

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**ÜÇ FARKLI POST-KOR SİSTEMİNİN KIRILMA
DAYANIMLARININ İNCELENMESİ VE SONLU
ELEMEN ANALİZİ İLE STRES DAĞILIMLARININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Merve ÖZARSLAN

DOKTORA TEZİ

2019-ANTALYA

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**ÜÇ FARKLI POST-KOR SİSTEMİNİN KIRILMA
DAYANIMLARININ İNCELENMESİ VE SONLU
ELEMEN ANALİZİ İLE STRES DAĞILIMLARININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Merve ÖZARSLAN

DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN

Doç. Dr. U. Şebnem BÜYÜKKAPLAN

Bu tez Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından TDK-2017-2337 proje numarası ile desteklenmiştir.

“Kaynakça gösterilerek tezimden yararlanılabilir”

2019-ANTALYA

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne;

Bu çalışma jürimiz tarafından Akdeniz Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü ve Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü ile birlikte ortak yürütülen Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Protetik Diş Tedavisi Programında doktora tezi olarak kabul edilmiştir. 17/06/2019

İmza

Tez Danışmanı : Doç. Dr. U. Şebnem BÜYÜKKAPLAN
Akdeniz Üniversitesi



Üye : Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU
Atatürk Üniversitesi



Üye : Prof. Dr. Hanefi KURT
Medipol Üniversitesi



Üye : Doç. Dr. Elçin ESENLİK
Akdeniz Üniversitesi



Üye : Dr. Öğr. Üyesi Işın KÜRKÇÜOĞLU
Süleyman Demirel Üniversitesi



Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu'nun/...../..... tarih ve/..... sayılı kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Narin DERİN

Enstitü Müdürü

ETİK 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 çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.

Öğrenci

Merve ÖZARSLAN

İmza



Tez Danışmanı

U. Şebnem BÜYÜKKAPLAN

İmza



TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince ve tezimin hazırlanması sırasında bilgi ve tecrübesiyle gösterdiği destek ve yardımlarından dolayı saygıdeğer hocam ve Tez Danışmanım Doç. Dr. U. Şebnem BÜYÜKKAPLAN'a

Doktora başladığım ilk günden itibaren desteğini her zaman hissettiğim Dr. Öğr. Üyesi M. Mustafa ÖZARSLAN'a

Bu süreçte bilgi ve deneyimlerini esirgemeyen hocalarım Sayın Doç. Dr. Ömer KIRMALI ve Sayın Dr. Öğr. Üyesi Özlem ÜSTÜN'e

Bana kattıklarını ve yardımlarını yazsam asla bu sayfaya sığmayacak olan can dostlarıma,

Sağlık Bilimleri Enstitüsü öğretim üyelerine ve tüm yardımlarından dolayı başta Sayın Turhan TAT olmak üzere Sağlık Bilimleri Enstitüsü çalışanlarına,

Bu yola girmemin en büyük nedeni canım babama, anneme, hep yanımda olan ablama ve kardeşime, her türlü desteklerinden dolayı değerli kayınvalidem ve kayınbabama,

Tanıştığımız günden bugüne her daim anlayışı ve sabrıyla desteğini hissettiğim, tezimin ve hayatımın her aşamasında yardımlarını esirgemeyen sevgili eşim Ozan ÖZARSLAN'a ve bu süreçte hayatıma girerek varlığı ve sevgisi ile her şeyi daha anlamlı kılıp, daha renkli hale getiren canım kızım Ela'ma, teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Amaç: Bu çalışmada polieter eter keton (PEEK), cam fiber ve zirkonyum oksit post-kor restorasyonların kırılma dayanımlarının ve sonlu elamanlar analizi ile post-kor ve diş kökünde oluşan stres dağılımlarının incelenmesi amaçlanmıştır.

Yöntem: Kırılma dayanımı testi için üst santral dişlerde 1.4 mm (dar) ve 1.6 mm (geniş) çapındaki drillerle 7.5 mm (kısa) ve 10 mm (uzun) derinliğinde post boşlukları oluşturuldu (N=120). Post yuvalarına cam fiber, zirkonyum oksit ve PEEK postlar uygulandı (n=10). Örnekler için koping oluşturuldu, simante edildi. Universal test cihazı ile dişin uzun aksına 45° eğimle statik yükleme yapıldı. Sonlu eleman analizi için modellenen üst santral dişin insizal sınırının 2 mm servikalinden ve dişin uzun aksına 45° açı ile 100 N kuvvet uygulandı. Maksimum ve minimum Von Misses stresleri kaydedildi ve stres dağılımını yansıtan görseller elde edildi. Kırılma dayanımı verileri istatistiksel olarak One-Way ANOVA ve LSD testi ile değerlendirildi.

Bulgular: Kırılma dayanımları istatistiksel olarak değerlendirildiğinde post boyutları PEEK post korlar için anlamlı fark oluşturmadı ($p>0.05$). Zirkonyum oksit gruplarda en düşük anlamlı kırılma dayanımı kısa-dar grupta gözlemlendi. Cam fiber gruplarında en yüksek kırılma dayanımı uzun-geniş grupta bulgularlandı. Kısa-geniş grup dışında diğer boyutlarda PEEK'in kırılma dayanımı cam fibere kıyasla anlamlı derecede düşüktü. Post-korlar için maksimum Von Misses değerleri en yüksek PEEK post-korda (32,76 MPa) görüldü. Bu değerler cam fiber ve zirkonyum oksit post için sırasıyla 0,80 MPa ve 21,17 MPa'dı. Diş kökünde oluşan maksimum Von Misses değerleri ise en yüksek cam fiber postlu modelde (72,79 MPa) iken, zirkonyum oksit ve PEEK postlu modellerde sırasıyla 69,01 MPa ve 58,22 MPa'dı.

Sonuç: Bu çalışmada PEEK post-korlar yeterli kırılma dayanımı göstermiştir. En yüksek kırılma dayanımı ortalaması cam fiber post gruplarında gözlemlenmiştir. Sonlu eleman analizi ile değerlendirildiğinde PEEK post-korun diş kökünde oluşturduğu maksimum Von Misses değeri diğer modellere kıyasla daha düşüktü.

Anahtar Kelimeler: post-kor, PEEK, CAD/CAM, cam fiber, zirkonyum oksit

ABSTRACT

Objective: The aim of the present study was to investigate the fracture resistance of polyether ether ketone (PEEK), glass fiber and zirconium oxide post-core restorations and stress distributions of post-cores and roots by using finite element analysis (FEA).

Method: Post cavities of 7.5 and 10 mm depth were formed with 1.4 and 1.6 mm diameter drills at maxillary central incisors (N=120). Glass fiber, zirconium oxide and PEEK posts were applied to post cavities (n=10). Coping was generated for samples. Static load was applied on the long axis of tooth with 45° inclination with universal tester. FEA 100 N force was applied along to long axis of the tooth at 45° angle. Von Misses stress values were recorded and images were obtained. Fracture resistance data were statistically evaluated by using One-Way ANOVA and LSD test.

Results: When fracture resistance were evaluated, the post dimensions didn't show statistically significant difference in PEEK posts ($p > 0.05$). Among zirconium oxide groups, the lowest fracture resistance was observed in short-narrow group and the result was statistically significant. The highest fracture resistance in glass fiber groups was seen in long-wide groups. The PEEK's fracture resistance was significantly lower than glass fiber in other sizes except short-wide group. The highest Von Misses value of posts was seen in PEEK post-core (32.76 MPa). These values were 0.80 MPa and 21.17 MPa for glass fiber and zirconium oxide post. The highest Von Misses values in roots were in glass fiber post model (72.79 MPa), whereas 69.01 MPa and 58.22 MPa in zirconium oxide and PEEK posts.

Conclusion: PEEK posts showed adequate fracture resistance. The highest value of fracture resistance was observed in glass fiber post groups. The highest Von Misses value of root which was caused by PEEK post-core was lower than the all other models.

Key words: post-core, PEEK, CAD/CAM, glass fiber, zirconium oxide

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
İÇİNDEKİLER	iii
TABLolar DİZİNİ	v
ŞEKİLLER DİZİNİ	vi
SİMGELER ve KISALTMALAR	viii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Post-Kor Restorasyonlar	3
2.2. Postun Tarihsel Gelişimi	3
2.3. Post-Kor Restorasyonların Endikasyonları	4
2.4. Post Kor Restorasyonların Kontrendikasyonları	4
2.5. Post Sisteminde Aranılan Özellikler	5
2.6. Post Kor Restorasyonları için Genel Prensipler	5
2.6.1. Diş yapısının korunması	5
2.6.2. Ferrule Etkisi	6
2.6.3. Tercih Edilen Post Sistemi ile İlgili Faktörler	6
2.6.4. Simantasyonla İlgili Faktörler	8
2.7. Kullanılan Materyal Tipine Göre Postların Sınıflandırılması	10
2.7.1. Metal Alaşım Postlar	11
2.7.2. Metal Olmayan Postlar	11
2.8. Freze Tekniği	19
2.9. Polieter Eter Keton (PEEK)	20
2.9.1. PEEK'in Medikal Kullanım Alanları	21
2.9.2. PEEK'in Diş Hekimliği Alanında Kullanımı	22
2.9.3. PEEK'in İmplant Materyali Olarak Kullanımı	22
2.9.4. PEEK İmplant Abutmentler	24
2.9.5. PEEK'in Hareketli Bölümlü Protezlerde Kullanımı	25
2.9.6. PEEK'in Sabit Bölümlü Protezlerde Kullanımı	26
2.9.7. PEEK'in Ortodontik Tel Olarak Kullanımı	27

