesi ile uyumlu güta-perka konları kullanılarak uygulanan tek kon tekniği popüler hale gelmiştir. (Hembrough ve ark. 2002; Gordon ve ark. 2005; Mokhtari ve ark. 2015; Krug ve ark. 2017). Bizim alışmamızda da, spreader kullanımının yol açabileceği riskleri önleyebilmek amacıyla kanal dolumu sırasında açılı tek kon tekniği tercih edilmiştir.

Çürüğün uzaklaştırılmasını takiben kanal tedavisi sonrasında kalan diş dokusu miktarı, kırılmaya karşı direnci etkileyen önemli bir faktör olarak kabul edilmektedir. Kavitenin genişliği, dişin direncini etkileyen en önemli unsurdur. Bu nedenle çalışmamızda bukkal ve palatinal duvar kalınlıkları, daha önce yayınlanmış çalışmalarda da olduğu gibi, minimum kalması gerektiği düşünülen kalınlık olan 2,5 mm kalınlığında hazırlanmış ve kalan dentin kalınlığının çalışmamızın sonuçlarını olumsuz yönde etkileme ihtimali minimize edilmeye çalışılmıştır. (Panitvisai ve Messer 1995; Steele ve Johnson 1999; Soares ve ark. 2008b; Kemaloğlu ve ark. 2015; Rahman ve ark. 2016; Hshad ve ark. 2018).

Literatrlar incelendiğinde örneklerin akrilik bloklar içerisine, mine-sement sınırından veya mine-sement sınırının 1, 1,5 veya 2 mm apikalinden yerleştirildiği görülmektedir (Belli ve ark. 2005a; Luthria ve ark. 2012; Nicola ve ark. 2016; Rahman ve ark. 2016). Bu konuda kesinleşmiş ortak bir konsensus yoktur. Ancak; çalışmaların çoğunda örneklerin mine-sement sınırının 1 mm apikalinden akrilik bloklar içerisine yerleştirildiği tespit edilmiştir (Atalay ve ark. 2016; Eapen ve ark. 2017; Hshad ve ark. 2018). Bu nedenle çalışmamızda mine-sement bileşiminin 1mm apikali sınır olarak kabul edilmiş ve örnekler akrilik bloklar içerisine bu seviyede yerleştirilmiştir.

Yapılan in vitro çalışmalarda önemli olan diğer bir tartışma konusu da periodontal ligamentin taklit edilmesidir ki; bu durum, kırılma dayanımını etkileyen faktörlerden birini oluşturmaktadır. Periodontal ligament, elastikiyet özelliği sayesinde dişe gelen kuvvetlerin neden olduğu streslerin kök boyunca dağılmasını sağlamaktadır (Rees 2001; Milani ve ark. 2012). Periodontal ligamenti taklit edebilmek amacıyla kök yüzeyi alüminyum kağıt, silikon veya polieter ölçü maddeleri ile kaplanmaktadır. Gelen kuvvetler karşısında polieter ölçü maddesinin, alüminyum kağıt ve silikon ölçü maddesine oranla periodontal ligamente daha benzer davranışlar sergilediği çeşitli

çalışmalarda saptanmıştır (Wilcox ve ark. 1997; Lertchirakarn ve ark. 1999; Pini ve ark. 2002; Soares ve ark. 2005; Bortoluzzi ve ark. 2007). Çalışmamızda bu nedenle polietiler ölçü maddesi kullanılmıştır.

Kanal tedavisi görmüş dişlerin restorasyonunda kullanılacak olan restorasyon şekli ve restoratif materyal; diş konturlarını uygun bir şekilde restore edip sızdırmazlık sağlarken, aynı zamanda dişe kırılmaya karşı direnç de kazandırmalıdır. Bu amaçla amalgam, kuron kaplaması, post uygulaması, onley ve kompozit rezin restorasyonlar kullanılmaktadır (Georig ve Mueninghoff 1983; Sorensen ve Martnioff 1985; Liberman ve ark. 1987; Reeh ve ark. 1989b; Hernandez ve ark. 1994; Smales ve Hawthorne 1997; Hürmüzlü ve ark. 2003).

Yapılan çalışmalar; kanal tedavisi görmüş MOD kaviteli dişlerde amalgam restorasyon kullanıldığında, amalgamın zayıflamış olan tüberkülleri güçlendirememesi nedeniyle, bu dişlerde daha sık kırık gözlendiğini ortaya koymuştur (Georig ve Mueninghoff 1983; Cavel ve ark. 1985; Hansen ve ark. 1990; Boyer ve Roth 1994; Hürmüzlü ve ark. 2003).

Özellikle posterior bölgede kanal tedavisi sonrasında kuron restorasyonu uygulanması sık kullanılan bir yöntemdir. Kalan diş dokusunu güçlendirmek amacıyla kuron restorasyonu uygulaması önerilen restorasyon yöntemlerinden biri olsa da, kuron restorasyonlu dişlerde de kök kırıklarına rastlanabildiği de bilinmektedir (Gher ve ark. 1987; Eckerbom ve ark. 1992; Llana-Puy ve ark. 2001; Manocci ve Cowie 2014). Klinik pratiğinde; hem zaman ve maliyet açısından fazla olması hem de dişte daha fazla madde kaybına neden olmamak amacıyla, kuron uygulaması yerine daha konservatif restorasyonlar daha çok tercih edilmektedir (Bayırlı 1985).

Doku kaybının fazla olduğu durumlarda, diş dokularını restore edebilmek amacıyla, kök kanalından destek olarak uygulanan, elastikiyet modülü kök dentinine yakın olan fiber postlardan da yararlanılmaktadır. Bu amaçla cam, kuartz, polietilen ve karbon fiberler kullanılmaktadır (Malferrari ve ark. 2003; Salameh ve ark. 2006; Sorrentino ve ark. 2007; Borelli ve ark. 2012). Literatür incelemesi yapıldığında; maksiller premolar dişlerde, post uygulamasına bağlı olarak gelişen vertikal kök kırıklarına sıklıkla rastlandığı görülmektedir. Bunun nedeni olarak, maksiller premolar dişlerin meziodistal kök boyutlarının küçük olması nedeniyle kök içindeki stresin artması ve bukkal kemik tabakasının ince olması gösterilmiştir (Rosen ve Partida-

Rivera 1986; Tamse 1988; Tamse ve ark. 1999; Cohen ve ark. 2003; Lertchirakarn ve ark. 2003; Tamse 2006; Bru ve ark. 2013).

Diş dokularının basınç kuvvetlerine karşı direncini arttırmak amacıyla kullanılan diğer bir restorasyon tipi de onleylerdir. Onley uygulaması ile dişten az miktarda madde kaldırılmasına olanak sağlanmış olsa da posterior dişlerin restorasyonunda kullanıldığında, kırılma direnci açısından olumlu sonuçlar vermemektedir. Buna rağmen, maliyetinin düşük, yapımının kolay ve estetik açıdan geliştirilmiş olması nedeniyle son yıllarda tercih edilmektedirler (Felden ve ark. 2000; Gegauff ve ark. 2002; Walls ve ark. 2002).

Kanal tedavisi görmüş posterior dişlerin restorasyonunda kullanılan materyallerden biri de kompozit rezinlerdir. Kompozit rezinler; yüksek estetik özellikleri, kalan diş dokusunu güçlendirici nitelikteki yüksek mekanik özellikleri, düşük maliyetleri ve kullanım kolaylıkları nedeniyle günümüzde en sık kullanılan restorasyon materyellerini oluşturmaktadırlar (Hansen 1988; Reel ve Mitchell 1989; Ausiello ve ark. 1997; Bremer ve Geurtsen 2001; Hürmüzlü ve ark. 2003; Cerutti ve ark. 2004).

Kanal tedavisi görmüş dişlerin restorasyonunda amalgam, kuron kaplaması, post ve onley uygulaması gibi klinik olarak kullanılan materyaller ve yöntemler; avantaj ve dezavantaj yönünden tartışılabilir. Ancak; adeziv teknolojide meydana gelen gelişmeler neticesinde konservatif kavite preparasyonuna olanak sağlaması, hızlı ve direkt uygulanabilir olması, uygulama kolaylığı, düşük maliyeti, yüksek dayanım ve estetik özellikleri ile ön plana çıkan kompozit rezinler araştırmamıza konu edilmiştir.

Kompozit rezinin diş kırılmaya karşı kuvvetlendirmesindeki başarısını etkileyen en önemli faktör, kavitenin büyüklüğüdür. Kavite büyüklüğü arttıkça polimerizasyon büzülmesi de artmakta; mikrosızıntıya, yüksek stres birikimine ve dolayısı ile dişte kırılmaya neden olmaktadır. Bu da restorasyonda başarısızlıklara yol açmaktadır (Agrawal ve ark. 2012; Bicalho ve ark. 2014; Atalay ve ark. 2016). Polimerizasyon büzülmesini azaltabilmek amacıyla; kullanılan ışık cihazının önce düşük daha sonra yüksek modda çalıştırılması, inkramental teknikte kompozit tabakalarının 2 mm'den kalın olmaması, düşük polimerizasyon büzülmesine sahip yeni jenerasyon kompozitlerin kullanılması ve kompozit içine adapte edilen fiber ağ örtülerin uygulanması önerilmektedir (Jafari Navimipour ve ark. 2012; Moosavi ve ark. 2012;

Tarle ve ark. 2015). Bu sayede; kompozit rezinlerde görülen polimerizasyon büzülmesinin azaltılması, kompozit rezinin ve kalan diş dokusunun basınç kuvvetleri karşısındaki dayanımı, dolayısı ile kırılmaya karşı direncinin artırılması amaçlanmaktadır (Belli ve ark. 2005a; Çobankara ve ark. 2008; Sengun ve ark. 2008; Deliperi ve Bardwell 2009; Oskoe ve ark. 2009; Miao ve ark. 2016).

Günümüzde, karbon ve aramid fiberler, renklerinin estetik olmayışı, cilalanabilme problemleri ve diğer fiber ağ teknolojilerindeki gelişmeler nedeni ile restorasyonlarda kullanılmamaktadırlar (Leakage ve ark. 1979; Stipho 1998; Jagger ve ark. 1999; Ellakwa ve ark. 2002a).

Fiberle güçlendirilmiş kompozit restorasyonlarda polietilen ve cam fiberler kullanılmaktadırlar. Yüksek estetik özellikleri, yüksek esneklik ve direnç özellikleri sayesinde; kanal tedavisi uygulanan dişlerde, diş-restorasyon kompleksinin bütünlüğünün korunmasını ve kırılma direncinin artırılmasını sağlamaktadırlar (Kolbeck ve ark. 2002; Hamza ve ark. 2004; Eapen ve ark. 2017). Bu nedenle çalışmamızda; kanal tedavisi uygulanmış, kırılma sıklığı yüksek olan MOD kaviteli maksiller premolar dişlerin restorasyonunda polietilen ve cam fiber ağlar ile güçlendirilmiş kompozitler kullanılarak kırılma dayanımları karşılaştırılmıştır.

Çalışmamızda; ön doyurulma işlemi önceden yapılmamış, elektrokimyasal olarak gaz plazma işlemi uygulanıp hidrofilik hale getirilerek adezyon özelliği artırılmış, fiziksel olarak ağ örgüsü yapıda Leno Dokuma Ultra Yüksek Moleküler Ağırlıklı (LWUHMW) ultraelastik Ribbond polietilen fiber ağ kullanılmıştır. Leno dokuma, fiberin stabilitesini artırarak, gelen kuvvetlerin daha geniş bir yüzeye yayılarak stresin azaltılmasına olanak sağlar. Üretim aşamasında uygulanan soğuk plazma ise fiberin kompozit rezin matrisine adezyonunu arttıran doyurulma işlemi için uygun yüzey alanını oluşturmaktadır (Rudo ve Karbhari 1999; Belli ve ark. 2006b, 2006c). Ribbond'un akıcı kompozit içerisine yerleştirilmeden önce rezin ile doyurulma işlemine maruz bırakılması ile iki materyalin birbirine kimyasal olarak bağlantı kuvvetinin artırılması sağlanmış olur (Hshad ve ark. 2018).

Çalışmamızda diğer bir deney materyali olarak, silan ile doyurulma işlemi önceden yapılmış, kimyasal olarak ışıkla sertleşen kompozit içine yerleştirilmiş E tip cam fiber liflerinden oluşan, fiziksel olarak ağ örgüsü yapısında Interlig cam fiber ağ kullanılmıştır. Cam fiberler, yüksek bükülme direncine ve çekme gerilimine sahip

olmaları sayesinde dişlerin kırılma direncinin artmasını sağlamaktadırlar (Vallittu 1999; Lassila ve ark. 2002; Karbhari ve Stassler 2007; Jafari Navimipour ve ark. 2012; Monaco ve ark. 2016).

Literatür incelemesi yapıldığında, fiber ağların kompozit restorasyon içerisine farklı konumlarda adapte edilerek kırılma dayanımının nasıl etkilendiğinin araştırıldığı görülmektedir (Belli ve ark. 2006b; Oskoe ve ark. 2009; Jafari Navimipour ve ark. 2012; Luthria ve ark. 2012; Shafiei ve ark. 2014; Bilgi ve ark. 2016). Ancak; polietilen ve cam fiber ağ örtülerin farklı pozisyonlarda birbiri ile karşılaştırıldığı bir çalışma henüz bulunmamaktadır. Bu nedenle çalışmamızda iki farklı fiber ağ örtü dört farklı pozisyonda yerleştirilerek, kırılma dayanımının en yüksek olduğu restorasyon tipinin saptanması amaçlanmıştır.

Çalışmamızda; farklı pozisyonlarda fiber ağ örtüler, akışkan kompozit içine yerleştirilip polimerize edilmiştir. Yapılan daha önceki çalışmalarda; kompozit rezinin polimerizasyonu sırasında meydana gelen büzülmenin yarattığı streslerin, akıcı kompozit kullanımı ile azaltılabileceği tespit edilmiştir. Akışkan kompozit kullanımı, kompozit rezin ile bonding ajanı arasında esnek bir tabaka meydana getirmektedir. Bu tabaka; kompozit rezinin oluşturduğu büzülme streslerini tamponlamanın yanı sıra, çiğneme kuvvetleri sırasında oluşan streslere karşı da stres kırıcı olarak görev yapmaktadır (Van Meerbeek ve ark. 1993; Sano ve ark. 1994; Miguez ve ark. 2004; Belli ve ark. 2005b). Fiberle güçlendirilmiş kompozit uygulamalarında akıcı kompozit kullanıldığında, restorasyonun daha yüksek eğilme direnci gösterdiği bilinmektedir (Chong ve Chai 2003; Gömeç ve ark. 2005; Candan 2007).

Dental materyallerin mine ve dentin dokusuna bağlanma dayanımlarının değerlendirildiği çalışmalarda çekme ve makaslama kuvvetleri uygulanırken, kırılma dayanımlarının incelendiği çalışmalarda baskı kuvvetleri uygulanmaktadır (Ban ve Anusavice 1990; Zeng ve ark. 1996; Hara ve ark. 2001).

İn vitro şartlarda dişlerin veya restorasyon materyallerinin basınç kuvvetleri karşısında gösterdikleri kırılma dayanımları Universal Test Cihazı ile ölçülmektedir. Kırılma dayanımı ile ilgili yapılan çalışmalarda uygulanan kuvvet sabit hız ve yöndedir; kırılma gerçekleşinceye kadar kuvvet arttırılmaya devam edilir. Literatür incelemesi yapıldığında, uygulanan kuvvetin hızının 0,5-1 mm/dak aralığında, yönünün ise dişin

uzun aksına paralel veya 30°-45° açı yapacak şekilde değişim gösterdiği saptanmıştır (Belli ve ark. 2006c; Mynampati ve ark. 2015; Nicola ve ark. 2016).

Çiğneme kuvvetleri posterior bölgede dişin uzun aksına paralel olacak yönde etki ederler. Posterior dişlerin kırılma dayanımlarının incelendiği çalışmalarda baskı kuvveti, dişin uzun aksına paralel olacak şekilde yönlendirilir. Bu yönlü kuvvet uygulandığında oluşan stresler diş ve restorasyon materyali arasında dağılım göstererek fizyolojik oklüzyonun taklidinin elde edilmesine olanak sağlar (Ferrari ve ark. 2008).

Fiberle güçlendirilmiş kompozitler ile restore edilen premolar dişlerin kırılma dayanımlarının incelendiği çalışmalarda genellikle yuvarlak bar ile 0,5 mm/dak hızında ve dişin uzun aksına paralel olacak şekilde kuvvet uygulandığı görülmektedir (Belli ve ark. 2005a, 2006b; Jafari Navimipour ve ark. 2012; Luthria ve ark. 2012; Rahman ve ark. 2016).

Bu bilgilerin ışığı altında bizim çalışmamızda da; 5 mm çapa sahip olan kuvvet uygulayıcı yuvarlak bar dişin uzun eksenine paralel olacak şekilde konumlandırılmış ve 0.5mm/dak hızında kuvvet kırılma gerçekleşinceye kadar uygulanmıştır. Örnekleri kıran kuvvet değerleri ise Newton cinsinden tespit edilmiştir.

Çalışmamızda bulunan polietilen fiber ağ grubunun alt gruplarından elde edilen sayısal değerler incelendiğinde; en yüksek kırılma dayanımının oklüzal polietilen fiber ağ grubunda (1494,22±353,33 N), en düşük kırılma dayanımının ise gingival polietilen fiber ağ grubunda (1337,09±323,40 N) görüldüğü tespit edilmiştir. Orta polietilen fiber ağ grubu (1419,03±381,53 N) ise çevresel polietilen fiber ağ grubuna (1380,29±335,48 N) göre daha yüksek kırılma dayanımı göstermiştir (Oklüzal>Orta>Çevresel>Gingival). Ancak; kırılma değerleri açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Oklüzal seviyede uygulanan polietilen fiber ağın en yüksek kırılma dayanımına sahip olması; oklüzal oluk üzerinden yerleştirilen fiber ağın bukkal ve palatinal duvarların dış yüzeyinin oklüzal 1/3'üne kadar inmesi ve fiber ağ ile birlikte fiber ağ örtüye eklenen adezivın tüberkülleri bir arada tutmaya çalışması eğilimi ile açıklanabilir.

Ayrıca; yapıda bulunan fiber miktarındaki artışın, yapının bükülme ve gerilme dayanımı ile darbe dayanımını arttırdığı bilinmektedir (Garoushi ve ark. 2006; Polacek

ve Jancar 2008). Tüberküllerin oklüzal 1/3'ünde hem iç hem de dış yüzeyden fiber ağ ile temas ediyor olması da birim alandaki fiber sayısını arttırmış olmaktadır. Bu durum da; oklüzal seviyede fiber ağ uygulanan dışın kırılma dayanımının daha yüksek olmasına yol açmaktadır.

Gingival polietilen fiber grubunun diğer polietilen fiber gruplarından daha düşük kırılma dayanımı göstermesinin nedeni ise temas yüzeyinin yetersizliği ile açıklanabilir. Gingival seviyede yerleştirilen polietilen fiber ağ, bukkal ve palatinal duvarların gingival 1/3'ü ile temas etmektedir. Bu da fiberin; gerilimin ve devrilme momentlerinin en fazla olduğu tüberkül tepelerini bir arada tutma eğilimini yetersiz kılmaktadır.

Yapılan bir çalışmada; kompozit içine farklı konumlarda adapte edilen fiberlerin kırılmaya olan etkisi araştırılmış ve fiberi gerilimin olduğu yüzeyden uzaklaştırıldıkça kırılma dayanımının azaldığı tespit edilmiştir (Dyer ve ark. 2004). Çalışmamızda gingival polietilen fiber ağ grubunun en düşük kırılma dayanımına sahip olmasını, gerilim noktasından uzakta konumlandırılmış olması da etkilemiş olabilir.

Yapılan çalışmalarda; fiber ağların yerleştirme şekilleri olan 4 farklı pozisyonun (gingival, orta, oklüzal, çevresel), genellikle ikisinin veya üçünün birbiriyle karşılaştırıldığı görülmektedir (Belli ve ark. 2006b; Akman ve ark. 2011; Rahman ve ark. 2016). 4 farklı pozisyonun bir arada incelendiği ve kırılma dayanımın ölçüldüğü başka bir çalışma bulunmamaktadır.

Rahman ve ark. polietilen fiber ağı iki farklı pozisyonda yerleştirerek dişlerin kırılma dayanımlarını ölçmüşler; oklüzal polietilen fiber grubunun gingival polietilen fiber grubundan daha yüksek kırılma dayanımına sahip olduğunu, ancak iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını tespit etmişlerdir (Rahman ve ark. 2016). Çalışmamızda elde ettiğimiz istatistiksel sonuçlar bu çalışmanın sonuçları ile uyum göstermektedir.

Polietilen fiber ağın kanal tedavisi uygulanmamış dişlere gingival, oklüzal ve çevresel olarak yerleştirilip kırılma dayanımlarının karşılaştırıldığı bir çalışmada; oklüzal polietilen fiber grubunun en yüksek, çevresel polietilen fiber grubunun ise en düşük kırılma dayanımına sahip olduğu sonucu elde edilmiş, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır (Akman ve ark. 2011). Bizim çalışmamızda da gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamasına karşın; en düşük kırılma dayanımı gingival polietilen fiber grubunda görülmüştür.

Bunun nedeninin yapılan çalışmalar arasındaki yöntem farkı ile ilgili olabileceğini düşünmekteyiz. Çünkü; kanal tedavisi uygulaması sonuçları tamamen etkileyebilecek bir faktördür. Kanal tedavisi için giriş kavitesi açılmasının, tedavi sırasında uygulanan enstrümantasyonun, irrigasyonun ve tedavi sonrası dişte meydana gelen nem kaybının kırılmaya karşı direnci azalttığı bilinmektedir.

Polietilen fiber ağın iki farklı pozisyonda uygulandığı başka bir çalışmada da oklüzal seviyede uygulanan polietilen fiber ağ örtünün, gingival seviyede uygulanan polietilen fiber ağ örtüye oranla istatistiksel olarak daha yüksek kırılma dayanımına sahip olduğu gösterilmiştir (Belli ve ark. 2006b). Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlar, elde ettiğimiz değerler açısından bu çalışma ile paralellik göstermektedir, ancak; bizim çalışmamızda oklüzal ve gingival polietilen fiber ağ grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. İstatistiksel olarak oluşan bu farklılık, çalışmada kullanılan kompozit materyallerin farklı olması ve bu kompozit materyallerinin elastiklik modullerinin farklı olmasından kaynaklanabilir.

Çalışmamızda bulunan cam fiber ağ grubunun alt gruplarından elde edilen sayısal değerler incelendiğinde; en yüksek kırılma dayanımının oklüzal cam fiber ağ grubunda ($1584,21 \pm 255,70$ N), en düşük kırılma dayanımının ise çevresel cam fiber ağ grubunda ($1414,43 \pm 322,51$ N) görüldüğü tespit edilmiştir. Gingival cam fiber ağ grubu ($1525,51 \pm 359,12$ N) ise orta cam fiber ağ grubuna ($1520,48 \pm 525,33$ N) göre daha yüksek kırılma dayanımı göstermiştir (Oklüzal>Gingival>Orta>Çevresel). Ancak; kırılma değerleri açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Oklüzal seviyede uygulanan cam fiber ağın en yüksek kırılma dayanımına sahip olmasını; tıpkı oklüzal polietilen fiber ağ grubunda olduğu gibi, fiberin kuvvetin geldiği yüzeye yakın konumlandırılması sonucu tüberkülleri daha güçlü bir şekilde bir arada tutması eğilimi ile ilişkilendirebiliriz.

Ayrıca; oklüzal cam fiber ağ grubunun daha yüksek kırılma dayanımına sahip olması, yine oklüzal polietilen fiber ağ grubunda olduğu gibi, birim alandaki artmış fiber miktarı ile de ilgilidir.

Cam fiber ağların kompozit içerisinde gerilimin olduğu yüzeye yakın ve eğimli konumlandırıldığında en yüksek bükülme dayanımına sahip olduğu da Rashidan ve ark. tarafından gösterilmiştir (Rashidan ve ark. 2010). Bu çalışmadan yola çıkacak olursak;

oklüzal seviyede yerleştirilmiş olan cam fiberin, tüberkül eğimlerinde ortalama 45°'lik derecelik açıya sahip olması nedeniyle, dişin kırılma dayanımının daha da artmasına yol açtığını varsayabiliriz.

Cam fiber ağ örtünün çevresel olarak yerleştirilmesi ile diğer cam fiber gruplarına oranla daha düşük kırılma dayanımı elde edilmesi ise; cam fiberin kesilmesi ve kaviteye adapte edilmesi esnasında, liflerinin birbirinden uzaklaşması ve yönlerinin değişmesi ile açıklanabilir. Bu durum; fiberin gelen kuvvete karşı dik olarak konumlandırılmamış olması sonucu kırılma dayanımını diğer gruplar kadar arttıramadığı şeklinde yorumlanabilir.

Jafari Navimipour ve ark. oklüzal ve çevresel olarak yerleştirdikleri cam fiber ağ örtünün dişlerin kırılma direncine olan etkisini incelemişlerdir. Oklüzal seviyede yerleştirilen cam fiber ağın, çevresel olarak yerleştirilen cam fiber ağa göre daha yüksek kırılma direnci gösterdiğini, ancak; gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığını saptamışlardır (Jafari Navimipour ve ark. 2012). Elde edilen sonuçlar, bizim çalışmamızla uyum göstermektedir.

Yapılan başka bir çalışmada ise gingival, orta ve oklüzal seviyelerde kompozit içine uygulanan cam fiber ağın kırılma dayanımına olan etkisi araştırılmıştır. Oklüzal seviyede uygulanan cam fiber ağ grubunun diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı daha yüksek kırılma dayanımına sahip olduğu; gingival ve orta seviyede uygulanan cam fiber ağ grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı tespit edilmiştir (Oskoe ve ark. 2012). Çalışmadan elde edilen sonuçlar bizim çalışmamızla uyumludur. Ancak; istatistiksel olarak oluşan farklılık, çalışmamızda fiber ağ örtü altına uyguladığımız akıcı kompozitten kaynaklanmış olabilir. Fiber ağ altına yerleştirilen akıcı kompozitin restorasyonun kırılma dayanımını arttırdığı bilinmektedir (Taher 2001; Belli ve ark. 2006c).

Cam fiber ağ örtünün gingival, orta ve oklüzal olmak üzere 3 farklı seviyede uygulanarak dişlerin kırılma dayanımlarına olan etkisinin incelendiği bir araştırmada; oklüzal cam fiber ağ grubunda istatistiksel olarak anlamlı şekilde en yüksek kırılma dayanımı elde edilirken, gingival cam fiber ağ grubunda en düşük kırılma dayanımı elde edilmiştir. Orta ve gingival cam fiber ağ grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır (Oskoe ve ark. 2009). Bizim çalışmamızda da, oklüzal cam fiber ağ grubu en yüksek kırılma dayanımına sahiptir ancak gruplar arasında istatistiksel

olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. İstatistiksel olarak oluşan bu farklılığın, bizim çalışmamızda periodontal ligamentin taklit etmiş olmamızdan kaynaklandığını düşünmekteyiz. Periodontal ligament, gelen kuvvetlerin kök yüzeyi boyunca dengeli bir şekilde dağılmasını sağlamakta ve dişlerin kırılmaya karşı dayanımını arttırmaktadır (Rees 2001; Milani ve ark. 2012). Periodontal ligamentin taklit edilmesi çalışmamızı in vivo koşullara daha çok yaklaştırmış ve gruplar arasında kırılma dayanımları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farkın olmamasına yol açmış olabilir.

Çalışmamızda kullandığımız her iki fiber ağ türünün ortalama kırılma değerleri incelendiğinde; cam fiber ağ örtü grubunun ortalama kırılma değerinin ($1511,16 \pm 374,29$ N), polietilen fiber ağ örtü grubunun ortalama kırılma değerinden ($1407,66 \pm 374,29$ N) daha yüksek olduğu tespit edilmiştir (Cam fiber ağ grubu > Polietilen fiber ağ grubu). Ancak; her iki fiber ağ grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Cam fiber ağ grubunun daha yüksek ortalama kırılma değerine sahip olması; cam fiber ağ yapısında bulunan silikatın kompozit ile polietilen fiber ağa oranla daha güçlü bir kimyasal bağ kurması ve basınç kuvvetlerine karşı dayanımı arttırması (Sharafeddin ve ark. 2013) ile açıklanabilir.

Fiber ve matriks arasında bulunan yüksek adezyon sayesinde, yapıya gelen kuvvet zayıf olan materyalden kuvvetli olan fiber materyaline aktarılmakta ve dayanıklılık arttırılmaktadır. Fiberin kompozite olan adezyonunu arttırmak amacıyla uygulama öncesinde rezinle doyurulması önerilmektedir. Yeterli doyurulma yapılmadığında fiberin kompozit içine adapte edilmesi zorlaşmakta ve yapıda boşluklar oluşmaktadır. Boşluklar, oksijen birikimine ve fiber-kompozit arayüzündeki kompozitin polimerizasyonunun bozulmasına, sonuçta da; artık monomer kalmasına neden olmaktadır. Bu da; materyalin su absorpsiyonunun artmasına ve mekanik özelliklerinin zayıflamasına yol açmaktadır. Polietilen fiber ağ uygulama sırasında doyurulma işlemine tabi tutulduğu için, yeterli doyurulma yapılamaması sonucu artık monomer kalma ihtimali oldukça yüksektir (Vallittu 1999; Hshad ve ark. 2018). Yapılan bir çalışma; doyurulma işlemi önceden yapılmış olan fiberlerin, doyurulma işlemi restorasyon sırasında yapılan fiberlere oranla daha dayanıklı olduğunu ortaya çıkarmıştır (de Moura Junior ve ark. 2002). Bu bilgiye dayanarak; cam fiber ağ

grubunun daha yüksek ortalama kırılma değerine sahip olmasının bir nedeni olarak da, silan ile ön doyurulma işleminden geçirilmiş olması düşünülebilir.

Polietilen ve cam fiber ağlar ile güçlendirilmiş kompozit kullanımının kırılma dayanımına etkisinin araştırıldığı çeşitli çalışmalarda da bizim çalışmamızda olduğu gibi, cam fiber ile güçlendirilmiş kompozit grubun daha yüksek kırılma dayanımına sahip olduğu, ancak; gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulunmuştur (Behr ve ark. 2001; Kolbeck ve ark. 2002; Sharafeddin ve ark. 2013).