2.10. Kırılma Dayanımı Testi	28
2.11. Sonlu Elemanlar Analizi	28
2.11.1. Sonlu Eleman Analizi Aşamaları	29
2.11.2. Sonlu Eleman Analizinin Avantajları	30
2.11.3. Sonlu Eleman Analizinin Dezavantajları	31
3. GEREÇ ve YÖNTEM	33
3.1. Kırılma Dayanımı Testi	33
3.1.1. Test Grupları	36
3.1.2. Kırılma Dayanımı Testinin Uygulanması	42
3.2. Sonlu Eleman Analizi	44
3.3. İstatistiksel Yöntem	48
4. BULGULAR	49
4.1. Kırılma Dayanımı Bulguları	49
4.1.1. Gruplara Ait Tanımlayıcı İstatistikler	49
4.1.2. PEEK Post-Kor Gruplarının (PKG, PKD, PUG, PUD) Maksimum Kırılma Dayanımlarının Diğer Gruplara Göre Değerlendirilmesi	52
4.1.3. PEEK (PUG, PUD, PKG, PKD) Zirkonyum Oksit (ZUG, ZUD, ZKG, ZKD) ve Cam Fiber Post-Kor Gruplarının (FUG, FUD, FKG, FKD) Kırılma Dayanımlarının Kendi İçinde Değerlendirilmesi	54
4.1.4. Eşit Boyda ve Çapta Olan Grupların (örn: PUG, ZUG, FUG) Maksimum Kırılma Dayanımlarının Karşılaştırılması	56
4.2. Post Başarısızlık Tipleri	59
4.3. Sonlu Eleman Analizi Bulguları	60
5. TARTIŞMA	64
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	85
KAYNAKLAR	86
EKLER	
Ek 1. Etik Kurul Kararı	
ÖZGEÇMİŞ	123

TABLolar DİZİNİ

Tablo 3.1.	Örnekler	35
Tablo 3.2.	Çalışmada kullanılan materyaller	43
Tablo 3.3.	Sonlu eleman analizinde kullanılan materyallerin mekanik özellikleri	47
Tablo 4.1.	Gruplara ait kırılma dayanımlarına ilişkin tanımlayıcı istatistikler.	49
Tablo 4.2.	PEEK Post-kor gruplarının zirkonyum oksit ve cam fiber gruplarıyla karşılaştırılması	53
Tablo 4.3.	PEEK test gruplarının kendi içerisinde karşılaştırılması	54
Tablo 4.4.	Zirkonyum oksit test gruplarının kendi içinde karşılaştırılması	55
Tablo 4.5.	Cam fiber post-kor test gruplarının kendi içinde karşılaştırılması	56
Tablo 4.6.	Kısa-Geniş post gruplarının karşılaştırılması	56
Tablo 4.7.	Kısa-Dar post gruplarının karşılaştırılması	57
Tablo 4.8.	Uzun-Geniş post gruplarının karşılaştırılması	57
Tablo 4.9.	Uzun-Dar post gruplarının karşılaştırılması	57
Tablo 4.10.	Post başarısızlık tipleri	59
Tablo 4.11.	Post-kor modellerde oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri	61
Tablo 4.12.	Diş kök modelleri üzerinde oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri	63

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1.	PEEK'in kimyasal yapısı	20
Şekil 3.1.	Koronal preperasyonu yapılmış diş	33
Şekil 3.2.	Cam fiber post setlerindeki driller.	34
Şekil 3.3.	Bu çalışmada kullanılan cam fiber post	36
Şekil 3.4.	Dual-cure rezin siman setinde bulunan primer, asit ve rezin siman	36
Şekil 3.5.	C tipi silikon ile post boşluklarından alınan ölçü	37
Şekil 3.6.	Bu çalışmada kullanılan tarama cihazı	37
Şekil 3.7.	Post ölçülerinin taranması sonrası post kor model elde edilmesi	38
Şekil 3.8.	Zirkonyum oksit post korların elde edilmesi	38
Şekil 3.9.	PEEK post korların elde edilmesi	39
Şekil 3.10.	Kopinglerin tasarlanması	40
Şekil 3.11.	Koping simantasyonunda kullanılan self adeziv rezin siman	40
Şekil 3.12.	Kırılma dayanımı testi için hazırlanmış örnek	41
Şekil 3.13.	Cam fiber post-kompozit rezin kor gruplarına ait örnekler (FKD, FKG, FUD, FUG)	41
Şekil 3.14.	Zirkonyum oksit post-kor gruplarına ait örnekler (ZKD, ZKG, ZUD, ZUG)	41
Şekil 3.15.	PEEK post-kor gruplarına ait örnekler (PKD, PKG, PUD, PUG)	42
Şekil 3.16.	Universal test cihazına yerleştirilmiş örnek	42
Şekil 3.17.	PUG 1 örneğine ait kuvvet zaman grafiği	42
Şekil 3.18.	Oluşturulan geometrik modelin bileşenleri (a) PEEK veya zirkonyum oksit post-korun simüle edildiği model (b) Cam fiber post ve rezin korun simüle edildiği model	45
Şekil 3.19.	Birleştirilmiş post-core restorasyonlu diş modelinin sagittal kesiti (Meshli model)	46
Şekil 3.20.	Geometri modelinin sınır ve yükleme koşulları	46
Şekil 4.1.	Gruplara bağlı kırılma dayanımı değerleri	50
Şekil 4.2.	Materyale bağlı kırılma dayanım değeri ortalamaları	50

- Şekil 4.3.** Materyale ve boyuta bağlı maksimum kırılma dayanımı (Dar Test Grupları) 51
- Şekil 4.4.** Materyale ve boyuta bağlı maksimum kırılma dayanımı (Geniş Test Grupları) 51
- Şekil 4.5.** Post boyutlarının materyallere göre maksimum kırılma dayanımı ortalamaları 58



SİMGELER ve KISALTMALAR

Al₂O₃	: Alüminyum Oksit
Au-Pt	: Altın - Platin
Cr-Ni	: Krom - Nikel
CAD/CAM	: Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing
Cr-Co	: Krom-Kobalt
FEA	: Finite Element Analysis
GPa	: Gigapascal
mm	: Milimetre
MPa	: Megapaskal
µm	: Mikrometre
N	: Newton
Ni-Cr	: Nikel - Krom
PAEK	: Poli Aril Ether Keton
Pd-Pt-Cu	: Paladyum - Platin - Bakır
PEEK	: Polieter Eter Keton
PEKK	: Polieter Keton Keton
PMMA	: Polimetil Met Akriyat
Pt-Au-Pd	: Platin - Altın - Paladyum
Y₂O₃	: İtiryum Oxide
ZrO₂	: Zirkonyum Oksit
ZrO₂-TZP	: Zirkonyum Oksit - Tetragonal Zirkonya Polikristal

1. GİRİŞ

Estetiğin önemli olduğu ön bölgede diş kaybı durumunda meydana gelen bukkal alveoler kemik rezorpsiyonu (Ramfjord ve Costich, 1968) ve interdental dişeti kaybı yapılacak olan restorasyon için estetik beklentileri sınırlandırmaktadır. Bu durum mevcut dokuların ve sağlıklı diş yapısının korunmasını, bu dişin restore edilmesiyle estetik ve fonksiyonel bir restorasyonunun sağlanmasını öncelikli hale getirmektedir. Önceleri dişlerin sadece kronları restore edilmeye çalışılırken günümüzde aşırı madde kaybına uğramış dişlerde kök yapısını da restorasyonun içine alan post-kor restorasyonları yaygınlaşmıştır (Costich ve Ramfjord, 1968). Kök-kanal tedavisi başarılı bir dişin ağızda kalma oranının yüksek olduğu, koronal yapısı doğru şekilde restore edildiğinde tam olarak fonksiyon görebildiği rapor edilmiştir (Freedman, 2001; Holm Pedersen ve ark., 2007).

Post-kor restorasyonlarda çoğunlukla döküm veya prefabrik post kullanımı tercih edilse de hangi tekniğin ve materyalin kullanım açısından daha iyi olduğuna dair herhangi bir görüş birliği bulunmamaktadır (Tait ve ark.,2005). Kullanılan post sisteminin dişte stres oluşturmaması ve basınç nedeniyle dişte kırılmalara neden olmaması önemlidir. Kalan diş dokusundan fazla madde kaldırılmasını gerektirmemesi, kolay uygulanabilmesi ve tekrarlanmasının gerektiği durumlarda kökte fazladan preparasyona neden olmaması gereklidir. Günümüzde sıklıkla kullanılan metal postlar ve prefabrik postlar, bu gereksinimlerin sadece bir kısmını karşılamaktadır. Son dönemde kullanılmaya başlanan estetik postlar, renk uyumu ve birçok estetik postun tekrarlanabilir tedavi seçeneği sunması nedeni ile post-kor restorasyonlar için iyi bir alternatif olarak görünmekte ve kullanılmaktadır (Akkayan ve Gulmez, 2002). Ancak renk uyumu ve estetik beklentiler karşılanmış olsa da bu materyallerin çeşitli dezavantajları mevcuttur. Cam seramik restorasyonların lateral kuvvetler karşısında yeterli direnci gösterememeleri, alüminyum oksitle güçlendirilmiş seramiklerin uygulama aşamalarının uzun sürmesi ve teknik hassasiyet gerektirmesi, zirkonyum esaslı prefabrik postların kırılma dirençlerinin döküm postlara oranla düşük olması ve kök kanalı içerisinde kırılmaları durumunda çıkarılmasının güç olduğu da gösterilmiştir (Bilgin, 2008; Morgano ve Brackett, 1999) Fiber postlarda kök-kanal şekli ile birebir uyum olmaması dezavantaj sayılabilir.