Kamble ve ark.'nın polietilen ve cam fiberlerin, polimetil metakrilat ve bis-akril kompozitleri güçlendirme etkinliği üzerine yaptıkları bir araştırmada; cam fiber kullanılan deney gruplarının, polietilen fiber kullanılan deney gruplarından daha yüksek kırılma dayanımına sahip olduğu tespit edilmiş ve bu farklılığın istatistiksel olarak da anlamlı olduğu sonucu ortaya çıkarılmıştır (Kamble ve ark. 2012). Araştırmanın sonuçları bizim çalışmamız ile benzerdir ancak bizim çalışmamızda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bunun; çalışmada kullanılan restoratif rezin materyallerin farkından kaynaklanmış olabileceğini düşünmekteyiz.

Polietilen ve cam fiberlerin kırılma dayanımına olan etkisinin araştırıldığı bir çalışmada; cam fiber grubunun istatistiksel olarak anlamlı bir farkla polietilen fiber grubundan daha yüksek kırılma dayanımına sahip olduğu bulunmuştur. Çalışmalar arasında bu istatistiksel farklılık, kullanılan fiber ürünlerinin farklı olmasından oluşmuş olabilir (Khan ve ark. 2018).

Çalışmamız sonunda elde ettiğimiz verilerden biri de polietilen fiber ağ grubunun ortalama kırılma değerinin ($1407,66 \pm 345,08$ N) kontrol grubundan ($974,93 \pm 445,75$ N) istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı yüksek olmasıdır.

Polietilen fiber ağ örtü uygulamasının dişlerin kırılma dayanımını artırması bir kaç yolla gerçekleşmektedir. Yüksek elastiklik modülü ve düşük bükülme modülüne sahip LWUHMW polietilen fiberin kompozit restorasyonlarında kullanılması ile, diş-restorasyon kompleksine gelen kuvvetler karşısında kompozit-bonding arayüzünde meydana gelen streslerin fiber boyunca dağılması sağlanarak, bu streslerin zayıf olan kompozit-bonding arayüzünden uzaklaşmasına olanak sağlanmış olur. Leno dokuma ise çapraz örgü yapısı üzerinde bulunan düğüm noktaları sayesinde bir kilit işlevi görerek, bonding yüzeyinde meydana gelen çatlakların ilerlemesini engelleyerek, erken kırık oluşumunu önlemiş olur. Polietilen fiber ağ örtünün üretimi

sırasında yüzeyine uygulanan gaz plazma işlemi ile de materyalin hidrofobik yapıdan hidrofilik yapıya dönmesini sağlar. Bu sayede hem fiberin doyurulabilirliği arttırılmış olur hem de rezin materyali ile kimyasal bir bağ kurabilmesine olanak tanınarak bağlantı dayanımının arttırılması sağlanmış olur (Belli ve ark. 2005a; Luthria ve ark. 2012; Hshad ve ark. 2018; Aslan ve ark. 2018).

Kompozit restorasyonlarda görülen polimerizasyon büzülmesinin yarattığı stresleri azaltmak ve stres kırıcı bir tabaka oluşturmak amacıyla kompozit ile bonding yüzeyi arasına akıcı kompozit uygulanması gerektiği bilinmektedir. Polietilen fiber ağ örtünün akıcı kompozit tabakası üzerine uygulanması ile birlikte hem akıcı kompozit hem de fiber ağ oluşan stres dinamiğini değiştirmekte ve dış-restorasyon kompleksinin kırılma dayanımını daha da arttırmaktadır (Labella ve ark. 1999; Belli ve ark. 2006a; 2006b).

Yapılan bir çok çalışmada da bizim çalışmamızda olduğu gibi, polietilen fiber ağ örtü ile güçlendirilmiş kompozit kullanılarak restore edilen grupların ortalama kırılma değeri, sadece kompozit kullanarak restore edilen grupların ortalama kırılma değerine göre istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde daha yüksek bulunmuştur (Belli ve ark. 2005a; Belli ve ark. 2006c; Ayad ve ark. 2010; Kalburge ve ark. 2013; Khan ve ark. 2013; Miao ve ark. 2016; Hiremath ve ark. 2017; Aslan ve ark. 2018; Hshad ve ark. 2018).

Yapılan çeşitli çalışmalarda polietilen fiber ağ kullanılarak yapılan restorasyonlarının kırılma dayanımının, sadece kompozit kullanılarak yapılan restorasyonlara göre daha yüksek olduğu, ancak; gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulunmuştur (Çobankara ve ark. 2008; Sengun ve ark. 2008). Bu istatistiksel farklılığın nedeninin, çalışmalardaki kavite preparasyonunun ve seçilen test metodunun standart olmamasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Torabzadeh ve ark. kompozit ve fiberle güçlendirilmiş kompozit kullanılarak yapılan onleylerin kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlar, fiberle güçlendirilmiş kompozit kullanılan deney gruplarının daha yüksek kırılma dayanımına sahip olduğu ve aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı sonucunu elde etmişlerdir. Araştırmacılar, fiberle güçlendirilmiş kompozitin istatistiksel olarak anlamlı ölçüde kırılma dayanımını arttırmamasının; fiberi kompozit içine iyi adapte edememiş olabileceklerinden kaynaklanabileceğini söylemişlerdir (Torabzadeh ve ark. 2014).

Mandibular molar dişlerde kompozit ve polietilen fiber ağ ile güçlendirilmiş kompozit kullanılarak yapılan yapılan restorasyonların kırılma dayanımlarının karşılaştırıldığı bir çalışmada, fiber kullanılarak yapılan restorasyonların sadece kompozit kullanılarak yapılan restorasyonlara oranla daha yüksek kırılma dayanımına sahip olduğu, ancak; aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı sonucu elde edilmiştir. Araştırmacılar benzer çalışmalardan farklı olarak arada istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmayışının, çalışmalarında termal siklus uygulamış olduklarından kaynaklandığını düşünmüşlerdir (Özsevik ve ark. 2016). Termal siklus uygulamasının adeziv rezinlerin güçlendirme kapasitesini azalttığı bilinmektedir (Eakle 1986b).

Çalışmamızda elde ettiğimiz veriler incelendiğinde; cam fiber ağ grubunun ortalama kırılma dayanımının ($1511,16 \pm 374,29$ N) kontrol grubundan ($974,93 \pm 445,75$ N) istatistiksel olarak çok ileri düzeyde anlamlı yüksek olduğu görülmektedir.

Cam fiber ağ örtü uygulaması ile materyalin kırılma dayanımının artırılması, cam fiber liflerinin fiziksel ve kimyasal özelliklerinden kaynaklanmaktadır. Çalışmamızda kullandığımız cam fiber ağ örtü, yüksek elastiklik modulusuna sahip E-glass liflerinden oluşmuş olup, çift yönlü örgü yapısı ile materyali çift yönlü olarak güçlendirmektedir. Bu sayede; kompozit içine yerleştirilen cam fiber lifleri, kompozitin elastikiyet modulusunu arttırarak, gelen kuvvetler karşısında oluşan streslerin fiber yüzeyi boyunca eşit bir şekilde dağılmasını sağlamaktadır (Türkçüoğlu ve ark. 2009).

Cam fiberin kompozit ile olan adezyonunu arttırmak amacıyla yüzeyi silan ile kaplanarak fabrikasyon işlemleri sırasında doyurulmuştur. Silan ile kaplama; inorganik cam fiber liflerinin organik rezin matrisine kimyasal olarak bağlanmasına ve kırılma dayanımının artmasına yol açmaktadır. Doyurulma işlemi önceden yapıldığı için artık monomer riski yoktur ve bu da fiber lifleri ile kompozit arasındaki adezyonu arttırarak kompozitin kırılma dayanımını arttıran faktörlerden birini oluşturmaktadır. Cam fiber liflerinin, yapısında bulunan alüminyum silikat sayesinde kompozit materyali ile daha güçlü bir bağ oluşturduğu da bilinmektedir (Kamble ve ark. 2012; Sharafeddin ve ark. 2013).

Tıpkı polietilen fiber ağ uygulanmasında olduğu gibi, cam fiber ağ uygulanmasında da akıcı kompozit kullanılması; kompozitte meydana gelen polimerizasyon büzölmelerinin yarattığı stresler karşısında daha güçlü bir stres kırıcı

tabaka oluşturarak, diş-restorasyon kompleksinin kırılma dayanımının daha da artmasına sebep olmaktadır (Jafari Navimipour ve ark. 2012).

Yapılan bir çok çalışmada da bizim çalışmamızda olduğu gibi, cam fiber ağ örtü ile güçlendirilmiş kompozit kullanılarak restore edilen grupların ortalama kırılma değeri, yalnız kompozit kullanılarak restore edilen grupların ortalama kırılma değerinden istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde daha yüksek bulunmuştur (Lehmann ve ark. 2004; Stiesch-Scholz ve ark. 2006; Koulemas ve ark. 2009; Oskoe PA ve ark. 2011; Jafari Navimipour ve ark. 2012; Oskoe SS ve ark. 2012; Khan ve ark. 2013; Kumar ve ark. 2015; Monaco ve ark. 2015; 2016; Scotti ve ark. 2016; Khan ve ark. 2018; Mosharraf ve ark. 2019).

Patnana ve ark. 2018 yılında yaptıkları çalışmalarında; kompozit ve cam fiber ağ ile güçlendirilmiş kompozit kullanımının kırılma dayanımına etkisini incelemişler; fiberle güçlendirilmiş kompozit grubunun daha yüksek kırılma dayanımına sahip olduğu ancak aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı sonucunu elde etmişlerdir. Araştırmacılar aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmamasının; çalışmada kullanılan kesici dişlere fiber ağ yerleştirmek için açılan kavitenin yeterli yüzey alanına sahip olamaması sonucu fiberin diş dokusu ile küçük bir alanda temas etmesinden kaynaklandığını düşünmüşlerdir (Patnana ve ark. 2018).

Cam fiber ağ ile güçlendirilmiş kompozit kullanımının kırılma dayanımına etkisinin araştırıldığı başka çalışmalarda da; gruplar arasında yine istatistiksel olarak anlamlı bir farkın bulunmadığı fakat fiberle güçlendirilmiş kompozit grubunun daha yüksek kırılma dayanımına sahip olduğu bulunmuştur (Frater ve ark. 2014; Göktürk ve ark. 2018). Çalışmalarımız arasında oluşan istatistiksel farklılıkların, kavite preparasyonlarımızın farklı olmasından kaynaklanmış olabileceğini düşünmekteyiz.

Her iki fiber ağ grubunun alt grupları olan gingival, orta, oklüzal ve çevresel fiber ağ gruplarının birbirleri arasındaki karşılaştırmalar incelendiğinde; cam fiber ağ grubunun tüm pozisyonlarda polietilen fiber ağ grubundan daha yüksek kırılma dayanımına sahip olduğu, ancak aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür.

Bu durumun, cam fiber ağ örtü yapısının çift yönlü güçlendirme sağlaması, silan ile önceden doyurulmuş olması sonucu artık monomer riskinin olmaması ve yapısında bulunan silikat sayesinde kompozit ile daha kuvvetli bir bağ kurmasından

kaynaklandığını düşünmekteyiz. Polietilen fiber ağ örtü yapısının ise bu özelliklere sahip olmamasından dolayı cam fiber ağ örtü grubuna göre sayısal olarak daha düşük kırılma dayanımı göstermiş olabilir.

Sonuç olarak; hem polietilen hem de cam fiber ağ örtünün uygulandığı gruplardan elde edilen değerler kontrol grubu ile karşılaştırıldığında, hangi tip olursa olsun, fiber ağ uygulamasının MOD kaviteli dişlerin kırılma dayanımını istatistiksel olarak anlamlı derecede attırdığı görülmüştür.

Polietilen fiber ağ ile cam fiber ağ gruplarından elde edilen genel ortalama değerler karşılaştırıldığında; aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmasa da, cam fiber gruplarından elde edilen ortalama kırılma değerleri daha yüksek bulunmuştur. Bu da; cam fiber ağların, polietilen fiber ağlara göre kuvvet dayanımını biraz daha arttırdığı yönünde bir fikir oluşturmaktadır.

Hem polietilen fiber ağ hem de cam fiber ağ grubunun alt gruplarının ortalama kırılma değerleri karşılaştırıldığında; aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmasa da, her iki fiber ağ grubunda da oklüzal seviyede uygulama, en yüksek kırılma dayanım değerini vermiştir.

Her iki fiber ağ grubunun alt gruplarının ortalama kırılma değerleri birbirleri ile karşılaştırıldıklarında; aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmasa da, cam fiber ağ grubu tüm seviyelerde polietilen fiber ağ grubundan daha yüksek kırılma dayanımı göstermiştir.

KAYNAKLAR

Aggarwal, V., Singla, M., Miglani, S. ve Kohli, S. (2012). Comparative evaluation of fracture resistance of structurally compromised canals restored With different dowel methods. *Journal of Prosthodontics*, **21(4)**, 312-316.

Agrawal, V.S., Parekh, V.V. ve Shah, N.C. (2012). Comparative evaluation of microleakage of silorane-based composite and nanohybrid composite with or without polyethylene fiber inserts in class II restorations: an in vitro study. *Operative Dentistry*, **37(5)**, 1-7.

Akhlaghi, N.M., Kahali, R., Abtahi, A., Tabatabaee, S., Mehrvarzfar, P. ve Parirokh, M. (2010). Comparison of dentine removal using V-taper and K-flexofile instruments. *International Endodontic Journal*, **43(11)**, 1029-1036.

Akman, S., Akman, M., Eskitascioglu, G. ve Belli, S. (2011). Influence of several fibre-reinforced composite restoration techniques on cusp movement and fracture strength of molar teeth. *International Endodontic Journal*, **44(5)**, 407-415.

Alaçam, T., Nalbant, L. ve Alaçam, A. (1998). *İleri Restorasyon Teknikleri*. Ankara: Polay Yayınları.

Altieri, J.V., Burstone, C.J., Goldberg, A.J. ve Patel, A.P. (1994). Longitudinal clinical evaluation of fiber-reinforced composite fixed partial dentures: a pilot study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **71(1)**, 16-22.

Anusavice, K.J., Dehoff, P.H., Twiggs, S.W. ve Lockwood, P.C. (1983). Thermal shock resistance of porcelain discs. *Journal of Dental Research*, **62(10)**, 1082-1085.

Anusavice, K.J., Kakar, K. ve Ferree, N. (2007). Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses?. *Clinical Oral Implants Research*, **3**, 218-231.

Aquilino, S.A., Williams, V.D. ve Svare, C.W. (1987). The effect of storage solutions and mounting media on the bond strengths of a dentinal adhesive to dentin. *Dental Materials*, **3(3)**, 131-135.

Arkan, S. (2005). Posterior kompozit restorasyonlar. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **8(1)**, 63-70.

Asaro, R.J. ve Lubarda, V.A. (2006). *Mechanics of Solids and Materials*. Cambridge: Cambridge University Press.

Aslan, T., Sagsen, B., Er, Ö., Ustun, Y. ve Cinar, F. (2018). Evaluation of fracture resistance in root canal-treated teeth restored using different techniques. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, **21(6)**, 795-800.

Assif, D. ve Gorfil, C. (1994). Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **71(6)**, 565-567.

Atalay, C., Yazıcı, A.R., Horuztepe, A., Nagas, E., Ertan, A. ve Ozgunaltay, G. (2016). Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with bulk fill, bulk fill flowable, fiber-reinforced and conventional resin composite. *Operative Dentistry*, **41(5)**, 131-140.

Ausiello, P., De Gee, A.J., Rengo, S. ve Davidson, C.L. (1997). Fracture resistance of endodontically-treated premolars adhesively restored. *American Journal of Dentistry*, **10(5)**, 237-241.

Aversa, R., Apicella, D., Perillo, L., Sorrentino, R., Zarone, F., Ferrari, M. ve ark. (2009). Non-linear alestic three-dimensional finite element alysis on the effect of endocrown material rigidity on alveolar bone remodeling process. *Dental Materials*, **25(5)**, 678-690.

Ayad, M.F., Maghrabi, A.A. ve Garcia-Godoy, F. (2010). Resin composite polyethylene fiber reinforcement: effect on fracture resistance of weakened marginal ridges. *American Journal of Dentistry*, **23(3)**, 133-136.

Bader, J.D., Martin, J.A. ve Shugars, D.A. (2001). Incidence rates for complete cusp fracture. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, **29(5)**, 346-353.

Bader, J.D., Shugars, D.A. ve Martin, J.A. (2004). Risk indicators for posterior tooth fracture. *Journal of American Dental Association*, **135(7)**, 883-892.

Bae, J.M., Kim, K.N., Hattori, M., Hasegawa, K., Yoshinari, M., Kawada, E. ve ark. (2001). The flexural properties of fiber-reinforced composite with light-polymerized polymer matrix. *International Journal of Prosthodontics*, **14(1)**, 33-39.

Bajaj, D., Sundaram, N., Nazari, A. ve Arola, D. (2006). Age, dehydration and fatigue crack growth in dentin. *Biomaterials*, **27(11)**, 2507-2517.

Balto, H., Al-Nazhan, S., Al-Mansour, K., Al-Otaibi, M. ve Siddigu, Y. (2005). Microbial leakage of Cavit, IRM and Temp Bond in post-prepared root canals using two methods of gutta-percha removal: an in vitro study. *Journal of Contemporary Dental Practice*, **15(6)**, 53-61.

Ban, S. ve Anusavice, K.J. (1990). Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *Journal of Dental Research*, **69(12)**, 1791-1799.

Bang, G. ve Ramm, E. (1970). Determination of age in humans from root dentin transparency. *Acta Odontologica Scandinavica*, **28(1)**, 3-35.

Batur, Y.B., Erdemir, U. ve Sancakli, H.S. (2013). The long-term effect of calcium hydroxide application on dentin fracture strength of endodontically treated teeth. *Dental Traumatology*, **29(6)**, 461-464.

Bayırlı, G. 1985. *Endodontik Tedavi*. İstanbul: Taş Matbaası.

Bayne, S.C., Thompson, J.Y., Swift, E.J. Jr., Stamatiades, P. ve Wilkerson, M. (1998). A characterization of first-generation flowable composites. *Journal of the American Dental Research*, **129(5)**, 567-577.

Behr, M., Rosentritt, M. ve Handel G. (2003). Fiber-reinforced composite crowns and FPD's: a clinical report. *International Journal of Prosthodontics*, **16(3)**, 239-243.

Behr, M., Rosentritt, M., Dümmler, F. ve Handel, G. (2006). The influence of electron beam irradiation on fibre-reinforced composite specimens. *Journal of Oral Rehabilitation*, **33(6)**, 447-451.

Behr, M., Rosentritt, M., Lang, R. ve Handel, G. (2000). Flexural properties of fiber reinforced composite using a vacuum/pressure or a manual adaptation manufacturing process. *Journal of Dentistry*, **28(7)**, 509-514.

Behr, M., Rosentritt, M., Latzel, D. ve Kreisler, T. (2001). Comparison of three types of fiber-reinforced composite molar crowns on their fracture resistance and marginal adaptation. *Journal of Dentistry*, **29(3)**, 187-196.

Belli, S., Cobankara, F.K., Eraslan, O., Eskitascioglu, G. ve Karbhari V. (2006c). The effect of fiber insertion on fracture resistance of endodontically treated molars with MOD cavity and reattached fractured lingual cusps. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, **79(1)**, 35-41.

Belli, S., Dönmez, N. ve Eskitaşcioğlu, G. (2006a). The effect of c-factor and flowable resin or fiber use at the interface on microtensile bond strength to dentin. *Journal of Adhesive Dentistry*, **8(4)**, 247-253.

Belli, S., Erdemir, A. ve Yildirim, C. (2006b). Reinforcement effect of polyethylene fibre in root-filled teeth: comparison of two restoration techniques. *International Endodontic Journal*, **39(2)**, 136-142.

Belli, S., Erdemir, A., Ozcopur, M. ve Eskitascioglu, G. (2005a). The effect of fibre insertion on fracture resistance of root filled molar teeth with MOD preparations restored with composite. *International Endodontic Journal*, **38(2)**, 73-80.

Belli, S., Eskitaşcioğlu, G., Eraslan, O., Senawongse, P. ve Tagami, J. (2005b). Effect of hybrid layer on stress distribution in a premolar tooth restored with composite or ceramic inlay: an FEM study. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, **74(2)**, 665-668.

Belvedere, P.C. (1998). Single-sitting, fiber-reinforced fixed bridges for the missing lateral or central incisors in adolescent patients. *Dental Clinics of North America*, **42(4)**, 665-682.

Bicalho, A.A., Pereira, R.D., Zanatta, R.F., Franco, S.D., Tantbirojn, D., Versluis, A. ve Soares, C.J. (2014). Incremental filling technique and composite material-part I: cuspal deformation, bond strength and physical properties. *Operative Dentistry*, **39(2)**, 71-82.

Bier, C.A., Shemesh, H., Tanomaru-Filho, M., Wesselink, P.R. ve Wu, M.K. (2009). The ability of different nickel-titanium rotary instruments to induce dentinal damage during canal preparation. *Journal of Endodontics*, **35(2)**, 236-238.

Bilgi, P.S., Shah, N.C., Patel, P.P. ve Vaid, D.S. (2016). Comparison of fracture resistance of endodontically treated teeth restored with nanohybrid, silorane and fiber reinforced composite: an in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry*, **19(4)**, 364-367.

Bindl, A., Richter, B. ve Mörmann, W.H. (2005). Survival of ceramic computer-aided design/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macroretention geometry. *International Journal of Prosthodontics*, **18(3)**, 219-224.

Borelli, B., Sorrentino, R., Zarone, F. ve Ferrari, M. (2012). Effect of the length of glass fiber posts on the fracture resistance of restored maxillary central incisors. *American Journal of Dentistry*, **25(2)**, 79-83.

Bortoluzzi, E.A., Souza, E.M., Reis, J.M., Esberard, R.M. ve Tanomaru-Filho, M. (2007). Fracture strength of bovine incisors after intra-radicular treatment with MTA in an experimental immature tooth model. *International Endodontic Journal*, **40(9)**, 684-691.

Boyer, D.B. ve Roth, L. (1994). Fracture resistance of teeth with bonded amalgams. *American Journal of Dentistry*, **7(2)**, 91-94.

Braden, M., Davy, K.W., Parker, S., Ladizesky, N.H. ve Ward, I.M. (1988). Denture base poly(methyl methacrylate) reinforced with ultra-thin modulus polyethylene fibers. *British Dental Journal*, **164(4)**, 109-113.

Bremer, B.D. ve Geurtsen, W. (2001). Molar fracture resistance after adhesive restoration with ceramic inlays or resin-based composites. *American Journal of Dentistry*, **14(4)**, 216-220.

Brown, D. (2000). Fibre-reinforced materials. *Dental Update*, **27(9)**, 442-448.

Bru, E., Forner, L., Llena, C. ve Almenar, A. (2013). Fibre post behaviour prediction factors. A review of the literature. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, **5(3)**, 150-153.

Butchart, D.G. (1987). The retention in dentine of wider pitch self-shearing dentine pins. *British Dental Journal*, **162(1)**, 21-23.

Büttel, L., Krastl, G., Lorch, H., Naumann, M., Zitzmann, N.U. ve Weiger, R. (2009). Influence of post fit and post length on fracture resistance. *International Endodontic Journal*, **42(1)**, 47-53.

Candan, U. (2007). *Pediatric diş hekimliğinde fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin aşırı kron harabiyeti gösteren dişlerdeki başarısının incelenmesi.* (Tez). İzmir, Türkiye: Ege Üniversitesi

Caputo, A.A. ve Standlee, J.P. (1976). Pins and posts-why, when and how. *Dental Clinics of North America*, **20(2)**, 299-311.

Carvalho-Junior, J.R., Guimaraes, L.F., Correr-Sobrinho, L., Pecora, J.D. ve Sousa-Neto, M.D. (2003). Evaluation of solubility, disintegration and dimensional alterations of a glass ionomer root canal sealer. *Brazilian Dental Journal*, **14(2)**, 114-118.

Cavel, W.T., Kelsey, W.P. ve Blankenau, R.J. (1985). An in vivo study of cuspal fracture. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **53(1)**, 38-42.

Cerutti, A., Flocchini, P., Madini, L., Mangani, F., Putignano, A. ve Docchio, F. (2004). Effects of bonding composites vs amalgam on resistance to cuspal deflection for endodontically-treated premolar teeth. *American Journal of Dentistry*, **17(4)**, 295-300.

Chai, J., Takahashi, Y., Hisama, K. ve Shimizu, H. (2005). Effect of water storage on the flexural properties of three glass fiber-reinforced composites. *International Journal of Prosthodontics*, **18(1)**, 28-33.

Chan, K.C., Denehy, G.E. ve Ivey, D.M. (1974). Effect of various retention pin insertion techniques on dentinal crazing. *Journal of Dental Research*, **53(4)**, 941.

Cho, L., Song, H., Koak, J. ve Heo, S. (2002). Marginal accuracy and fracture strength of ceromer/fiber-reinforced composite crowns: effect of variations in preparation design. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **88(4)**, 388-395.

Chong, K.H. ve Chai, J. (2003). Strength and mode of failure of unidirectional and bidirectional glass fiber-reinforced composite materials. *International Journal of Prosthodontics*, **16(2)**, 161-166.

Christensen, G.J. (2004). Post concepnts are changing. *Journal of the American Dental Assocation*, **135(9)**, 1308-1310.

Cohen, S., Blanco, L. ve Berman, L. (2003). Vertical root fractures: clinical and radiographic diagnosis. *Journal of the American Dental Association*, **134(4)**, 434-441.

Costa, L.C., Pegoraro, L.F. ve Bonfante, G. (1997). Influence of different metal restorations bonded with resin on fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **77(4)**, 365-369.

Çalışkan, K. (2006). *Endodontide Tanı ve Tedaviler*. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri.

Çapar, I.D., Arslan, H., Akçay, M. ve Uysal, B. (2014). Effects of ProTaper Universal, ProTaper Next and HyFlex instruments on crack formation in dentin. *Journal of Endodontics*, **40(9)**, 1482-1484.

Çiçek, E., Aslan, M.A. ve Akkoçan, O. (2015). Comparison of the resistance of teeth instrumented with different nickel-titanium systems to vertical root fracture: an in vitro study. *Journal of Endodontics*, **41(10)**, 1682-1685.

Çobankara, F.K., Ozkan, H.B. ve Terlemez, A. (2010). Comparison of organic tissue dissolution capacities of sodium hypochlorite and chlorine dioxide. *Journal of Endodontics*, **36(2)**, 272-274.

Çobankara, F.K., Unlu, N., Çetin, A.R. ve Özkan H.B. (2008). The effect of different restoration techniques on the fracture resistance of endodontically-treated molars. *Operative Dentistry*, **33(5)**, 526-533.

Darcey, J., Jawad, S., Taylor, C., Roudsari, R.V. ve Hunter, M. (2016). Modern endodontic principles part 4: irrigation. *Dental Update*, **43(1)**, 20-30.

Davidson, C.L. ve Feilzer, A.J. (1997). Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *Journal of Dentistry*, **25(6)**, 435-440.

Davidson, C.L., de Gee, A.J. ve Feilzer, A. (1984). The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *Journal of Dental Research*, **63(12)**, 1396-1399.

Dayangaç, B. (2000). *Kompozit Rezin Restorasyonlar*. Ankara: Güneş Kitabevi.

De Gee, A.J., Wu, M.K. ve Wesselink, P.R. (1994). Sealing properties of Ketac-Endo glass ionomer cement and AH26 root canal sealers. *International Endodontic Journal*, **27(5)**, 239-244.

De Moura Junior, J.R.S., Figueiredo, A.R., Bottino, M.A. ve Claro, P.R.A. (2002). A comparative study of the flexural strength of two systems for fiber-reinforced prosthesis. *Pos-Grad Rev Odontol*, **5(2)**, 6-12.

De Sort, K.D. (1983). The prosthodontic use of endodontically treated teeth: theory and biomechanics of post preparation. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **49(2)**, 203-206.

DeBoer, J., Vermilyea, S.G. ve Brady, R.E. (1984). The effect of carbon fiber orientation on the fatigue resistance and bending properties of two denture resins. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **51(1)**, 119-121.

Deliperi, S. ve Bardwell, D.N. (2009). Reconstruction of nonvital teeth using direct-fiber reinforced composite resin: a pilot clinical study. *Journal of Adhesive Dentistry*, **11(1)**, 71-78.

Dental Amalgam (1998). Update on safety concerns. ADA council on scientific affairs. *Journal of the American Dental Association*, **129(4)**, 494-503.

Dietschi, D., Duc, O., Krejci, I. ve Sadan, A. (2007). Biomechanical considerations for the restorations of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature-part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. *Quintessence International*, **38(9)**, 733-743.

Dilts, W.E., Welk, D.A., Laswell, H.R. ve George, L. (1970). Crazeing of tooth structure associated with placement of pins for amalgam restorations. *Journal of the American Dental Association*, **81(2)**, 387-391.

Douglas, W.H. (1995). Methods to improve fracture resistance of teeth. *International Symposium on Posterior Composite Resin Restorative Materials*. Amsterdam: Peter Szulc Publishing Company.

Drummond, J.L., King, T.J., Bapna, M.S. ve Koperski, R.D. (2000). Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dental Materials*, **16(3)**, 226-233.

Dyer, S.R., Lassila, L.V., Jokinen, M. ve Vallittu, P.K. (2004). Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. *Dental Materials*, **20(10)**, 947-955.

Eakle, W.S. (1986a). Increased fracture resistance of teeth: comparison of five bonded composite resin systems. *Quintessence International*, **17(1)**, 17-20.

Eakle, W.S. (1986b). Effect of thermal cycling on fracture strength and microleakage in teeth restored with a bonded composite resin. *Dental Materials*, **2(3)**, 114-117.

Eapen, A.M., Amirtharaj, L.V., Sanjeev, K. ve Mahalaxmi, S. (2017). Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with 2 different fiber-reinforced composite and 2 conventional composite resin core buildup materials: an in vitro study. *Journal of Endodontics*, **43(9)**, 1499-1504.

Eckerbom, M., Magnusson, T. ve Martinsson, T. (1992). Reasons for and incidence of tooth mortality in a Swedish population. *Endodontics and Dental Traumatology*, **8(6)**, 230-234.

Edelhoff, D., Spiekermann, H. ve Yildirim, M. (2001). Metal-free inlay-retained fixed partial dentures. *Quintessence International*, **32(4)**, 269-281.

Elayouti, A., Dima, E., Judenhofer, M.S., Löst, C. ve Pichler, B.J. (2011). Increased apical enlargement contributes to excessive dentin removal in curved root canals: a stepwise microcomputed tomography study. *Journal of Endodontics*, **37(11)**, 1580-1584.

Ellakwa, A.E., Shortall, A.C. ve Marquis, P.M. (2002a). Influence of fiber type and wetting agent on the flexural properties of an indirect fiber reinforced composite. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **88(5)**, 485-490.