Tüm bu olumsuz özellikler post-kor restorasyonlar için yeni materyallerin geliştirilmesi ihtiyacını doğurmaktadır. Bu anlamda son dönemde diş hekimliğinin farklı alanlarında tercih edilen polieter eter keton (PEEK), post-kor için şimdiye kadar kullanılan materyallerin birçok olumsuz özelliğini göstermeyen bir alternatif olarak akla gelebilir.

PEEK uzun yıllardır ortopedide kullanılan sentetik, diş renginde, polimer esaslı bir materyaldir. Son dönemde, fiziksel ve mekanik özelliklerinin kemik ve dentine benzer olması, yeterli direnç göstermesi ve doğal diş rengine yakın bir renkte olmasıyla, dental implant uygulamalarında, kron-köprü restorasyonlarında ve hareketli protezlerde (Najeeb ve ark., 2016) tercih edilmesini sağlamış ve buna dair birçok çalışmaya konu olmuştur. Uhrenbacher ve arkadaşları (Uhrenbacher ve ark., 2014) mekanik özelliklerinin mine ve dentine benzer olmasına bağlı olarak sabit restorasyonlarda PEEK'in kompozit rezinlerle birlikte kullanılabileceğini belirtmişlerdir. Diğer bir çalışmada PEEK'in CAD/CAM restorasyonları için ideal bir alternatif ve 3 üyeli köprüler için uygun olduğu gösterilmiştir (Stawarczyk ve ark., 2015).

Mevcut çalışmalar ışığında ve post-kor restorasyonlar için henüz ideal materyalin yakalanamamış olması sebebiyle, sahip olduğu fiziksel ve mekanik özelliklere bağlı olarak PEEK'in post-kor restorasyonlar için alternatif olabileceği düşünülmektedir. Bu çalışmanın amacı PEEK, cam fiber ve zirkonyum oksit post-kor restorasyonların kırılma dayanımlarının mekanik olarak ve kök-kanalı içerisinde oluşan stres dağılımlarının sonlu elamanlar analizi ile incelenmesidir.

Bu çalışmanın sıfır hipotezi, farklı post-kor sistemlerinin kırılma dayanımları ve stres dağılımları arasında fark olmadığıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Post-Kor Restorasyonlar

Post-kor restorasyonlar iki ana bölümden oluşur. İlk bölüm olan post, restorasyona destek ve tutuculuk için kök kanalı içerisine uzanan kısımdır. Kor ise kaybedilen dentin dokusunun yerine hazırlanan ve dişin kron bölümünde yer alan kısımdır. Kor, post ile birleşir ve prepare edilmiş diş şeklindedir. Daimi restorasyon için retansiyon alanı oluşturur (Rosenstiel ve ark., 2006; Jacobi ve Shillingburg, 1993; Cheung, 2005).

2.2. Postun Tarihsel Gelişimi

Kaybedilen diş dokusunun nasıl yerine konacağına dair farklı uygulamalar denenmiştir. Kalan diş dokusunun korunması için köke destekleyici bir telin uygulanmasını önerilmiştir (Cheung, 2005). 1700'lerde Fauchard retansiyonundan faydalanmak için diş kökünde tahta postlar kullanmıştır (Vichi ve ark., 2002; Smith ve Schuman, 1998). 1728 yılında bilimsel diş hekimliğinin başlamasıyla kök kanallarına post uygulanmasını ilk olarak Fauchard tanımlamıştır (Vichi ve ark., 2002; Smith ve Schuman, 1998).

1841'de Lefoulon kökün mum ile ölçüsünü aldıktan sonra model elde ederek post uygulamıştır (Smith ve Schuman, 1998). 1849 yılının başlarında kanal içinin temizlenmesi ve şekillendirme işlemlerinin üzerinde durulmaya başlanmış ve Sir John Tomes ilk defa post uzunluğu ve çapı ile ilgili bilgiler vermiştir (Smith ve Schuman, 1998). Bu bilgiler bugün kullanılan değerlere çok yakındır (Tomes, 1848; Smith ve Schuman, 1998).

19. yüzyılın sonlarında, tek parçalı porselen fasetli kronları tanımlanmış ve patenti alınmıştır. Teknolojik gelişmeler sonucu hazır döküm post-korlar tek parçalı post kronların yerini almıştır. Prefabrik post ve kompozit kor materyalleri 1960 yılından sonra geliştirilmiştir (Smith ve Schuman, 1998). 1968 yılında postların tutuculuk özellikleri araştırılmış ve tutuculuğun, çap ve düzensizliklerle orantılı olarak arttığını bildirmiştir (Vichi ve ark., 2002). 1978 yılında Miller (Miller, 1978) post-korlar için direkt model tekniğini geliştirmiştir.

Estetik beklentilerin ve arayışın artmasıyla yitrium oksitle stabilize edilmiş zirkonyum seramik postlar geliştirilmiştir (Ottl ve ark., 2002). Bu gelişmeyi cam infiltre alüminyum oksit seramikten yapılmış postlar izlemiştir (Koutayas ve Kern, 1999). 1990 yılında Duret ve arkadaşları (Duret ve ark., 1990) karbon fiber destekli rezin materyalden oluşan metalsiz post sistemini tanıtmışlardır. Bunu takiben estetik ve biyomekanik avantajlarından yararlanmak amacıyla, cam fiber ve polietilen fiber gibi farklı fiber tipleri post üretim teknolojisiyle tanıştırılmıştır.

2.3. Post-Kor Restorasyonların Endikasyonları

- Post-kor restorasyonlar, pinli kor yapımı veya tutucu saha, tutucu oluklar, yardımcı kaviteler, asit ile pürüzlendirme ve bağlanma yöntemleriyle onarılamayan kron kaybının olduğu durumlarda,
- Periodontal desteği zayıf dişlerin kron/kök oranının güçlendirilmesi gerektiğinde,
- Travma sonucu ortaya çıkan kırık vakalarında,
- Overdenture protez uygulamalarında köklerden destek, stabilite ve retansiyon alınması planlandığında, ataçmanların köklere post-kor halinde birleştirildiği durumlarda,
- Mine displazi ve distrofilerinde,
- Eski restorasyonlar veya endodontik giriş kavitesi nedeniyle aşırı madde kaybının olduğu durumlarda,
- Malpoze dişlerin konumlarının düzeltilmesi amacıyla yapılan protetik müdahalelerde kullanılırlar (Torbjörner ve Fransson, 2004; Alaçam ve ark., 1998).

2.4. Post-Kor Restorasyonların Kontrendikasyonları

- Post-kor restorasyonların, kanalları hiperkalsifiye olan dişlerde,
- Eğri ve ince köklerin varlığında,
- Kök çatlak ve kırıklarının varlığında,
- Hatalı kanal tedavisi sonucu perfore olmuş kanalların varlığında
- Israrcı periapikal patoloji varlığında,

- Yetersiz kanal dolgusu olan vakalarda,
- Oral hijyeni kötü ve motive edilemeyen hastalarda kullanımını uygun değildir. (Rosenstiel ve ark., 1995; Torbjorner ve Fransson, 2004)

2.5. Post Sisteminde Aranılan Özellikler

İdeal postların taşınması gereken başlıca özellikler aşağıdaki gibi sıralanmaktadır:

- En az preparasyonla uygulanabilmeli,
- Kor için beklenen tutuculuğu sağlamalı,
- Kanal tedavisinin yenilenmesi gibi gerekli durumlarda, kanaldan kolayca uzaklaştırılabilmeli,
- Korozyona uğramamalı,
- Kanalın formuyla uyumlu olmalı,
- Oluşan stresleri en az oranda iletmeli,
- Kanal duvarıyla arasında ince ve homojen siman kalınlığına izin vermeli,
- Çeşitli çap ve boylara sahip tipleri bulunmalı,
- Biyomekanik özellikleri diş dokularına benzer olmalı,
- Bitmiş restorasyon ve çevre dokularla estetik açıdan uyumlu olmalıdır (Cormier ve ark., 2001).

2.6. Post Kor Restorasyonları için Genel Prensipler

Postlar genellikle güçlendirme ve retansiyon amaçlı kullanılmaktadır, ancak uygulama yöntemleri nedeniyle dişlerin zayıflamasına da yol açabilmektedirler. Bu nedenle uygulanacak olan post-kor restorasyonlarda ideali sağlamak için diş ve post yapısına dair dikkat edilmesi gereken bazı prensipler ve faktörler vardır.

2.6.1. Diş yapısının korunması

Post boşluğu oluşturulurken kök kanalından fazla diş dokusu uzaklaştırılmaması önemlidir. Kök kanalını fazla genişletmek perforasyonlara ve dişin zayıflamasına neden olmakla birlikte fonksiyon sırasında kırılmalarla sonuçlanabilmektedir

(Schwartz ve Robbins, 2004). Kök kanalına direnç ve tutuculuk açısından uygun olan postun yerleştirilebileceği kadar genişletme yapılması önerilmektedir (Büttel ve ark., 2009). Bu açıdan doğru post seçimi önem taşımaktadır.