Ellakwa, A.E., Shortall, A.C., Shehata, M.K. ve Marquis, P.M. (2001). The influence of fibre placement and position on the efficiency of reinforcement of fibre reinforced composite bridgework. *Journal of Oral Rehabilitation*, **28(8)**, 785-791.

Ellakwa, A.E., Shortall, A.C., Shehata, M.K. ve Marquis, P.M. (2002b). Influence of bonding agent composition on flexural properties of an ultra-high molecular weight polyethylene fiber-reinforced composite. *Operative Dentistry*, **27(2)**, 184-191.

El-Sherif, M.H., Halhoul, M.N., Kamar, A.A. ve Nour el-Din, A. (1988). Fracture strength of premolars with class 2 silver amalgam restorations. *Operative Dentistry*, **13(2)**, 50-53.

Ergün, G. ve Yenisey, M. (2006). Fiberle güçlendirilmiş kompozit (FGK) sabit protezlerin taramalı elektron mikroskop (SEM) ile değerlendirilmesi ve içeriklerinin element analizlerinin (EDS) yapılması. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **7(2)**, 73-81.

Felden, A., Schmalz, G. ve Hiller, K.A. (2000). Retrospective clinical study and survival analysis on partial ceramic crowns: results up to 7 years. *Clinical Oral Investigations*, **4(4)**, 199-205.

Felton, D.A., Webb, E.L., Kanoy, B.E. ve Dugoni, J. (1991). Threaded endodontic dowels: effect of post design on incidence of root fracture. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **65(2)**, 179-187.

Ferrari, M., Breschi, L. ve Grandini, S. (2008). *Fiber Posts and Endodontically Treated Teeth: A Compendium of Scientific and Clinical Perspectives*. Wendywood: Modern Dentistry Media.

Ferrari, M., Manocci, F., Vichi, A., Cagidiaco, M.C. ve Mjör, I.A. (2000). Bonding to root canal: structural characteristics of the substrate. *American Journal of Dentistry*, **13(5)**, 255-260.

Frater, M., Forster, A., Kereszturi, M., Braunitzer, G. ve Nagy, K. (2014). In vitro fracture resistance of molar teeth restored with a short fibre-reinforced composite material. *Journal of Dentistry*, **42(9)**, 1143-1150.

Freeman, M.A., Nicholls, J.I., Kydd, W.L. ve Harrington, G.W. (1998). Leakage associated with load fatigue-induced preliminary failure of full crowns placed over three different post and core systems. *Journal of Endodontics*, **24(1)**, 26-32.

Freilich, M.A., Karmaker, A.C., Burstone, C.J. ve Goldberg, A.J. (1998). Development and clinical applications of a light-polymerized fiber-reinforced composite. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **80(3)**, 311-318.

Freilich, M.A., Meiers, J.C., Duncan, J.P. ve Goldberg, A.J. (2000). *Fiber-Reinforced Composites in Clinical Dentistry*. Michigan: Quintessence Books.

Freilich, M.A., Meiers, J.C., Duncan, J.P., Eckrote, K.A. ve Goldberg, A.J. (2002). Clinical evaluation of fiber-reinforced fixed bridges. *Journal of the American Dental Association*, **133(11)**, 1524-1534.

Garoushi, S. ve Vallittu, P.K. (2006). Fiber-reinforced composites in fixed partial dentures. *Libyan Journal of Medicine*, **1(1)**, 73-82.

Garoushi, S.K., Lassila, L.V. ve Vallittu, P.K. (2006). Short fiber reinforced composite: the effect of fiber length and volume fraction. *Journal of Contemporary Dental Practice*, **7(5)**, 10-17.

Gavini, G., Santos, M.D., Caldeira, C.L., Machado, M.E.L., Freire, L.G., Iglecias, E.F. ve ark. (2018). Nickel-titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. *Brazilian Oral Research*, **32(1)**, 44-65.

Gegauff, A.G., Garcia, J.L., Koelling, K.W. ve Seghi, R.R. (2002). Thermoplastic composites for veneering posterior teeth-a feasibility study. *Dental Materials*, **18(6)**, 479-485.

Gelb, M.N., Barouch, E. ve Simonsen, R.J. (1986). Resistance to cusp fracture in class II prepared and restored premolars. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **55(2)**, 184-185.

Georig, A.C. ve Mueninghoff, L.A. (1983). Management of the endodontically treated tooth. Part 2: Technique. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **49(4)**, 491-497.

Gher, M.E. Jr., Dunlap, R.M., Anderson, M.H. ve Kuhl, L.V. (1987). Clinical survey of fractured teeth. *Journal of the American Dental Association*, **114(2)**, 174-177.

Giordano, R. 2nd. (2000). Fiber reinforced composite resin systems. *Academy of General Dentistry*, **48(3)**, 244-249.

Goel, A., Rastogi, R., Rajkumar, B., Choudary, T.M., Boruah, L., Gupta, C. ve ark. (2005). An overview of modern endodontic NiTi systems. *International Journal of Scientific Research*, **4(4)**, 595-597.

Gogos, C., Stavrianos, C., Kolokouris, I., Papadoyannis, I. ve Economides, N. (2003). Shear bond strength of AH-26 root canal sealer to dentine using three dentin bonding agents. *Journal of Dentistry*, **31(5)**, 321-326.

Goldberg, A.J. ve Burstone, C.J. (1992). The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dental Materials*, **8(3)**, 197-202.

Goodacre, C.J. ve Spolnik, K.J. (1994). The prosthodontic management of endodontically treated teeth: a literature review. Part 1. Success and failure data, treatment concepts. *Journal of Prosthodontics*, **3(4)**, 243-250.

Gordon, M.P., Love, R.M. ve Chandler, N.P. (2005). An evaluation of .06 tapered gutta-percha cones for filling of .06 taper prepared curved root canals. *International Endodontic Journal*, **38(2)**, 87-96.

Göhring, T.N. ve Peters, O.A. (2003). Restoration of endodontically treated teeth without posts. *American Journal of Dentistry*, **16(5)**, 313-317.

Göktürk, H., Karaarslan, E.Ş., Tekin, E., Hologlu, B. ve Sarıkaya, I. (2018). The effect of the different restorations on fracture resistance of root-filled premolars. *BMC Oral Health*, **18(1)**, 196.

Gömeç, Y., Dörter, C., Dabanoğlu, A. ve Koray, F. (2005). Effect of resin-based material combination on the compressive and the flexural strength. *Journal of Oral Rehabilitation*, **32(2)**, 122-127.

Grandini, S., Goracci, C., Tay, F.R., Grandini, R. ve Ferrari, M. (2005). Clinical evaluation of the use of fiber posts and direct resin restorations for endodontically treated teeth. *International Journal of Prosthodontics*, **18(5)**, 399-404.

Grigoratos, D., Knowles, J., Ng, Y.L. ve Gulabivala, K. (2001). Effect of exposing dentine to sodium hypochlorite and calcium hydroxide on its flexural strength and elastic modulus. *International Endodontic Journal*, **34(2)**, 113-119.

Grimaldi, J. (1971). *Measurement of the lateral deformation of the tooth crown under axial compressive cuspal loading*. (tez). Dunedin, New Zeland: University of Otago.

Grundy, J.R. ve Jones, J.C. (1981). Coving pulpless teeth. Part 2. *British Dental Journal*, **150(12)**, 347-350.

Gulabivala, K., Patel, B., Evans, G. ve N, Y-L. (2005). Effects of mechanical and chemical procedures on root canal surfaces. *Endodontic Topics*, **10(1)**, 103-122.

Gutmann, J.L. (1992). The dentin-root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **67(4)**, 458-467.

Gürel, M.A., Helvacioğlu Kivanç, B., Ekici, A. ve Alaçam, T. (2016). Fracture resistance of premolars restored either with short fiber or polyethylene woven fiber, reinforced composite. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **28(6)**, 412-418.

Hammad, M., Qualtrough, A. ve Silikas, N. (2007). Effect of new obturating materials on vertical root fracture resistance of endodontically treated teeth. *Journal of Endodontics*, **33(6)**, 732-736.

Hamza, T.A., Rosenstiel, S.F., Elhosary, M.M. ve Ibraheem, R.M. (2004). The effect of fiber reinforcement on the fracture toughness and flexural strength of provisional restorative resins. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **91(3)**, 258-264.

Hansen, E.K. (1988). In vivo cusp fracture of endodontically treated premolars restored with MOD amalgam of MOD resin fillings. *Dental Materials*, **4(4)**, 169-173.

Hansen, E.K., Asmussen, E. ve Christiansen, N.C. (1990). In vivo fractures of endodontically treated posterior teeth restored with amalgam. *Endodontics and Dental Traumatology*, **6(2)**, 49-55.

Hara, A.T., Pimenta, L.A. ve Rodrigues, A.L. Jr. (2001). Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dental Materials*, **17(2)**, 165-169.

Hargreaves, K.M. ve Cohen, S. (2011). *Cohen's Pathways of the Pulp*. (10th ed). Missouri: Mosby Elsevier.

Hembrough, M.W., Steiman, H.R. ve Bleanger, K.K. (2002). Lateral condensation in canals prepared with nickel titanium rotary instruments: an evaluation of the use of three different master cones. *Journal of Endodontics*, **28(7)**, 516-519.

Herakovich, C. (1998). *Mechanics of fiber composites*. New York: John Wiley.

Hernandez, R., Bader, S., Boston, D. Ve Trope, M. (1994). Resistance to fracture of endodontically treated premolars restored with new generation dentine bonding systems. *International Endodontic Journal*, **27(6)**, 281-284.

Hiremath, H., Kulkarni, S., Hiremath, V. ve Kotipalli, M. (2017). Evaluation of different fibers and biodentine as alternates to crown coverage for endodontically treated molars: an in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry*, **20(2)**, 72-75.

Holand, W., Rheinberger, V., Apel, E., van't Hoen, C., Holand, M., Dommann, A. ve ark. (2006). Clinical applications of glass-ceramics in dentistry. *Journal of Material Science: Materials in Medicine*, **17(11)**, 1037-1042.

Hshad, M.E., Dalkılıç, E.E., Ozturk, G.C., Dogruer, I. ve Koray, F. (2018). Influence of different restoration techniques on fracture resistance of root-filled teeth: in vitro investigation. *Operative Dentistry*, **43(2)**, 162-169.

Hudis, S.I. ve Goldstein, G.R. (1986). Restoration of endodontically treated teeth: a review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **55(1)**, 33-38.

Hunter, A.J., Feiglin, B. ve Williams, J.F. (1989). Effect of post placement on endodontically treated teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **62(2)**, 166-172.

Hülsmann, M., Peters, O.A. ve Dummer P.M.H. (2005). Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic Topics*, **10**, 30-76.

Hürmüzlü, F., Kiremitçi, A., Serper, A., Altundaşar, E. ve Siso, S.H. (2003). Fracture resistance of endodontically treated premolars restores with ormocer and packable composite. *Journal of Endodontics*, **29(12)**, 838-840.

İnan, M. 2015. *Cisimlerin Mukavemeti. Güncellenmiş 10. Baskı*. İstanbul: İstanbul Teknik Üniversitesi Vakfı Yayınları.

Jafari Navimipour, E., Ebrahimi Chaharom, M.E., Alizadeh Oskoe, P., Mohammadi, N., Bahari, M. ve Firouzmandi, M. (2012). Fracture resistance of endodontically-treated maxillary premolars restored with composite resin along with glass fiber insertion in different positions. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Propects*, **6(4)**, 125-130.

Jagadish, S. ve Yogesh, B.G. (1990). Fracture resistance of teeth with class 2 silver amalgam, posterior composite and glass cermet restorations. *Operative Dentistry*, **15(2)**, 42-47.

Jagger, D.C., Harrison, A. ve Jandt, K.D. (1999). The reinforcement of dentures. *Journal of Oral Rehabilitation*, **26(3)**, 185-194.

Jameson, M.W., Hood, J.A. ve Tidmarsh, B.G. (1993). The effects of dehydration and rehydration on some mechanical properties of human dentine. *Journal of Biomechanics*, **26(9)**, 1055-1065.

Johnson, J.K. ve Sakumura, J.S. (1978). Dowel form and tensile force. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **40(6)**, 645-649.

Joynt, R.B., Wieczkowski, G.Jr., Klockowski, R. ve Davis, E.L. (1987). Effects of composite restorations on resistance to cuspal fracture in posterior teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **57(4)**, 431-435.

Kahler, B., Swain, M.V. ve Moule, A. (2003). Fracture-toughening mechanisms responsible for differences in work to fracture of hydrated and dehydrated dentine. *Journal of Biomechanics*, **36(2)**, 229-237.

Kalburge, V., Yakub, S.S., Kalburge, J., Hiremath, H. ve Chandurkar, A. (2013). A comparative evaluation of fracture resistance of endodontically treated teeth, with variable marginal ridge thicknesses, restored with composite resin and composite resin reinforced with Ribbond: an in vitro study. *Indian Journal of Dental Research*, **24(2)**, 193-198.

Kamble, V.D., Parkhedkar, R.D. ve Mowade, T.K. (2012). The effect of different fiber reinforcements on flexural strength of provisional restorative resins: an in-vitro study. *Journal of Advanced Prosthodontics*, **4(1)**, 1-6.

Kanca, J. 3rd. (1992). Effect of resin primer solvents and surface wetness on resin composite bond strength to dentin. *American Journal of Dentistry*, **5(4)**, 213-215.

Karbhari, V.M. ve Stassler, H. (2007). Effect of fiber architecture on flexural characteristics and fracture of fiber-reinforced dental composites. *Dental Materials*, **23(8)**, 960-968.

Karbhari, V.M. ve Wang, Q. (2007). Influence of triaxial braid denier on ribbon-based fiber reinforced dental composites. *Dental Materials*, **23(8)**, 969-976.

Kemaloğlu, H., Emin Kaval, M., Turkun, M. ve Micooğulları Kurt, S. (2015). Effect of novel restoration techniques on the fracture resistance of teeth treated endodontically: an in vitro study. *Dental Materials Journal*, **34(5)**, 618-622.

Keshvad, A., Hooshmand, T., Asefzadeh, F., Khalilinejad, F., Alihemmati, M. ve Van Noort, R. (2011). Marginal gap, internal fit and fracture load of leucite-reinforced ceramic inlays fabricated by CEREC inLab and hot-pressed techniques. *Journal of Prosthodontics*, **20(7)**, 535-540.

Khalap, N.D., Hegde, V. ve Kokate, S. (2015). Fracture resistance exhibited by endodontically treated and retreated teeth shaped by ProTaper Next versus WaveOne: an in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry*, **18(6)**, 453-456.

Khan, S.I.R., Anupama, R., Deepalakshmi, M. ve Kumar, K.S. (2013). Effect of two different types of fibers on the fracture resistance of endodontically treated molars restored with composite resin. *Journal of Adhesive Dentistry*, **15(2)**, 167-171.

Khan, S.I.R., Ramachandran, A., Alfadley, A. ve Baskaradoss, J.K. (2018). Ex vivo fracture resistance of teeth restored with glass and fiber reinforced composite resin. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, **82**, 235-238.

Khoshbin, E., Donyavi, Z., Abbasi Atibeh, E., Roshanaei, G. ve Amani, F. (2018). The effect of canal preparation with four different rotary systems on formation of dentinal cracks: an in vitro evaluation. *Iran Endodontic Journal*, **13(2)**, 163-168.

Kinney, J.H., Nalla, R.K., Pople, J.A., Breunig, T.M. ve Ritchie, R.O. (2005). Age-related transparent root dentin: mineral concentration, crystallite size and mechanical properties. *Biomaterials*, **26(16)**, 3363-3376.

Kolbeck, C., Rosentritt, M., Behr, M., Lang, R. ve Handel, G. (2002). In vitro study of fracture strength and marginal adaptation of polyethylene-fibre-reinforced-composite versus glass-fibre-reinforced-composite fixed partial dentures. *Journal of Oral Rehabilitation*, **29(7)**, 668-674.

Kolbeck, C., Rosentritt, M., Behr, M., Schneider, S. ve Handel, G. (2007). Fracture strength and bond capacities of electron irradiated fiber reinforced composites. *Dental Materials*, **23(12)**, 1529-1534.

Kosa, D.A., Marshall, G. ve Baumgartner, J.C. (1999). An analysis of canal centering using mechanical instrumentation techniques. *Journal of Endodontics*, **25(6)**, 441-445.

Koulemans, F., Palav, P., Aboushelib, M.M., van Dalen, A., Kleverlaan, C.J. ve Feilzer, A.J. (2009). Fracture strength and fatigue resistance of dental resin-based composites. *Dental Materials*, **25(11)**, 1433-1441.

Koutayas, S.O., Kern, M., Ferraresso, F. ve Strub, J.R. (2000). 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. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **83(5)**, 540-547.

Kouvas, V., Liolios, E., Vassiliadis, L., Parissis-Messimeris, S. ve Boutsoukis, A. (1998). Influence of smear layer on depth of penetration of three endodontic sealers: an SEM study. *Endodontics and Dental Traumatology*, **14(4)**, 191-195.

Krejci, I., Lutz, F. ve Fülleman, J. (1992). Tooth-colored inlays/overlays. Tooth colored adhesive inlays and overlays: materials, principles and classification. *Schweiz Monatsschrift für Zahnmedizin*, **102(1)**, 72-83.

Krug, R., Krastl, G. ve Jahreis, M. (2017). Technical quality of a matching-taper single-cone filling technique following rotary instrumentation compared with lateral compaction after manual preparation: a retrospective study. *Clinical Oral Investigations*, **21(2)**, 643-652.

Krupp, J.D., Caputo, A.A., Trabert, K.C. ve Standlee, J.P. (1979). Dowel retention with glass-ionomer cement. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **41(2)**, 163-166.

Kumar, P.P., Srilatha, K.T., Nandlal, B. ve Dhull, K.S. (2015). Evaluation of the load-bearing capacity of fractured incisal edge of maxillary permanent central incisors restored with a glass fiber-reinforced nanocomposite: an in vitro study. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, **8(1)**, 22-29.

Kurer, H.G., Combe, E.C. ve Grant, A.A. (1977). Factors influencing the retention of dowels. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **38(5)**, 515-525.

Kurt, E.Ç., Özdoğan, M.S. ve Yılmaz, H. (2006). Seromerler ve fiberle güçlendirilmiş kompozitler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **16(2)**, 52-60.

Kuttler, S., McLean, A., Dorn, S. ve Fischzang, A. (2004). The impact of post space preparation with Gates-Glidden drills on residual dentin thickness in distal roots of mandibular molars. *Journal of the American Dental Association*, **135(7)**, 903-909.

Kuzekanani, M. (2018). Nickel-titanium rotary instruments: development of the single-file systems. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry*, **8(5)**, 386-390.

Labella, R., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B. ve Vanherle, G. (1999). Polymerization shrinkage and elastisity of flowable composites and filled adhesives. *Dental Materials*, **15(2)**, 128-137.

Ladizesky, N.H., Chow, T.W. ve Cheng, Y.Y. (1994). Denture base reinforcement using woven polyethylene fiber. *International Journal of Prosthodontics*, **7(4)**, 307-314.

Ladizesky, N.H., Ho, C.F. ve Chow, T.W. (1992). Reinforcement of complete denture bases with continuous high performance polyethylene fibers. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **68(6)**, 934-939.

Lagouvardos, P., Sourai, P. ve Douvitsas, G. (1989). Coronal fractures in posterior teeth. *Operative Dentistry*, **14(1)**, 28-32.

Larson, T.D., Douglas, W.H. ve Geistfeld, R.E. (1981). Effect of prepared cavities on the strength of teeth. *Operative Dentistry*, **6(1)**, 2-5.

Lassila, L.V., Nohrstrom, T. Ve Vallittu, P.K. (2002). The influence of short-term water storage on the flexural properties of unidirectional glass fiber-reinforced composites. *Biomaterials*, **23(10)**, 2221-2229.

Lassila, L.V., Tezvergil, A., Dyer, S.R. ve Vallittu, P.K. (2007). The bond strength of particulate-filler composite to differently oriented fiber-reinforced composite substrate. *Journal of Prosthodontics*, **16(1)**, 10-17.

Lassila, L.V., Tezvergil, A., Lahdenpera, M., Alander, P., Shinya, A., Shinya, A. ve ark. (2005). Evaluation of some properties of two fiber-reinforced composite materials. *Acta Odontologica Scandinavica*, **63(4)**, 196-204.

Leake, D., Reed, O.K., Armitage, J., Bokros, J. ve Haubold, A. (1979). Carbon-coated subperiosteal dental implants for fixed and movable prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **42(3)**, 327-334.

Lehmann, F., Eickemeyer, G. ve Rammelsberg, P. (2004). Fracture resistance of metal-free composite crowns-effects of fiber reinforcement, thermal cycling and cementation technique. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **92(3)**, 258-264.

Lertchirakarn, V., Palamara, J.E. ve Messer, H.H. (1999). Load and strain during lateral condensation and vertical root fracture. *Journal of Endodontics*, **25(2)**, 99-104.

Lertchirakarn, V., Palamara, J.E. ve Messer, H.H. (2003). Patterns of vertical root fracture: factors affecting stress distribution in the root canal. *Journal of Endodontics*, **29(8)**, 523-528.

Lester, K.S. ve Boyde, A. (1977). Scanning elctron microscopy of instrumented, irrigated and filled root canals. *British Dental Journal*, **143(11)**, 359-367.

Levent, H. ve Karağa  lo  lu, L. (2004). Protez ka  d rezinlerinin g   lendirilmesi. *Gazi   niversitesi Di   Hekimli  i Fak  ltesi Dergisi*, **21(2)**, 135-142.

Li, S.H., Lu, Y., Song, D., Zhou, X., Zheng, Q.H., Gao, Y. ve ark. (2015). Occurrence of dentinal microcracks in severely curved root canals with ProTaper Universal, WaveOne and ProTaper Next file systems. *Journal of Endodontics*, **41(11)**, 1875-1879.

Liberman, R., Judes, H., Cohen, E. ve Eli, I. (1987). Restoration of posterior pulpless teeth: amalgam overlay versus cast gold onlay restoration. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **57(5)**, 540-543.

Lim, S.S. ve Stock, C.J. (1987). The risk of perforation in the curved canal: anticurvature filling compared with the stepback technique. *International Endodontic Journal*, **20(1)**, 33-39.

Llena-Puy, M.C., Forner-Navarro, L. ve Barbero-Navarro, I. (2001). Vertical root fracture in endodontically treated teeth: a review of 25 cases. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, **92(5)**, 553-555.

Luthria, A., Sirekha, A., Hegde, J., Karale, R., Tyagi, S. ve Bhaskaran, S. (2012). The reinforcement effect of polyethylene fibre and composite impregnated glass fibre on fracture resistance of endodontically treated teeth: an in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry*, **15(4)**, 372-376.

Magne, P. ve Knezevic, A. (2009). Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars. *Quintessence International*, **40(2)**, 125-133.

Malferrari, S., Monaco, R. ve Scotti, R. (2003). Clinical evaluation of teeth restored with quartz fiber-reinforced epoxy resin posts. *International Journal of Prosthodontics*, **16(1)**, 39-44.

Manocci, F. ve Cowie, J. (2014). Restoration of endodontically treated teeth. *British Dental Journal*, **216(6)**, 341-346.

Marending, M., Luder, H.U., Brunner, T.J., Knecht, S., Stark, W.J. ve Zehnder, M. (2007). Effect of sodium hypochlorite on human root dentine-mechanical, chemical and structural evaluation. *International Endodontic Journal*, **40(10)**, 786-793.

Martin, W., Taylor, C., Jawad, S., Roudsari, R.V., Darcey, J. ve Qualtrough. (2016). Modern endodontic principles part 7: the restorative interface. *Dental Update*, **43(4)**, 319-320.

Miao, Y., Liu, T., Lee, W., Fei, X., Jiang, G. ve Yiang, Y. (2016). Fracture resistance of palatal cusps defective premolars restored with polyethylene fiber and composite resin. *Dental Materials Journal*, **35(3)**, 498-502.

Miettinen, V.M., Vallittu, P.K. ve Docent, D.T. (1997). Water sorption and solubility of glass fiber-reinforced denture polymethyl methacrylate resin. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **77(5)**, 531-534.

Miguez, P.A., Pereira, P.N., Foxton, R.M., Walter, R., Nunes, M.F. ve Swift, E.J. Jr. (2004). Effects of flowable resin on bond strength and gap formation in class I restorations. *Dental Materials*, **20(9)**, 839-845.

Milani, A.S., Froughreyhani, M., Rahimi, S., Jafarabadi, M.A. ve Paksefat, S. (2012). The effect of root canal preparation on the development of dentin cracks. *Iranian Endodontic Journal*, **7(4)**, 177-182.

Mokhtari, H., Rahimi, S., Forough Reyhani, M., Galledar, S. ve Mokhtari Zonouzi, H.R. (2015). Comparison of push-out bond strength of gutta-percha to root canal dentin in single-cone and cold lateral compaction techniques with AH Plus sealer in mandibular premolars. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, **9(4)**, 221-225.

Monaco, C., Arena, A., Scotti, R. ve Krejci, I. (2016). Fracture strength of endodontically treated teeth restored with composite overlays with and without glass-fiber reinforcement. *Journal of Adhesive Dentistry*, **18(2)**, 143-149.

Monaco, C., Bortolotto, T., Arena, A. ve Krejci, I. (2015). Restoring non vital premolars with composite resin onlays: effect of different fiber-reinforced composite

layers on marginan adaptation and fracture load. *Journal of Adhesive Dentistry*, **17(6)**, 567-574.

Monaco, C., Ferrari, M., Miceli, G.P. ve Scotti, R. (2003). Clinical evaluation of fiber-reinforced composite inlay FPDs. *International Journal of Prosthodontics*, **16(3)**, 319-325.

Mondelli, J., Steagall, L., Ishikiriama, A., de Lima Navarro, M.F. ve Soares, F.B. (1980). Fracture strength of human teeth with cavity preparations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **43(4)**, 419-422.

Moosavi, H., Zeynali, M. ve Pour, Z.H. (2012). Fracture resistance of premolars restored by various types and placement techniques of resin composites. *International Journal of Dentistry*, **2012**, 1-5.

Morgano, S.M. ve Brackett, S.E. (1999). Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **82(6)**, 643-657.

Mosharraf, R., Givehchian, P. ve Ansaripour, F. (2019). Comparison of color stability and fracture resistance of two temporary fiber-reinforced fixed partial denture materials. *Dental Research Journal*, **16(3)**, 185-192.

Mynampati, P., Babu, M.R., Saraswathi, D.D., Kumar, J.R., Gudugunta, L. ve Gaddam, D. (2015). Comparison of fracture resistance and failure pattern of endodontically treated premolars with different esthetic onlay systems: an in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry*, **18(2)**, 140-143.

Nagasiri, R. ve Chitmongkolsuk, S. (2005). Long-term survival of endodontically treated molars without crown coverage: a retrospective cohort study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **93(2)**, 164-170.

Narva, K.K., Vallittu, P.K., Helenius, H. ve Y-li Urpo, A. (2001). Clinical survey of acrylic resin removable denture repairs with glass-fiber reinforcement. *International Journal of Prosthodontics*, **14(3)**, 219-224.

Nicola, S., Alberto, F., Riccardo, M.T., Allegra, C., Massimo, S.C., Damiano, P. ve ark. (2016). Effects of fiber-glass-reinforced composite restorations on fracture

resistance and failure mode of endodontically treated molars. *Journal of Dentistry*, **53**, 82-87.

Nissan, J., Barnea, E., Bar Hen, D. Ve Assif, D. (2008). Effect of remaining coronal structure on the resistance to fracture of crowned endodontically treated maxillary first premolars. *Quintessence International*, **39(8)**, 183-187.

Niu, W., Yoshioka, T., Kobayashi, C. ve Suda, H. (2002). A scanning electron microscopic study of dentinal erosion by final irrigation with EDTA and NaOCl solutions. *International Endodontic Journal*, **35(11)**, 934-939.

O'Keefe, K.L., Powers, J.M., McGuckin, R.S.ve Pierpont, H.P. (1992). In vitro bond strength of silica-coated metal posts in roots of teeth. *International Journal of Prosthodontics*, **5(4)**, 373-376.

Obukuro, M., Takahashi, Y. ve Shimizu, H. (2008). Effect of diameter of glass fibers on flexural properties of fiber-reinforced composites. *Dental Materials Journal*, **27(4)**, 541-548.

Oliviera Fde, C., Denehy, G.E. ve Boyer, D.B. (1987). Fracture resistance of endodontically prepared teeth using various restorative materials. *Journal of the American Dental Association*, **115(1)**, 57-60.

Oskoe, P.A., Ajami, A.A., Navimipour, E.J., Oskoe, S.S. ve Sadjadi, J. (2009). The effect of three composite fiber insertion techniques on fracture resistance of root-filled teeth. *Journal of Endodontics*, **35(3)**, 413-416.

Oskoe, P.A., Chaharom, M.E., Kimyai, S., Oskoe, J.S. ve Varasteh, S. (2011). Effect of two types of composite fibers on fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars: an in vitro study. *Journal of Contemporary Dental Practise*, **12(1)**, 30-34.

Oskoe, S.S., Oskoe, P.A., Navimipour, E.J., Ajami, A.A., Zonuz, G.A., Bahari, M. ve Pournaghiazar, F. (2012). The effect of composite fiber insertion along with low-shrinking composite resin on cuspal deflection of root-filled maxillary premolars. *Journal of Contemporary Dental Practise*, **13(5)**, 595-601.

Özsevik, A.S., Yıldırım, C., Aydın, U., Culha, E. ve Sürmelioglu, D. (2016). Effect of fibre-reinforced composite on the fracture resistance of endodontically treated teeth. *Australian Endodontic Journal*, **42(2)**, 82-87.

Palamara, J.E., Wilson, P.R., Thomas, C.D. ve Messer, H.H. (2000). A new imaging technique for measuring the surface strains applied to dentine. *Journal of Dentistry*, **28(2)**, 141-146.

Panitvisai, P. ve Messer, H.H. (1995). Cuspal deflection in molars in relation to endodontic and restorative procedures. *Journal of Endodontics*, **21(2)**, 57-61.

Papa, J., Wilson, P.R. ve Tyas, M.J. (1993). Pins for direct restorations. *Journal of Dentistry*, **21(5)**, 259-264.

Pashley, D., Okabe, A. ve Parham, P. (1985). The relationship between dentin microhardness and tubule density. *Endodontics and Dental Traumatology*, **1(5)**, 176-179.

Pashley, D.H., Michelich, V. ve Kehl, T. (1981). Dentin permeability: effects of smear layer removal. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **46(5)**, 531-537.