Travma, çürük, yenilenmesi gereken eski restorasyonlar ve endodontik giriş kavitesi preparasyonu koronal diş dokusunda madde kaybına neden olur. Kor materyalinin stabilizasyonu için en az 1 mm kalınlığında sert dokunun gerekli olduğu belirtilmiştir. Koronal kısımda sert doku kalınlığının 1 mm nin altında olduğu yerler post-kor restorasyonu öncesinde kaldırılmalıdır (Peroz ve ark., 2005).

2.6.2. Ferrule Etkisi

Protetik terimler sözlüğünde diş kökünü veya kronu çevreleyen sağlam dentin bandı veya halkası olarak tanımlanan ferrule, Latince “ferrum” dan köken alır ve “bilezik” anlamındadır. Kron restorasyonunun dişeti üzerindeki diş dokusunu sarmasıyla da ferrule etkisi elde edilmektedir. Ferrule kök bütünlüğünü korumak için destek ve antirotasyonel etki sağlar (Ricketts ve ark., 2005). Çalışmalar koronal veya dişeti üzerindeki diş dokusundaki artışın diş ve restorasyonun prognozunu önemli derecede iyileştirdiğini göstermiştir (Naumann ve ark., 2007).

Ferrule varlığının post kor restorasyonlu diş kama etkisine karşı koruduğu bildirilmiştir (Loney ve ark., 1990). Ferrule yapısı olan dişler gelen oklüzal kuvvetler karşısında bir bütün gibi davranır ve kuvvetleri periodontal dokulara iletir. Ferrulenin yetersiz olduğu dişlerde oklüzal kuvvetler doğrudan posta iletilir. Bu durum post veya kök kırıklarına neden olabilir. Ferrule yetersizliğinde cerrahi veya ortodontik olarak kron boyu uzatması yapılabilir (Ordu ve Bağlar, 2017).

Preparasyon bitiş çizgisinin koronalinde bulunan 1-2 mm diş yapısının dişin kırılma direncini arttırdığı bildirilmiştir (Ricketts ve ark., 2005; Baba ve ark., 2009). Başka bir çalışmada 2 mm’lik ferrule uzunluğunun kırılma direncini anlamlı derecede arttırdığı bildirilmiştir (Akkayan, 2004).

2.6.3. Tercih Edilen Post Sistemi ile İlgili Faktörler

Post uzunluğunun etkisi: Post, kök bütünlüğünü açısından sorun oluşturmayacak, klinik gereksinimleri yerine getirebilecek uzunluğa sahip olmalıdır (Stephen ve Richard, 2002). Post uzunluğundaki artış post retansiyonunun da artmasını sağlar (Robbins, 1990; Stephen ve Richard 2002). Post uzunluğunda 3 mm lik bir artış (5

mm'den 8 mm'ye çıkarılması) retansiyonun % 47 oranında artmasını sağlamıştır. (Stephen ve Richard, 2002).

Postun uzunluğunun kron boyuyla eşit veya daha uzun olması gerektiği savunulmuştur (Lloyd ve Palik, 1993). Rutinde postun kanal içindeki boyunun kök boyunun 2/3 ü kadar olması tercih edilmektedir (Stockton, 1999). Post uzunluğu belirlenirken apikaldeki dolgu materyalinin en az 3-5 mm arasında kalmasına dikkat edilmelidir. Daha kısa apikal tıkama başarısızlığa neden olabilmektedir (Stephen ve Richard, 2002).

Post çapının etkisi: Goodacre ve Spolnik (Goodacre ve Spolnik, 1995) post çapının ilgili bölgedeki kök çapının 1/3'ünü geçmemesi gerektiğini ifade etmişlerdir. Post ucunun çapının genellikle 1 mm veya 1 mm'den daha az olması gerektiği bildirilmiştir (Goodacre ve Spolnik, 1995; Stockton, 1999). Lloyd ve Palik (Lloyd ve Palik, 1993) kök çapının 1/3'ünü geçmeyen ve minimum 1 mm çapa sahip postların klinik açıdan rehber olarak kullanılmasının doğru olmadığını bildirmiş ve Isidor ve arkadaşları (Isidor ve ark., 1999) tarafından post çapı için konservatif, korumacı ve oransal yaklaşımlar önerilmiştir. Cam fiberle güçlendirilmiş epoksi rezin postlar üzerine yapılan bir çalışmada tamiri güç olan kırıkları önlemek için küçük çaplı postların kullanılması önerilmiştir (Tey ve Lui, 2014).

Post dizaynı: Postun şekli, endodontik tedavili dişlerin prognozu açısından oldukça önem taşımaktadır. Fotoelastik çalışmalar konik postların diş üzerindeki lateral kuvvetleri köke ilettiğini göstermiştir. Bu tip kuvvetler sonucunda vertikal kök kırıkları oluşabilmektedir (Stephen ve Richard, 2002). Ayrıca konik postlar koronal bölgede stres artışına neden olmaktadır. Kanal duvarlarına iyi adapte olan, pasif uyum gösteren, paralel kenarlı postların en az stresle en iyi retansiyonu sağladığı rapor edilmiştir (Lloyd ve Palik, 1993). Baba ve Goodacre (Baba ve Goodacre, 2014) tarafından yapılan bir çalışmada apikalde 2-3 mm'lik konikliğe sahip paralel postların stresleri daha iyi dağıttığı savunulmuştur.

Post yüzeyi: Post tercihinde yüzey şekli, tutuculuk açısından oldukça önemlidir. Post yüzeyi pürüzsüz veya yivli olabilir. Aktif postlar retansiyonlarını vida yivleri sayesinde mekanik olarak kazanırken paralel postlar siman ile kök kanal duvarlarına tutunur (Stephen ve Richard, 2002). Bir çalışmada apikale doğru incelen (% 2) ve

paralel postlara (% 1) kıyasla aktif postlarda (% 7) daha fazla kök kırığı gözlemlendiği belirtilmiştir (Baba ve Goodacre, 2014).

2.6.4. Simantasyonla İlgili Faktörler

Post-kor restorasyonlar için uygun simanın seçilmesi sızıntıyı önlemek, tutuculuğu ve direnci sağlamak açısından oldukça önemlidir (Morgano ve Brackett, 1999). Postlarda en sık karşılaşılan başarısızlık sebebinin desimantasyon olduğu düşünüldüğünde, diş hekimleri kullanılan post sistemine bağlı olarak tercih ettikleri simanların tutuculuk ve bağlanma özelliklerini de değerlendirmelidir (Bateman ve Ricketts, 2003). Yapılan bir araştırmada simanların, plastik deformasyon ve mikrosızıntı potansiyeli, su emilimi, sertleşme karakteristiği, sıkışma direnci, elastisite modülü, uygulama ve bağlanma şeklinin post-kor restorasyonun başarısını etkilediği tespit edilmiştir (Morgano ve Brackett, 1999).

Simanlar adeziv ve adeziv olmayan simanlar olarak ikiye ayrılır. Adeziv olmayan simanlar mekanik tutuculuk sağlarlar ve çinko fosfat, polikarboksilat ve cam iyonomer simanlar bu simanlardandır. Bu simanların elastisite modülleri dentinden düşüktür. Adeziv simanlar ise rezin simanlar ve rezin modifiye cam iyonomer simanlardır (Morgano ve Brackett, 1999; Kenneth ve Ralph, 2003). Post ve diş yapısına kimyasal bağlantı sağlayarak tutuculuğu artırırlar (Loney ve ark., 1990). Adeziv simanların başarısı kök dentin yüzeyindeki öjenolden etkilenir. Öjenol, serbest radikal ilaveli polimerizasyonu engeller ve simanın sertleşme reaksiyonunu etkisiz kılar.

Birçok *in vitro* çalışmada adeziv olarak simante edilen pürüzsüz yüzeyle postların, çinko fosfatla simante edilenlere göre kırılma dayanıklılığının çok daha yüksek olduğu gösterilmiştir (Morgano ve Brackett, 1999). Güncel adeziv sistemler geleneksel simanlara kıyasla kenar uyumunu ve retansiyonu arttırmakta, kökte oluşabilecek stresleri azaltmakta ve tamiri zor olan kırıklara daha az sebep olmaktadır (Makade ve ark., 2011). Siman, gelen yükler karşısında tamponlama görevi görmekte ve streslerin dağıtılmasına yardımcı olmaktadır (Burgess, ve ark., 1992; Maccari ve ark., 2003). Ayrıca, post simantasyonunda kullanılan rezin, fiber postların kompozit üst yapılara bağlanmasını da kolaylaştırmaktadır (Gopal ve ark., 2017).

Estetik sebebiyle tercih edilen fiber destekli ve zirkonya esaslı postların simantasyonunda rezin esaslı simanların kullanımı önerilmektedir. Özellikle fiber postlar için su emilimi gibi bir dezavantaj adeziv simantasyonla giderilmeye çalışılır (Morgano ve Brackett, 1999). Fiber destekli ve zirkonya esaslı postların rezin esaslı simanlarla bağlanma dayanımı çeşitli çalışmalarda değerlendirilmiştir (Perez ve ark., 2006; Mannocci ve ark., 1999). Resin esaslı simanların fiber postlarla adezyonunun yeterli olduğu ve zirkonya esaslı postlarda ise resin esaslı simanların yeterli adezyon gösteremediği bildirilmiştir (Mannocci ve ark., 1999). Bu bağlantıların güçlendirilmesinde mekanik ve kimyasal yüzey işlemleri önerilmektedir (Monticelli ve ark., 2006).

Fiber postların kök kanalına simantasyonunda ışıkla sertleşen resin esaslı simanlar, kanal içine uygun olarak yerleştirilebilmesi için yeterli zamana ve kontrole izin verdiğinden bu işlem için daha uygundur (Yoldaş ve Alaçam, 2005). Ancak kök kanalı içerisindeki simanın, özellikle 4-5 mm'den daha fazla derine yerleştirildiği durumlarda, tam olarak polimerizasyonu garanti edilemez. Bunun nedeni ışık geçişinin sınırlanmış olmasıdır. Fiber postların simantasyonunda ışık geçirme kapasitelerine göre siman seçimi yapılmalıdır. Transludent olmayan postlar ışık geçişini daha fazla engeller. Bu gibi durumlarda ışıkla sertleşen resin esaslı simanlar yerine kimyasal olarak sertleşen resin esaslı simanlar tercih edilebilir. Simanın akışkan olması ve uzun çalışma süresine sahip olması gereklidir. Transludent postlar ise ışıkla sertleşen resin esaslı simanlar ile daha kolay şekilde simante edilebilirler (Boschian ve ark., 2002). Işıklı sertleşen resin simanların polimerizasyon derinliği polimerizasyon süresinin arttırılmasıyla artmaktadır (Yoldaş ve Alaçam, 2005).

Simanın kanal içerisine gönderilme şekli simantasyonun başarısında önemli bir etkidir. Postların simantasyonunda en ideal yöntemin belirlenmesi için yapılan bir çalışmada, simanın kök kanalı içerisine lentülo ile gönderilmesinin diğer yöntemlerden (post yüzeyine sürülmesi veya endodontik taşıyıcı ile kanala yerleştirilmesi) daha iyi olduğu bildirilmiştir. Simanın kök kanalına lentülo yardımıyla gönderilmesi ve post yüzeyine bir miktar siman uygulandıktan sonra kanala simante edilmesi önerilmektedir (Stockton, 1999). Lentülonun oluşturduğu santrifüj etkisi simanı kanal duvarına düzgün bir biçimde dağıtır. Bu yöntemle siman içerisinde hava kabarcıkları ve boşluk kalması engellenir dolayısıyla kanal duvarıyla

temas eden siman miktarı artar (Rosenstiel ve ark., 2006). Otomatik karıştırıcı uçlar kullanılarak baz ve katalizörün karıştırıldığı rezin esaslı simanlar ince karıştırma ucu (endo tip) kanal içine yerleştirilerek apikalden başlayarak siman kanal içine uygulanabilir. Kanal simanla doldurulduktan sonra, post simanla kaplanıp yerleştirilebilir (Fernandes ve Dessai, 2001).

2.7. Kullanılan Materyal Tipine Göre Postların Sınıflandırılması

Metal Alaşım Postlar

- Paslanmaz çelik

- Titanium

- Cr-Ni

- Pd-Pt-Cu

- Au-Pt

- Amalgam

Metal Olmayan Postlar

- Fiberle Güçlendirilmiş Postlar

Karbon fiber postlar

Cam fiber postlar

Kuartz fiber postlar

Polietilen fiber postlar

- Seramik Postlar

Cam seramikler

Alüminyum oksit ile güçlendirilmiş seramik postlar

Zirkonyum esaslı seramik postlar

- Yüksek Performanslı Polimer PEKK Post-Kor Sistemi (Ordu ve Bağlar, 2017).

2.7.1. Metal Alaşım Postlar

Kişiye özel olarak döküm post-kor şeklinde hazırlanabilen metal alaşım postların piyasada Pt-Au-Pd, Ni-Cr, Cr-Co, titanyum ve paslanmaz çelikten üretilen prefabrik olanları da mevcuttur. Bu post sistemlerinin korozyona karşı düşük direnç göstermeleri ve paslanmaz çeliğin nikel içeriği nedeniyle alerjik reaksiyonların gözlenebilmesi kullanımlarını kısıtlamaktadır. Altın, platin, palladyum gibi soy metallerden üretilen metal alaşım postlar ise biyouyumlu olmaları ve antibakteriyel özellikleri nedeniyle avantajlıdır. Elastisite modülü dentinden 10 kat fazla olan titanyum alaşımından (110 GPa) elde edilen postların radyoopak görüntüsü postun kanal içindeki pozisyonunun tayin edilebilmesini zorlaştırabilmektedir. Naumann ve arkadaşları (Naumann ve ark., 2007), 3 yıllık takibe dayalı çalışmalarının sonucunda prefabrike titanyum postlar ve fiber postlar arasında klinik farklılık olmadığını bildirmişlerdir.

Metal alaşım postların yüksek elastisite modülüne sahip olmaları, diş dokusuna fazla kuvvet iletmeleri ve estetik açıdan yetersiz olmaları nedeniyle metal olmayan post sistemlerine ihtiyaç duyulmuştur.

2.7.2. Metal Olmayan Postlar

Doğal dişin optik özelliklerini yansıtan restoratif materyallerin gelişmesine paralel olarak metal olmayan postların üretimi ve klinik kullanımı yaygınlaşmıştır.

Fiberle Güçlendirilmiş Postlar

Post-korlar için ideal bir materyalin bulunamamış olması üreticileri yeni materyaller bulma arayışına itmiştir. Bu durumun sonucu olarak karbon, cam, polietilen ve kuartz fiber post gibi yeni alternatifler geliştirilmiştir. Fiber postlar özel bir kompozit materyal içine gömülmüş fiber demetleri içermektedir. Matriks yapı poliamid, polyester, poliolefin, polimid, poliarilat, poliüretan, vinil esterler veya epoksi temelli polimer materyallerden üretilmektedir. Polimer yapıda tercih edilen monomerler;

- Bisfenol A-Glisidil metakrilat (BIS-GMA),
- Poliüretan dimetakrilat (PUDMA),
- Trietilen glikol dimetakrilat (TEDGMA),

- Polietilen glikol dimetakrilat (PEGDMA),
- Üretan dimetakrilat (UDMA),
- Heksandiol dimetakrilat (HDDMA),
- Polikarbonat dimetakrilat (PCDMA)'dir.

Bu post sistemlerinde matriks ve fiber bağlantısı için ajan olarak ise silan kullanılmaktadır. Polimer matriksler, görülebilir ışıkla sertleşen, kendiliğinden sertleşen ve dual sertleşen tipte olabilir. Polimer matrikse, polimerizasyon hızlandırıcılar, polimerizasyon başlatıcılar, ultraviyole ışık emiciler, anti-oksidanlar, baryum sülfat radyopak ajanlar eklenebilir. Matriks içine miktarı özel belirlenen quartz baryum silikat, baryum sülfat, baryum borosilikat, amorf silika, kalsiyum fosfat, alumina, zirkona gibi doldurucular eklenebilir (Grandini ve ark., 2005; Trabert ve Cooney, 1994; Tait ve ark., 2005).

Oldukça hafif olan fiberler, gerilme kuvvetlerine karşı güçlü bir yapı sergileyen materyallerdir (Schwartz ve Robbins, 2004). Fiberlerin polimer matriks içine gömülmesiyle oluşturulan postların kırılma dirençlerinde, sertlik ve yorulma dayanımlarında artış gözlenmiştir (Drummond, 2000). Farklı akslarda, örgü formda düzenlenmiş fiberler ise paralel olarak düzenlenmiş olanlara oranla daha iyi eğilme ve bükülme direnci gösterirler. Bu sistemlerin fiber oranı yaklaşık % 35-65 arasındadır (Qualtrough ve Mannocci, 2003) ve yüksek fiber içeriğine sahip olan post tipik olarak daha sert ve dayanıklıdır. (Christensen, 1998; Assif ve Gorfil, 1994). Fiber ile güçlendirilmiş postlar, homojen olmayan yapıda olup, kuvvetler karşısında bükülmektedirler. Bu yapıları, streslerin post ve dentin arasında dağılmasını mümkün kılmaktadır (Toksavul ve ark.,2005).

Fiber post sistemlerin en önemli özelliklerinden biri dentine yakın elastisite modülüne (16-40 GPa) (Pest ve ark., 2002) sahip olmalarıdır. Gelen kuvvetler karşısında dentine benzer tepki göstermelerini sağlayan bu özellik (Naumann ve ark., 2007; Schmitter ve ark., 2007) aynı zamanda oluşan streslerin post tarafından absorbe edilmesini sağlamaktadır ve kökte stres odakları ile kök kırıklarının oluşmasını engellemektedir (Akkayan ve Gülmez, 2002).

Aktif yivler yerine sahip olduğu retansiyon olukları sayesinde kanala pasif olarak yerleşen fiber postların kanal duvarları ile arasında yapıştırıcı ajan yardımıyla hibridizasyon oluşur. Bu durum kök dentini içerisinde stres oluşumunu azaltmaktadır

(Tait ve ark., 2005). Bununla birlikte tasarımı fiber postlar ile uyumlu ve bu tip postlar için üretilmiş frezlerin kullanılması aşırı doku kaybını önleyerek, restore edilecek dişin bütünlüğünün korunmasına da yardımcı olur (Ordu ve Bağlar, 2017).