Patnana, A.K., Narasimha Rao, V.V., Chandrabhatla, S.K. ve Rajasekhar, V.R. (2018). Comparative evaluation of the fracture resistance of two different fiber-reinforced composite restorations with particulate filler composite restorations. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, **11(4)**, 277-282.

Peters, O.A. (2004). Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *Journal of Endodontics*, **30(8)**, 559-567.

Pilo, R., Brosh, T. ve Chweidan, H. (1998). Cusp reinforcement by bonding of amalgam restorations. *Journal of Dentistry*, **26(5-6)**, 467-472.

Pini, M., Wiskott, H.W., Scherrer, S.S., Botsis, J. ve Belser, U.C. (2002). Mechanical characterization of bovine periodontal ligament. *Journal of Periodontal Research*, **37(4)**, 237-244.

Plasmans, P.J., Visseren, L.G., Vrijhoef, M.M. ve Kayser, A.F. (1986). In vitro comparison of dowel and core techniques for endodontically treated molars. *Journal of Endodontics*, **12(9)**, 382-387.

Polacek, P. ve Jancar, J. (2008). Effect of filler content on the adhesion strength between UD fiber reinforced and particulate filled composites. *Composites Science and Technology*, **68(1)**, 251-259.

Porter, A.E., Nalla, R.K., Minor, A., Jinschek, J.R., Kisielowski, C., Radmilovic, V. ve ark. (2005). A transmission electron microscopy study of mineralization in age-induced transparent dentin. *Biomaterials*, **26(36)**, 7650-7660.

Powers, J.M. ve Sakaguchi, R.L. (2006). *Craig's Restorative Dental Materials*. 12th edition. Missouri: Mosby.

Priya, N.T., Chandrasekhar, V., Anita, S., Tummala, M., Raj, T.B., Badami, V. ve ark. (2014). "Dentinal microcracks after root canal preparation" a comparative evaluation with hand, rotary and reciprocating instrumentation. *Journal of Clinical and Diagnostic Research for Doctors*, **8(12)**, 70-72.

Qian, W., Shen, Y. ve Haapasalo, M. (2011). *Journal of Endodontics*, **37(10)**, 1437-1441.

Qualthrough, A.J. ve Manocci, F. (2003). Tooth-colored post systems: a review. *Operative Dentistry*, **28(1)**, 86-91.

Rahman, H., Singh, S., Chandra, A., Chandra, R. ve Tripathi, S. (2016). Evaluation of fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite resin along with fibre insertion in different positions in vitro. *Australian Endodontic Journal*, **42(2)**, 60-65.

Ramos, V.Jr., Runyan, D.A. ve Christensen, L.C. (1996). The effect of plasma-treated polyethylene fiber on the fracture strength of polymethyl methacrylate. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **76(1)**, 94-96.

Rashidan, N., Esmaeili, V., Alikhasi, M. ve Yasini, S. (2010). Model system for measuring the effects of position and curvature of fiber reinforcement within a dental composite. *Journal of Prosthodontics*, **19(4)**, 274-278.

Ray, H.A. ve Trope, M. (1995). Periapical status of endodontically treated teeth in relation to the technical quality of the root filling and the coronal restoration. *International Endodontic Journal*, **28(1)**, 12-18.

Ray, H.A. ve Trope, M. (1995). Periapical status of endodontically treated teeth in relation to the technical quality of the root filling and the coronal restoration. *International Endodontic Journal*, **28(1)**, 12-18.

Raygot, C.G., Chai, J. ve Jameson, D.L. (2001). Fracture resistance and primary failure mode of endodontically treated teeth restored with a carbon fiber-reinforced resin post system in vitro. *International Journal of Prosthodontics*, **14(2)**, 141-145.

Reeh, E.S., Douglas, W.H. ve Messer, H.M. (1989b). Stiffness of endodontically-treated teeth related to restoration technique. *Journal of Dental Research*, **68(11)**, 1540-1544.

Reeh, E.S., Messer, H.H. ve Douglas, W.H. (1989a). Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *Journal of Endodontics*, **15(11)**, 512-516.

Reel, D.C. ve Mitchell, R.J. (1989). Fracture resistance of teeth restored with class II composite restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **61(2)**, 177-180.

Rees, J.S. (2001). An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies. *Journal of Oral Rehabilitation*, **28(5)**, 425-432.

Retief, D.H. (1991). Standardizing laboratory adhesion tests. *American Journal of Dentistry*, **4(5)**, 231-236.

Ribbon, Bondable Reinforcement Ribbon (1992). Ribbon Inc.: Seattle, WA, USA.

Rose, R.M., Crugnola, A., Ries, M., Cimino, W.R., Paul, I. ve Radin, E.L. (1979). On the origins of high in vivo wear rates in polyethylene components of total joint prostheses. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, **Nov-Dec(145)**, 277-286.

Rosen, H. ve Partida-Rivera, M. (1986). Iatrogenic fracture of roots reinforced with a cervical collar. *Operative Dentistry*, **11(2)**, 46-50.

Rosentritt, M., Behr, M., Leibrock, A., Handel, G. ve Friedl, K.H. (1998). Intraoral repair of fiber-reinforced composite fixed partial dentures. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **79(4)**, 393-398.

Roylance, D. (2008). *Mechanical Properties of Materials*. Cambridge: Massachusetts Institute of Technology.

Rudo, D.N. ve Karbhari, V.M. (1999). Physical behaviors of fiber reinforcement as applied to tooth stabilization. *Dental Clinics of North America*, **43(1)**, 7-35.

Said, F. ve Moskovitz, M. (2018). Effect of calcium hydroxide as a root canal dressing material on dentin fracture strength in primary teeth-in vitro study. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, **42(2)**, 146-149.

Sakaguchi, R.L. ve Powers, J.M. (2012). *Craig's Restorative Dental Materials*. 13th ed. Philadelphia: Elsevier Mosby.

Salameh, Z., Sorrentino, R., Papacchini, F., Ounsi, H.F., Tashkandi, E., Goracci, C. ve ark. (2006). Fracture resistance and failure patterns of endodontically treated mandibular molars restored using resin composite with or without translucent glass fiber posts. *Journal of Endodontics*, **32(8)**, 752-755.

Sano, H., Shono, T., Sonoda, H., Takatsu, T., Ciucchi, B., Carvalho, R. ve ark. (1994). Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength-evaluation of a micro-tensile bond test. *Dental Materials*, **10(4)**, 236-240.

Saridag, S., Sevimay, M. ve Pekkan, G. (2013). Fracture resistance of teeth restored with all-ceramic inlays and onlays: an in vitro study. *Operative Dentistry*, **38(6)**, 626-634.

Saunders, W.P. ve Saunders, E.M. (1994). Coronal leakage as a cause of failure in root-canal therapy: a review. *Endodontics and Dental Traumatology*, **10(3)**, 105-108.

Saw, L.H. ve Messer, H.H. (1995). Root strains associated with different obturation techniques. *Journal of Endodontics*, **21(6)**, 314-320.

Schäfer, E. ve Florek, H. (2003). Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *International endodontic Journal*, **36(3)**, 199-207.

Schäfer, E. ve Lohmann, D. (2002). Efficiency of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile-part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *International Endodontic Journal*, **35(6)**, 505-513.

Schmitter, M., Rammelsberg, P., Lenz, J., Scheuber, S., Schweizerhof, K. Ve Rues, S. (2010). Teeth restored using fiber-reinforced posts: in vitro fracture tests and finite element analysis. *Acta Biomaterialia*, **6(9)**, 3747-3754.

Schreiber, C.K. (1974). The clinical application of carbon fibre/polymer denture basis. *British Dental Journal*, **137(1)**, 21-22.

Schwartz, R.S. ve Robbins, J.W. (2004). Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *Journal of Endodontics*, **30(5)**, 289-301.

Scotti, N., Forniglia, A., Tempeste, R.M., Comba, A., Saratti, C.M., Pasqualini, D. ve ark. (2016). Effects of fiber-glass-reinforced composite restorations on fracture resistance and failure mode of endodontically treated molars. *Journal of Dentistry*, **53**, 82-87.

Scribante, A., Cacciafesta, V. ve Sfondrini, M.F. (2006). Effect of various adhesive systems on the shear bond strength of fiber-reinforced composite. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **130(2)**, 224-227.

Sengun, A., Cobankara, F.K. ve Orucoglu, H. (2008). Effect of a new restoration technique on fracture resistance of endodontically treated teeth. *Dental Traumatology*, **24(2)**, 214-219.

Seow, L.L., Toh, C.G. ve Wilson, N.H. (2005). Remainin tooth structure associated with various preparation designs for the endodontically treated maxillary second premolar. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, **13(2)**, 57-64.

Shafiei, F., Tavangar, M.S., Ghahramani, Y. Ve Fattah, Z. (2014). Fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars restored by silorane-based composite with or without fiber or nano-ionomer. *Journal of Advanced Prosthodontics*, **6(3)**, 200-206.

Shah, V. (1998). *Handbook of plastic testing technology 2nd ed.* New York: John Wiley.

Sharafeddin, F., Alavi, A.A. ve Talei, Z. (2013). Flexural strength of glass and polyethylene fiber combined with three different composites. *Journal of Shiraz University of Medical Sciences*, **14(1)**, 13-19.

Shillingburg, H.T. Jr., Fisher, D.W. ve Dewhirst, R.B. (1970). Restoration of endodontically treated posterior teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **24(4)**, 401-409.

Shipper, G., Teixeira, F.B., Arnold, R.R. ve Trope, M. (2005). Periapical inflammation after coronal microbial inoculation of dog roots filled with gutta-percha or resilon. *Journal of Endodontics*, **31(2)**, 91-96.

Sim, T.P., Knowles, J.C., Ng, Y.L., Shelton, J. ve Gulabivala, K. (2001). Effect of sodium hypochlorite on mechanical properties of dentine and root surface strain. *International Endodontic Journal*, **34(2)**, 12-132.

Sindel, J., Frankenberger, R., Kramer, N. ve Petschelt, A. (1999). Crack formation of all-ceramic crowns dependent on different core build-up and luting materials. *Journal of Dentistry*, **27(3)**, 175-181.

Siso, S.H., Hurmuzlu, F., Altundasar, E., Serper, A., Nagas, E. ve Savgat, A. (2005). Evaluation of the fracture resistance of root filled teeth restored with different restorative materials and post systems. *International Endodontic Journal*, **38**, 936.

Smales, R.J. ve Hawthorne, W.S. (1997). Long-term survival of extensive amalgams and posterior crowns. *Journal of Dentistry*, **25(3-4)**, 225-227.

Smith, C.T. ve Schuman, N. (1997). Restoration of endodontically treated teeth: a guide for the restorative dentist. *Quintessence International*, **28(7)**, 457-462.

Smith, D.C. (1962). Recent developments and prospects in dental polymers. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **12(6)**, 1066-1078.

Soares, C.J., Pizi, E.C., Fonseca, R.B. ve Martins, L.R. (2005). Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. *Brazilian Oral Research*, **19(1)**, 11-16.

Soares, P.V., Santos-Filho, P.C., Martins, L.R. ve Soares, C.J. (2008b). Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part I: fracture resistance and fracture mode. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **99(1)**, 30-37.

Soares, P.V., Santos-Filho, P.C.F., Queiroz, E.C., Araujo, T.C., Campos, R.E., Araujo, C.A. ve ark. (2008a). Fracture resistance and stress distribution in endodontically treated maxillary premolars restored with composite resin. *Journal of Prosthodontics*, **17(2)**, 114-119.

Sorensen, J.A. ve Martinoff, J.T. (1985). Endodontically treated teeth as abutments. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **53(5)**, 631-636.

Sorrentino, R., Monticelli, F., Goracci, C., Zarone, F., Tay, F.R., Garcia-Godoy, F. ve ark. (2007). Effect of post-retained composite restorations and amount of coronal residual structure on the fracture resistance of endodontically-treated teeth. *American Journal of Dentistry*, **20(4)**, 269-274.

Standlee, J.P. ve Caputo, A.A. (1992). The retentive and stress distributing properties of split threaded endodontic dowels. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **68(3)**, 436-442.

Standlee, J.P., Caputo, A.A. ve Hanson, E.C. (1978). Retention of endodontic dowels: effects of cement, dowel length, diameter and design. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **39(4)**, 400-405.

Standlee, J.P., Caputo, A.A., Collard, E.W. ve Pollack, M.H. (1972). Analysis of stress distribution by endodontic posts. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, **33(6)**, 952-960.

Standlee, J.P., Caputo, A.A., Holcomb, J. ve Trabert, K.C. (1980). The retentive and stress-distributing properties of a threaded endodontic dowel. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **44(4)**, 398-404.

Stankiewicz, N.R. ve Wilson, P.R. (2002). The ferrule effect: a literature review. *International Endodontic Journal*, **35(7)**, 575-581.

Starr, C.B. (1990). Amalgam crown restorations for posterior pulpless teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **63(6)**, 614-619.

Steele, A. ve Jonhson, B.R. (1999). In vitro fracture strength of endodontically treated premolars. *Journal of Endodontics*, **25(1)**, 6-8.

Stiesch-Scholz, M., Schulz, K. ve Borchertz, L. (2006). In vitro fracture resistance of four-unit fiber-reinforced composite fixed partial dentures. *Dental Materials*, **22(4)**, 374-381.

Stipho, H.D. (1998). Effect of glass fiber reinforcement on some mechanical properties of autopolymerizing polymethyl methacrylate. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **79(5)**, 580-584.

Stojicic, S., Zivkovic, S., Qian, W., Zhang, H. ve Haapasalo, M. (2010). Tissue dissolution by sodium hypochlorite: effect of concentration, temprature, agitation and surfactant. *Journal of Endodontics*, **36(9)**, 1558-1562.

Stuart, C.H., Schwartz, S.A. ve Beeson, T.J. (2006). Reinforcement of immature roots with a new resin filling material. *Journal of Endodontics*, **32(4)**, 350-353.

Subash, D., Shoba, K., Aman, S., Bharkavi, S.K.I., Nimmi, V. ve Abhilash, R. (2017). Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with biodentine, resin modified GIC and hybrid composite resin as a core material. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, **11(9)**, 68-70.

Summit, J.B., Robbins, J.W., Hilton, T.J. ve Schwarts, R.S. (2006). *Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach ed 3*. Michigan: Quintessence Books.

Suzuki, S., Saimi, Y. ve Ono, T. (2006). Evaluation of a new fiber-reinforced resin composite. *Journal of Biomedical Materials Research Part B Applied Biomaterials*, **76(1)**, 184-189.

Tagger, M., Tagger, E., Tjan, A.H. ve Bakland, L.K. (2002). Measurement of adhesion of endodontic sealers to dentin. *Journal of Endodontics*, **28(5)**, 351-354.

Taha, N.A., Palamara, J.E. ve Messer, H.H. (2009). Cuspal deflection , strain and microleakage of endodontically treated premolar teeth restored with direct resin composites. *Journal of Dentistry*, **37(9)**, 724-730.

Taher, N.M. (2001). Mechanical properties of flowable composites. *Saudi Dental Journal*, **13(1)**, 20-24.

Tamse, A. (1988). Iatrogenic vertical root fractures in endodontically treated teeth. *Endodontics and Dental Traumatology*, **4(5)**, 190-196.

Tamse, A. (2006). Vertical root fractures in endodontically treated teeth: diagnostic and clinical management. *Endodontic Topics*, **13**, 84-94.