İçeriğinde metal alaşımı bulunmaması fiberle güçlendirilmiş postlarda korozyon olasılığının ve metal alerjisi gibi reaksiyonların önüne geçer. Estetiğin önemli olduğu bölgelerin restorasyonunda, özellikle tam seramik kronlarla birlikte başarılı sonuçlar verirler. Ayrıca ilgili dişin endodontik tedavisinin yenilenmesini gerektiren durumlarda kök kanalından kolayca uzaklaştırılabilirler (Cheung 2005).

Literatürde fiber postların başarısızlık oranının değerlendirildiği 6 yıllık retrospektif bir çalışmaya göre bu oran yalnızca %3.2 olarak belirtilirken, başka bir retrospektif çalışmada fiber postlar ait başarı oranı %95 olarak rapor edilmiştir (Ferrari ve ark., 2000; Fredriksson ve ark., 1998).

Post materyalinin kök kanalına simantasyonunda 1980'li yılların başından itibaren geleneksel çinko-fosfat simanlara nazaran rezin simanlar tercih edilmeye başlanmıştır. Resin simanların postun retansiyonunu (Tjan ve ark., 1987; Goldman ve ark., 1984) ve kırılmaya karşı toplam direncini arttırdıkları gösterilmiştir. (Cohen ve ark., 1998; O'Keefe ve ark., 2000).

Günümüzde, fiber destekli kompozit rezin postlar, kullanımlarının kolay olması, estetik özellikleri ve dentininkine benzer elastisite modüle sahip olmaları nedeniyle yaygın olarak kullanılmaktadır.

Karbon Fiber Postlar: Diş hekimliğinde geliştirilen ve içeriğinde metal alaşım bulunmayan ilk post sistemi karbon fiberden yapılmış prefabrike postlardır (Çökük, 2009). Bu postlar, postun ağırlık olarak % 64'nü meydana getiren ve epoksi matriks içerisinde paralel şekilde sıralanmış, ortalama 8µm çapındaki karbon fiberlerden oluşmaktadır. Korozyona uğramayan karbon fiber postlar, streslere ve yorgunluğa karşı yüksek dayanım gösterirler (Fredriksson ve ark., 1998). Sahip oldukları baskı dayanımı (440 MPa), makaslama dayanımı (170 MPa) ve elastisite modülü (17 GPa) gibi özellikleri sayesinde karbon fiber postların diş dokusunda geleneksel postlara kıyasla daha az strese neden oldukları bildirilmiştir (Karamustafa, 2006). Karbon fiber postlar, elastisite modülleri düşük olduğu için deformasyona uğramaz (Bilgin ve Öztürk, 2008).

Orijinal görüntüleri ile siyah renkte olan karbon fiber postlar, dişeti kenarında renk değişikliğine neden olurlar. Ayrıca estetiğin önemli olduğu ön bölge restorasyonlarında tam seramik restorasyonlarla birlikte kullanımları uygun değildir (Bilgin ve Öztürk, 2008). Bunun dışında bu postların su emilimlerinin yüksek olması ve radyolüsent görüntü vermeleri gibi dezavantajları da mevcuttur. (Torbjorner ve ark., 1996; Artopoulou ve ark., 2006). King ve arkadaşları (King ve ark., 2003) tarafından yapılan bir çalışmada 24 saat suda bekletilerek test edilen karbon fiber postların dayanımlarının üçte bir oranında azaldığı belirtilirken takibini yaptıkları postların erken dönemdeki başarısızlığının klinik kullanım sırasında çevredeki dokulardan su emmesine bağlı olduğu ifade edilmiştir.

Fredrikson ve arkadaşları (Fredrikson ve ark., 1998) ise 1 yıllık takip sürecine tabi tuttıkları karbon fiber postlu dişlerde genel olarak komplikasyon ortaya çıkmadığını, değerlendirilen dişlerin yalnızca % 2 sinin çekiminin gerektiğini ve buna post sisteminden bağımsız komplikasyonların sebep olduğunu belirtmişlerdir (Fredriksson ve ark., 1998). Bazı araştırmacılar karbon fiberle güçlendirilmiş postların cam fiber postlara göre yaklaşık üç kat daha fazla olan elastisite modülü değerlerinin (Torbjorner ve Fransson, 2004), fiberle güçlendirilen postlardan beklenen mekanik avantajları ortadan kaldırdığını bildirmiştir (Love ve Purton, 1996).

Cam Fiber Postlar: Cam fiber postlar karbon fiber postların estetik problemlerini gideren, diş rengine yakın beyaz, translüsent ve opak renkleri olan post sistemleri olarak klinik kullanımda yerini almıştır. (Bateman ve ark. 2003; Shetty ve ark. 2005; Toksavul ve ark. 2005; Artopoulou ve ark., 2006). Cam fiberle güçlendirilmiş polimerler diş hekimliğinin birçok alanında kullanılmaktadır (Akkayan, 2004).

Zirkonyum seramik ve karbon fiber postlardan sonra ilk kez 1992 yılında geliştirilen cam fiber post sistemleri (Bavbek ve ark., 2007; Lassila ve ark., 2004), rezin matriks içinde tek yönlü olarak sıralanmış cam fiberlerden oluşur (Shetty ve ark. 2005). Karbon fiberlerden daha düşük dirence sahip olan cam fiber postlar (Goldberg ve Burstone, 1992) döküm postlarla kıyaslandığında, kullanım ömrü açısından daha başarılı bulunmuştur (4 yıllık takip) (Ferrari ve ark., 2000).

Dentinin elastisite modülü 14-18 GPa aralığında iken bu değer cam fiber postlar için 9-50 GPa aralığındadır (Lassila ve ark., 2004). Korozyona karşı dirençli ve biyouyumlu cam fiber postlar uygulama sırasında istenilen uzunluğa kolayca

getirilebilir (Eskitaşcıoğlu ve ark., 2002). Bunun dışında cam fiber postların estetik ve biyolojik uyumlarının iyi olması, iyi ışık geçirgenliği sayesinde rezin esaslı simanlar ile yüksek kimyasal bağlantı kurabilmeleri ve özellikle metal içermeyen restorasyonlarla birlikte kullanılabilir olması gibi avantajları da bulunmaktadır. (Freedman, 2001; Robbins, 2002; Shetty ve ark., 2005). Cam fiber postların en önemli dezavantajı ise rezin matriks ile zayıf bağlantı oluşturmaları olarak bildirilmiştir (Artopoulou ve ark., 2006).

Kuartz Fiber Postlar: Kuartz fiber postlar ilk defa 1998 yılında “Aestheti Plus” ticari ismiyle geliştirilmiştir. Kristalize formdaki saf silika olan kuartz, dışuk termal ekspansiyon katsayısına sahip biyoyumlu bir materyaldir (Rosato, 2004).

Kuartz fiber postlar, beyaz, translusent veya opak renkte bulunurlar (Bateman ve ark., 2003). Bu postlar 8 μm çapında kuartz fiber liflerinin epoksi rezin matriks içerisine gömülmesiyle oluşur ve içeriklerinde baryum bulundururlar. Mikroporz yüzey özelliği gösteren kuartz fiber postların birim yüzey alanına dışen fiber liflerinin fazla olması nedeniyle çekme direnci; cam fiber postlara kıyasla daha yüksektir. Bununla birlikte kırılma dirençleri de cam fiber ve zirkonyum postlara nazaran daha fazladır (Bateman ve ark., 2003; Perdiago ve ark., 2006). Dentininkine benzer elastisite modulleri sayesinde restorasyona gelen kuvvetler eşit bir şekilde dentin dokusuna iletilmekte ve restorasyon ara yüzünde stres oluşumu önlenmektedir (Kremeier ve ark., 2008).

Kuartz fiber postlar, Bis-GMA esaslı rezin simanlarla kimyasal olarak uyumludurlar. Ayrıca rezin matriksin translusent özelliği, post simantasyonu sırasında kullanılan adeziv materyallerin ışıkla polimerizasyonuna izin vermektedirler (Akgüngör ve Akkayan, 2006). Kuartz fiber postların simantasyonu için kullanılan ışıkla ve kimyasal olarak polimerize olan (Dual-cure) adeziv simanların, ışıkla polimerize olan adeziv simanlardan daha güçlü bir adezyon oluşturduğu belirtilmiştir (Malferrari ve ark., 2003).

Polietilen Fiber Postlar: İlk olarak Braden ve arkadaşları (Braden ve ark., 1988) tarafından önerilen polietilen fiber, diş dokularına benzer rengi, kullanım kolaylığı ve yüksek yorgunluk direnci gibi avantajlara sahip biyoyumlu bir materyaldir. Ayrıca kırılmaya ve erimeye karşı dirençli olması, korozyon oluşurmaması ve hidrofobik

özelliğ göstermesi tercih edilen materyaller arasına girmesini sağlamıştır (Chow ve ark., 1993). Bununla birlikte polar gruplarının olmaması ve yüzey enerjisinin düşük olması nedeniyle rezin ile bağlantısı yeterli değildir. Polietilen fiberler, adeziv rezinlerle iyi bir kimyasal bağlantı sağlayabilmeleri için üretim aşamasında gaz plazma uygulamasına tabi tutulurlar. Bu uygulama bonding ajanın örgü içerisine penetrasyonunu artırır (Arı ve Belli, 1999; Jagger ve ark., 1999; Rudo ve Karbhari, 1999).

Örgü şerit olarak da adlandırılan Ribbond isimli (plazma ile güçlendirilmiş polietilen fiber) post, kompozit rezin veya akrilik rezin ile birlikte kullanılabilir (Uzun ve Keyf, 2007).

Yumuşak kıvamda şekillendirilebilen polietilen fiber postlar sağlam diş dokusu uzaklaştırılmadan kök kanalı ve pulpa odasına adapte edilebilirler. Düzensizliklere ve andırkatlara adapte olabildikleri için sertleştikten sonra daha retantif oldukları ve rotasyon yapmadıkları bildirilmiştir (Karna, 1996).

Seramik Postlar

Klinik olarak ilk kez Kwiatkowski ve Geller (Kwiatkowski ve Geller, 1989) tarafından cam seramik postlar (Dicor, Dentsply, York, PA, Amerika) uygulanırken, Kern ve Knode (Kern ve Knode, 1991) tarafından cam infiltre Al_2O_3 seramikten (In ceram, Vita Zahnfabric, Bad Sackingen, Almanya) yapılmış postların kullanımı önerilmiştir. 1994 yılına gelindiğinde prefabrike zirkonyum oksit seramikleri Sandhaus ve Pasche (Sandhaus ve Pasche, 1994) tarafından post yapımında kullanılırken; bir sonraki yıl Pissis (Pissis, 1995), cam seramik materyalinden (IPS Empress, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) tek parça post-kor dökülmesini önermiştir. 1997 yılında Ivoclar firması (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), zirkonyum oksit postlar üzerine ısıyla preslenen seramik kor materyalini (IPS Empress Cosmo Ingot, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) geliştirmiştir (Koutayas ve Kern 1999). 1998'de ise Ahmad (Ahmad, 1998) lösit ile güçlendirilmiş kor ile kullanılan zirkonyum oksit post sistemlerini geliştirmiştir.

Biyolojik olarak uyumlu olan seramik post sistemleri, yüksek bükülme ve kırılma direnci gösteren materyallerdir (Cheung, 2005; Qualtrough ve Mannocci, 2003). Dentine benzer renkte olan seramik post sistemleri servikal kök bölgesinde derin bir

translusens sağlar. Post boyunca mükemmel ışık geçirme özellikleriyle üzerlerine yapılacak olan tam seramik restorasyonların estetiğini destekler (Schneider, 1994; Hochman ve Zalkind, 1999). Ayrıca tam seramik post-korlarda galvanik korozyon gözlenmez (Koutayas ve Kern, 1999).

Seramik postlar; cam seramik postlar, alüminyum oksit esaslı postlar ve zirkonya esaslı postlar olarak sınıflandırılmaktadır.

Cam Seramik Postlar: Aşınma dirençleri yüksek ve biyolojik uyumları oldukça iyi olan dökülebilir cam seramikler (Dicor, Dentsply, York, PA, Amerika) kullanılarak post-kor restorasyonlar hazırlanmaktadır. Ayrıca bu sistem translusent seramik sistemlerindedir. Ancak dökülebilir cam seramiklerin özellikle lateral kuvvetlere karşı yetersiz direnci ve düşük dayanıklılıkları post materyali olarak kullanımlarını sınırlamıştır (Korkmaz ve Nalbant, 1998; Koutayas ve Kern, 1999). Kişiyeye özel cam seramik veya alüminyum oksitle güçlendirilmiş post/post-kor sistemleri için kopya-freze yöntemi de tercih edilebilir (Sevük ve ark., 2002).

Alüminyum Oksit İle Güçlendirilmiş Seramik Postlar: Alüminyum oksitle güçlendirilmiş seramikler biyolojik olarak uyumludurlar. Post-kor materyali olarak yeterli dayanıklılığa ve bükülme direncine sahip olsalar da dezavantajları olan yapım aşamalarının çok zaman alması ve teknik hassasiyet gerektirmesi gibi durumlar kullanımlarını kısıtlamaktadır (Korkmaz ve Nalbant, 1998, Ferrari ve Scotti, 2002; Cagidiaco ve ark., 2008).

Zirkonyum Esaslı Seramik Postlar: Biyomateryal olarak 1960'lı yıllarda kullanılmaya başlayan zirkonyumun, 1969 yılında tıpta ilk olarak ortopedide titanyum veya alüminyum oksite alternatif olarak eklem başı protezleri için kullanımı önerilmiştir. Yapılan invitro çalışmalarda ZrO_2 'in sitotoksik olmadığı görülmüştür (Piconi ve Maccauro, 1999; Conrad ve ark., 2007). Diş hekimliğinde ilk kez uygulanmasına oral implant materyali olarak hayvanlar üzerinde denemesiyle başlamıştır (Akagawa ve ark., 1993). Materyalin diş hekimliğinde seramik biyomateryali olarak kullanılabilmesi için mineral içeriğindeki metal elementlerinin ve doğal radyoaktif çekirdeklerin çeşitli işlemlerden geçirilerek saflaştırılması gerekmektedir (Piconi ve Maccauro, 1999). Zirkonya güçlendirme mekanizması, yapısında gerçekleşen faz değişimi ile ilgilidir. Bu güçlendirici faz değişimi

nedeniyle zirkonya, post yapımında da önerilmektedir. Prefabrik zirkonyum esaslı seramik post-kor materyali % 3 yttrium oksit (Y_2O_3) tarafından stabilize edilen tetragonal zirkonyum polikristallerinden (ZrO_2 -TZP) oluşmaktadır (Meyenberg ve ark., 1995).

Biyolojik olarak uyumlu olan zirkonyum esaslı seramik postlar radyoopaktır (Morgano ve Brackett, 1999). Diğer seramik postlarla karşılaştırıldıklarında bükme kuvvetleri karşısında yüksek kırılma dayanımı gösterirler (Bitter ve ark., 2006). Fakat kesme kuvvetlerine karşı dirençleri düşüktür ve büyük kompozit kor yapıları için destek olarak yeterince güçlü değildir (Morgano ve Brackett, 1999). Zirkonyum esaslı seramik postlar, cam infiltrasyonu sonucu dentin dokusuna benzer renk tonu ve ışık geçirme özelliğine sahip olurlar (Shetty ve ark., 2005).

Zirkonyum esaslı seramik postlarda, tutuculuğu arttırmak için yüzeyde mikro retantif alanlar hazırlanabilir. Kumlama prosedürü yüzey pürüzlendirme işlemi olarak diğer yöntemlere nazaran daha olumlu sonuçlar vermekte ve kırılma direncini arttırmaktadır (Oblak ve ark., 2004). İn vitro çalışmalarda, zirkonyum esaslı seramik postların rezin siman ile bağlantısının yorgunluk kuvvetleri altında yeterli olmadığı ve ani stresler karşısında çok kolay kırılabildiği belirtilmiştir (Hedlund ve ark., 2003). Zirkonyum esaslı seramik postların daha kalın olarak hazırlanması kırılma direncini giderse de bu durum diş dokusu kaybının artmasına neden olmaktadır (Morgano ve ark., 2004).

Simantasyon tekniği, konvansiyonel direkt kor yapım tekniği ve ısı ile presleme tekniği uygulanarak zirkonyum esaslı seramik postların üzerine kor materyali yapılabilir. Bunun dışında CAD/CAM teknolojisi kullanılarak zirkonyum oksit bloklardan üretilen monoblok post-korların kullanılması da önerilmiştir (Bittner ve ark., 2010).

Post-kor uygulamalarında kalan dentin dokusunun korunması kadar, yapılan post-korun kök kanalına uyumu ve adaptasyonu da önemlidir. CAD/CAM sisteminde restorasyon için dişin her bölümünün detaylı olarak sisteme aktarılması ve dişin yapısına uyumlu bir restorasyon elde edilebilmesi sistemin avantajlarından biridir.

Zirkonyum esaslı seramik postların yüksek olan elastisite modülü (200 GPa) bu postların brüksizimli hastalar için kullanımını sınırlandırmaktadır. Çünkü zirkonyum

esaslı seramik postlarla restore edilmiş dişlerde meydana gelebilecek kırılmalar sıklıkla restore edilemez ve bu gibi durumlarda bu postların kök kanallarından uzaklaştırılmaları zordur (Bittner ve ark., 2010; Qualtrough ve Mannocci, 2003; Bitter ve ark., 2006).

Yüksek Performanslı Polimer Polieter Keton Keton (PEKK) Post-Kor Sistemi

Yüksek performanslı polimerler, kırılma direncinin yeterli olması, ideale yakın stres dağılımı ve şok emme özellikleri nedeniyle, diş hekimliğinde alternatif bir materyal olarak düşünülmektedir (Stawarczyk ve ark., 2014). PEKK, yüksek performanslı polimer sistemlerinden poliariil eter keton (PAEK) ailesindeki organik termoplastik polimerlerden biridir. Medikal alanda daha çok implant materyali olarak kullanılmaktadır (Fuhrmann ve ark., 2014).