Tamse, A., Fuss, Z., Lustig, J. ve Kaplavi, J. (1999). An evaluation of endodontically treated vertically fractured teeth. *Journal of Endodontics*, **25**(7), 506-508.

Tamse, A., Zilburg, I. ve Halpern, J. (1998). Vertical root fractures in adjacent maxillary premolars: an endodontic-prosthetic perplexity. *International Endodontic Journal*, **31**(2), 127-132.

Tarle, Z., Attin, T., Marovic, D., Andermatt, L., Ristic, M. ve Tauböck, T.T. (2015). Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity bulk-fill resin composites. *Clinical Oral Investigations*, **19**(4), 831-840.

Tezvergil, A., Lassila, L.V. ve Vallittu, P.K. (2003). The effect of fiber orientation on the thermal expansion coefficients of fiber-reinforced composites. *Dental Materials*, **19**(6), 471-477.

Thompson, S.A. (2000). An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal*, **33**(4), 297-310.

Titely, K.C., Chernecky, R., Rossouw, P.E. ve Kulakarni, G.V. (1998). The effect of various storage methods and media on shear-bond strengths of dental composite resin to bovine dentine. *Archives of Oral Biology*, **43**(4), 305-311.

Tjan, A.H. ve Whang, S.B. (1985). Resistance to root fracture of dowel channels with various thicknesses of buccal dentin walls. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **53**(4), 496-500.

Tokajuk, G., Pawinska, M., Stokowska, W., Wilczko, M. ve Kedra, B.A. (2006). The clinical assessment of mobile teeth stabilization with fibre-kor. *Advances in Medical Sciences*, **51**, 225-226.

Torabzadeh, H., Ghassemi, A., Sanei, M., Razmavar, S. ve Sheikh-Al-Eslamian, S.M. (2014). The influence of composite thickness with or without fibers on fracture resistance of direct restorations in endodontically treated teeth. *Iranian Endodontic Journal*, **9**(3), 215-219.

Tosun, G., Şener, Y. ve Şengün, A. (2005). Kompozit rezinin mineye bağlanma dayanımı üzerine farklı saklama solüsyonlarının etkisi. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **29(3)**, 2-6.

Trope, M., Langer, I., Maltz, D. ve Tronstad, L. (1986). Resistance to fracture of restored endodontically treated premolars. *Endodontics and Dental Traumatology*, **2(1)**, 35-38.

Türkaslan, S., Tezvergil-Mutluay, A., Bagis, B., Vallittu, P.K. ve Lassila, L.V. (2009). Effect of fiber-reinforced composites on the failure load and failure mode of composite veneers. *Dental Materials Journal*, **28(5)**, 530-536.

Uzunoglu, E., Aktemur, S., Uyanık, M.O., Durmaz, V. ve Nagas, E. (2012). Effect of ethylenediaminetetraacetic acid on root fracture with respect to concentration at different time exposures. *Journal of Endodontics*, **38(8)**, 1110-1113.

Vallittu, P.K. (1988). *Experiences of the glass fibres with multiphase acrylic resin systems*. Finland: A special symposium of the annual meeting of the EPA.

Vallittu, P.K. (1996). A review of fiber-reinforced denture base resins. *Journal of Prosthodontics*, **5(4)**, 270-276.

Vallittu, P.K. (1998). Compositional and weave pattern analyses of glass fibers in dental polymer fiber composites. *Journal of Prosthodontics*, **7(3)**, 170-176.

Vallittu, P.K. (1999). Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **81(3)**, 318-326.

Vallittu, P.K. (2002). *Strength and interfacial adhesion of FCR-tooth system*. Nijmegen: Symposium Book on the Scientific Workshop on Dental Fibre-Reinforced Composite.

Vallittu, P.K. ve Sevelius, C. (2000). Resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures: a clinical study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **84(4)**, 413-418.

Valyi, P. ve Gorzo, I. (2003). Current splinting methods in dentistry. *Fogorvosi Szemle*, **96(1)**, 25-28.

Van Meerbeek, B., Lambrechts, P., Inokoshi, S., Braem, M. ve Vanherle, G. (1992). Factors affecting adhesion to mineralized tissues. *Operative Dentistry*, **5**, 111-124.

Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A. ve ark. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, **26(2)**, 100-121.

Van Meerbeek, B., Willems, G., Celis, J.P., Roos, J.R., Braem, M., Lambrechts, P. ve ark. (1993). Assessment by nano-indentation of the hardness and alesticity of the resin-dentin bonding area. *Journal of Dental Research*, **72(10)**, 1434-1442.

Versluis, A., Messer, H.H. ve Pintado, M.R. (2006). Changes in compaction stress distributions in roots resulting from canal preparation. *International Endodontic Journal*, **39(12)**, 931-939.

Waki, T., Nakamura, T., Wakabayashi, K., Mutobe, Y. ve Yatani, H. (2004). Adhesive strength between fiber-reinforced composites and veneering composites and fracture load of combinations of these materials. *International Journal of Prosthodontics*, **17(3)**, 364-368.

Walia, H.M., Brantley, W.A. ve Gerstein, H. (1988). An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *Journal of Endodontics*, **14(7)**, 346-351.

Walls, A.W., Nohl, F.S. ve Wassell, R.W. (2002). Crowns and other extra-coronal restorations: resin-bonded metal restorations. *British Dental Journal*, **193(3)**, 135-142.

Walmsley, A.D, Walsh, T., Lumley, P., Burke, F.J. ve Shortall, A.C. (2007). *Restorative Dentistry 2nd Edition*. Edinburg: Churchil Livingstone.

Weine, F.S., Kelly, R.F. ve Lio, P.J. (1975). The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. *Journal of Endodontics*, **1(8)**, 255-262.

Wendt, S.L. Jr., Harris, B.M. ve Hunt, T.E. (1982). Resistance to cusp fracture in endodontically treated teeth. *Dental Materials*, **3(5)**, 232-235.

Wendt, S.L. Jr., Harris, B.M. ve Hunt, T.E. (1987). Resistance to cusp fracture in endodontically treated teeth. *Dental Materials*, **3(5)**, 232-235.

Wilcox, L.R., Roskelley, C. ve Sutton, T. (1997). The relationship of root canal enlargement to finger-spreader induced vertical root fracture. *Journal of Endodontics*, **23(8)**, 533-534.

Wilkinson, K.L., Beeson, T.J. ve Kirkpatrick, T.C. (2007). Fracture resistance of simulated immature teeth filled with resilon, gutta-percha or composite. *Journal of Endodontics*, **33(4)**, 480-483.

Xie, K.X., Wang, X.Y., Gao, X.J., Yuan, C.Y., Li, C.X. ve Chu, C.H. (2012). Fracture resistance of root filled premolar teeth restored with direct composite resin with or without cusp coverage. *International Endodontic Journal*, **45(6)**, 524-529.

Xu, J., Li, Y., Yu, T. ve Cong, L. (2013). Reinforcement of denture base resin with short vegetable fiber. *Dental Materials*, **29(2)**, 1273-1279.

Yalçın, E., Cehreli, M.C. ve Canay, S. (2005). Fracture resistances of cast metal and ceramic dowel and core restorations: a pilot study. *Journal of Prosthodontics*, **14(2)**, 84-90.

Yıldırım Oz, G., Ataoğlu, H., Kir, N. ve Karaman, A.I. (2006). An alternative method for splinting of traumatized teeth: case reports. *Dental Traumatology*, **22(6)**, 345-349.

Zare Jahromi, M., Mirzakouchaki, P., Mousavi, E. ve Navabi, A.A. (2011). Fracture strength of mesiobuccal roots following canal preparation with hand and rotary instrumentation: an in vitro study. *Iran Endodontic Journal*, **6(3)**, 125-128.

Zarei, M., Afkhami, F. ve Malek Poor, Z. (2013). Fracture resistance of human root dentin exposed to calcium hydroxide intervisit medication at various time periods: an in vitro study. *Dental Traumatology*, **29(2)**, 156-160.

Zeng, K., Oden, A. ve Rowcliffe, D. (1996). Flexure tests on dental ceramics. *International Journal of Prosthodontics*, **9(5)**, 434-439.

Zhi-Yue, L. ve Yu-Xing, Z. (2003). Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **89(4)**, 368-373.

ETİK KURUL KARARI



T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU



Sayı :64

25.11.2015

Konu :Prof. Dr. Hakan Özbaş

Sayın Prof. Dr. Hakan ÖZBAŞ
Endodonti Anabilim Dalı

İlgi: Endodonti Anabilim Dalının 19/11/2015 gün ve 363592 sayılı yazısı.

Sorumlu araştırmacılığını üstlendiğiniz 2015/67 dosya nolu "Endodontik Tedavi Görmüş ve Fiber Ağ ile Güçlendirilmiş Mezio-Okluzo-Distal (MOD) Kaviteli Dişlerin Kırılma Dirençlerinin İncelenmesi " başlıklı çalışma kurulumuzun 25/11/2015 tarih ve 22 sayılı toplantısında görüşülerek etik yönden uygun bulunmuş olup, tutanaklar ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi rica ederim.

Prof.Dr. Faruk Haznedaroğlu
İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Klinik
Araştırmalar Etik Kurul Başkanı

Eki: I.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmaları Etik Kurulu Karar Formu

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

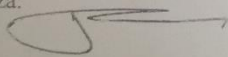
ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Endodontik Tedavi Görmüş ve Fiber Ağ ile Güçlendirilmiş Mezio-Okluzo-Distal (MOD) Kaviteli Dişlerin Kırılma Dirençlerinin İncelenmesi
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	2015/67

Z<ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	I.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	AÇIK ADRESİ:	I.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	TELEFON	4142020-30326
	FAKS	4142564
	E-POSTA	disheketikkurul@istanbul.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Prof. Dr. Hakan Özbaş
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Endodonti Anabilim Dalı
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	İ. Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı
	VARSA İDARİ SORUMLU UNVANI/ADI/SOYADI	-
	DESTEKLEYİCİ	Üniversite
	PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. gibi kaynaklardan destek alanlar için)	-
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ	-
	ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1 ☐
		FAZ 2 ☐
		FAZ 3 ☐
		FAZ 4 ☐
		Gözlemsel ilaç çalışması ☐
		Tıbbi cihaz klinik araştırması ☐
		İn vitro tıbbi tanı cihazları ile yapılan performans değerlendirme çalışmaları ☐
		İlaç dışı klinik araştırma ☒
	Diğer ise belirtiniz	
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒ ÇOK MERKEZLİ ☐ ULUSAL ☒ ULUSLARARASI ☐

Prof. Dr. Faruk Haznedaroğlu

İmza:



Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Endodontik Tedavi Görmüş ve Fiber Ağ ile Güçlendirilmiş Mezio-Okluzo-Distal (MOD) Kaviteli Dişlerin Kırılma Dirençlerinin İncelenmesi
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	2015/67

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
		ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ		2015/67	Türkçe ☒	İngilizce ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			Türkçe ☒	İngilizce ☐	Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe ☐	İngilizce ☐	Diğer ☐
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe ☐	İngilizce ☐	Diğer ☐

DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Açıklama
		SIGORTA	☐
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	☒	
	BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	☐	
	İLAN	☐	
	YILLIK BİLDİRİM	☐	
	SONUÇ RAPORU	☐	
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	☐	
	DİĞER:	☒	Anabilim Dalı Başkanlığından Üst yazı ve Akademik Kurul Kararı, literatür örneği, özgeçmişler, cd, taahhütname,

KARAR BİLGİLERİ	Karar No:64	Tarih: 25.11.2015
Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir. İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik kapsamında yer alan araştırmalar/çalışmalar için Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'ndan izin alınması gerekmektedir.		

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	PROF. DR. FARUK HAZNEDAROĞLU

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile ilişkisi	Katılım *	İmza
Prof. Dr. Faruk Haznedaroğlu	Endodonti	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi(BAŞKAN)	E X K ☐	E ☐ H X	E X H ☐	
Prof. Dr. Gamze Aren	Pedodonti	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi(BAŞKAN Y.)	E ☐ K X	E ☐ H X	E ☐ H X	
Prof. Dr. Levent Ertuğrul	Fizyoloji	İ.Ü. İstanbul Tıp Fakültesi	E X K ☐	E ☐ H X	E X H ☐	
Prof. Dr. Mustafa Demirci	Diş Hastalıkları ve Tedavisi	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E X K ☐	E ☐ H X	E X H ☐	
Prof. Dr. İlknur Özcan	Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐ K X	E ☐ H X	E X H ☐	
Prof. Dr. Funda Yalçın	Periodontoloji	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐ K X	E ☐ H X	E X H ☐	
Prof. Dr. Nil Cura	Ortodonti	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐ K X	E ☐ H X	E ☐ H X	
Prof. Dr. Fatma Gülbahar Işık	Protetik Diş Tedavisi	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐ K X	E ☐ H X	E ☐ H X	
Doç. Dr. Yusuf Emes	Ağız, Diş-Çene Hastalıkları Cerrahisi	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E X K ☐	E ☐ H X	E X H ☐	
Op. Dr. Ahmet Kocakuşak	Genel Cerrah	S.B Haseki Eğitim	E X K ☐	E ☐ H X	E X H ☐	

Prof. Dr. Faruk Haznedaroğlu
İmza:

Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.

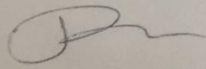
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI		Endodontik Tedavi Görmüş ve Fiber Ağ ile Güçlendirilmiş Mezio-Okluzo-Distal (MOD) Kavitetli Dişlerin Kırılma Dirençlerinin İncelenmesi							
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU		2015/67							
Y.Doç.Dr. Pembe Çağatay	Biyoistatistik	I.Ü. Sağlık Hizmetleri Mes.Yük Okulu	E ☐	KX	E ☐	H X	E ☐	H X	
Y.Doç.Dr.Güçlü Akyürek	Hukuk	MEF.Ü.Hukuk Fak	E X	K ☐	E ☐	H X	E X	H ☐	
Y.Doç.Dr.Ecz. Zeliha Pala Kara	Farmakoloji	I.Ü.Eczacılık Fakültesi	E ☐	KX	E ☐	H X	E X	H ☐	
Zahide Yonca Onur	Finansman	MDT Müh. LTD	E ☐	KX	E ☐	H X	E X	H ☐	

*:Toplantıda Bulunma

Prof. Dr. Faruk Haznedaroğlu

İmza:



Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

ENDODONTİK TEDAVİ GÖRMÜŞ VE FİBER AĞ İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ MEZİO-OKLÜZO-DİSTAL (MOD) KAVİTELİ DİŞLERİN KIRILMA DİRENÇLERİNİN İNCELENMESİ

ORJİNALLİK RAPORU

% 12	% 7	% 4	% 9
BENZERLİK ENDEKSI	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	% 4
2	acikarsiv.ankara.edu.tr İnternet Kaynağı	% 2
3	acikerisim.ege.edu.tr:8081 İnternet Kaynağı	<% 1
4	acikerisim.selcuk.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1
5	webftp.gazi.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
6	Submitted to Üsküdar Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<% 1
7	www.dogumahazirlikegitimi2018.com İnternet Kaynağı	<% 1
8	Submitted to Ondokuz Mayıs Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<% 1



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	TUĞÇE	Soyadı	TİMUR
Doğ.Yeri	Lüleburgaz	Doğ.Tar.	01.11.1988
Uyruğu	T. C.	TC Kim No	
Email	timurtugce@gmail.com	Tel	0535 358 61 55

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora		
Yük.Lis.		
Lisans	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2011
Lise	Lüleburgaz Anadolu Lisesi	2006

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	Çok iyi	İyi	İyi		