Üretici firma (Cendres + M'etaux, Milano, Italia), dentinden daha düşük bir elastisite modülüne (5.1GPa) sahip olsa da PEKK'nin dentine benzer sıkışma mukavemetine (246MPa) sahip olduğunu bildirmektedir. Lee ve arkadaşlarının (Lee ve ark., 2017) üç farklı post kor sistemini iki geometri modelini kullanarak karşılaştırdıkları çalışmalarında, maksiller santral dişlere cam fiber post ve rezin kor, altın alaşım post kor ve PEKK post kor sistemlerinin stres dağılımı ve yorulma analizi değerlendirilmiştir. Altın ve fiber post kor modelleri, post dışındaki bileşenler içinde benzer eş değer gerilmeler sergilemiştir. PEKK post-korun stres analizinde servikal bölgede daha fazla stres konsantrasyonu gözlenmiştir. Üç sistem için de dentin-siman arayüzündeki gerilme daha çok kökün orta üçlüsünde oluşmuştur. PEKK post-kor sisteminde, stres dağılımı altın ve cam fiberden daha düşük ve stresin maksimum değerleri kökün 1/2'isinde bulunmuştur. Bu çalışmanın sonuçlarına bağlı olarak PEKK in, altın ve cam fiber post kor sistemlerine kıyasla daha yüksek kırılma direnci göstermesi ve intradiküler yüzeyde olumlu bir stres dağılımı sergilemesi sebebiyle kök kırığı olasılığının geleneksel post kor materyallerinden daha düşük olması beklenmektedir (Lee ve ark., 2017).

2.8. Freze Tekniği

Freze tekniği, analog ve dijital işleme sistemi olarak ikiye ayrılır. Analog sistemde freze işlemi için planlanan restorasyonun kopyasının hazırlanması gerekmektedir. Preparasyon sonrası alınan ölçüden elde edilen model üzerine planlanan restorasyon mum veya rezinden hazırlanır. Hazırlanan kopya cihaza sabitlenir ve taranır.

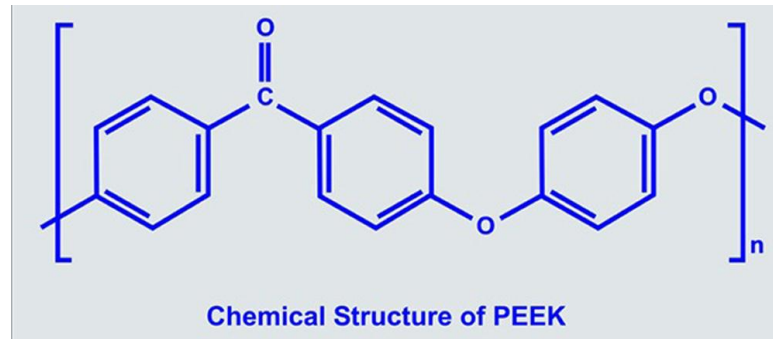
Frezeleme cihazına tarama verileri eş zamanlı olarak verilir ve seramik blok şekillendirilir (Hickel ve ark., 1997).

Dijital sistemlerde (Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim - CAD/CAM) ise üç boyutlu verilerin toplanması, restorasyonun dizaynı ve freze üretim aşamaları bilgisayar desteğiyle büyük oranda otomatik olarak gerçekleştirilir (Hickel ve ark., 1997). Post-kor uygulamalarında dentin dokusunun korunması kadar, yapılan post-korun kök kanalına adaptasyonu da önemlidir. CAD/CAM sisteminde dişin bölümlerinin ayrıntılı olarak sisteme aktarılabilmesi ve kalan diş dokusuna tam uyumlu restorasyon dizayn edilebilmesi bir avantajdır.

2.9. Polieter Eter Keton (PEEK)

Diş hekimliğindeki ilerlemeler ve teknolojinin gelişmesinde malzemelerin iyileştirilmesi önemli bir yer tutmaktadır. Biyouyumluluk, düşük plak afinitesi, iyi estetik ve diş yapısına yakın özellikler, ileri diş hekimliğinde kullanılan modern malzemeler açısından çok önemlidir. Kullanılan materyallerin ideal olması diş dokusu kayıplarının en uygun şekilde giderilmesine yardımcı olur ve tedavisi zor olan hastaları memnun eder. Çiğneme fonksiyonunun en iyi rehabilitasyonu için, bilimsel olarak onaylanmış ve güvenli materyallerin kullanılması gerekmektedir.

Son dönemde dental alanda çeşitli araştırmalara konu olan polieter eter keton (PEEK), iki eter grubu ve bir karbonil grubu ile birbirine bağlanan üç aromatik halka ünitesinden oluşan PAEK grubuna bağlı yüksek performanslı semikristalin termoplastik bir polimerdir ((-C₆H₄-O-C₆H₄-O-C₆H₄-CO) n-) (Skirbutis ve ark., 2017).



Şekil 2.1. PEEK'in kimyasal yapısı (Najeeb ve ark., 2016)

PEEK, ısıya olan dayanıklılığı, çözünme direnci, elektriksel yalıtım, iyi aşınma direnci ve yüksek yorgunluk direnci gibi üstün mekanik özelliklerinden dolayı, havacılık, otomotiv, elektronik, tıbbi ekipman (Zhou ve ark., 2014), kimya, petrol, gıda ve içecek endüstrileri de (Neumann ve ark., 2014) dahil olmak üzere birçok alanda kullanılmaktadır.

1978'de bir grup İngiliz bilim insanı tarafından geliştirilen PEEK 335.8 ° C'ye kadar ısı kararlılığına sahip, beyaz, radyoaktif, sert bir malzemedir (Monich ve ark., 2017) PEEK, 300 °C de polar bir çözücü içinde (difenil sülfon gibi) hidrokinonun disodyum tuzu ile 4.40-difluorobenzofenon'un reaksiyonu sonucu sentezlenir (Najeeb ve ark., 2016). PEEK'in bükülme modülü 140-170 MPa, yoğunluğu 1300 kg / m³ ve ısı iletkenlik 0,29 W / mK'dır (Najeeb ve ark., 2016; Zoidis ve ark., 2016; Xin ve ark., 2013). Kütle kaybına yol açan termal bozulma derecesi PEEK için 575°C ile 580°C arasındadır (Patel ve ark., 2010). PEEK'in young (elastisite) modülü 3-4 GPa dır (Xin ve ark., 2013; Schwitalla ve Muller, 2013). Young modülü ve gerilme özellikleri insan kemiğine, mine ve dentinine yakındır (Garcia-Gonzalez ve ark., 2017).

PEEK kimyasal olarak inert bir materyaldir. Oda sıcaklığında % 98'lik sülfürik asit dışında hiçbir geleneksel çözücüde çözünmemektedir (Ha ve ark., 1997). Sterilizasyon işlemi sırasında buhar, gama ve etilen oksit kullanıldığında PEEK'in mekanik özellikleri değişmez (Ma ve Tang, 2014) ve termal özellikleri sayesinde insan vücudu içerisinde de stabildir (Fan ve ark., 2004). Lieberman ve arkadaşları (Lieberman ve ark., 2016) PEEK, PMMA ve kompozit rezini karşılaştıran in vitro araştırmalarında, PEEK'in en düşük çözünürlük ve su emme değerlerine sahip olduğunu göstermişlerdir. Ayrıca alerjik reaksiyon görülmemesi ve düşük plak afinitesi avantajları arasındadır (Rubert ve ark., 2015). PEEK, dayanımını arttıran birçok ilave doldurucu madde (örneğin karbon ve cam fiberler) ile uyumludur (Kurtz ve Devine, 2007). Ortopedi ve protez alanındaki farklı klinik durumlar için üretilen, çeşitli fiziksel özelliklere sahip çok yönlü bir biyomateryaldir.

Hafif ve metal içermeyen protetik uygulamalar planlandığında, düşük plak afinitesi, korozyon direnci, yüksek biyouyumluluk, kemiğe yakın elastisite modülü ve şok absorbe etme gibi özelliklerine bağlı olarak PEEK tercih edilebilir (Najeeb ve ark., 2016).

2.9.1. PEEK'in Medikal Kullanım Alanları

PEEK, 1980'lerde endüstri için ticarileştirilmiş ve 1998 yılında Invibio Ltd. (Thornton-Cleveleys, UK) tarafından biyomedikal uygulama için önerilmiştir (Kurtz ve Devine, 2007; Green, 2015). Kortikal kemiğe benzer elastisite modülü nedeniyle (3-4 GPa), ortopedi (Liao, 1994; Maharaj ve Jamison, 1993) ve travmatoloji (Kelsey ve ark., 1997; Corvelli ve ark., 1997) alanında titanyum gibi geleneksel implant materyallerine alternatif olarak önemli bir rol oynar. PEEK polimerler ilk olarak karbon destekli PEEK şeklinde kırık fiksasyonu için rapor edilmiştir (Bradley ve ark., 1980).

Yapılan çalışmalar PEEK'in intervertebral implant materyali olarak kullanımında, biyomekanik özelliklerinin, uzun ömürlü oluşunun ve biyouyumluluk hususunda avantajlı olduğunu göstermiştir (Gornet ve ark., 2011; Turner ve ark., 2010). Bazı raporlarda minimal enflamasyon gözlemlendiği belirtilse de, yapılan klinik takipler ve biyouyumluluk çalışmaları materyalin tolere edilebildiğini göstermiştir. PEEK ile ilgili aşırı duyarlılık reaksiyonu veya alerji vakası bildirilmemiştir (Najeeb ve ark., 2016).

Kraniofasial deformasyonlar, PEEK'in medikal olarak kullanıldığı diğer bir alandır (Rodriguez, 2015) ve bu alan için ideal materyal olduğu gösterilmese de iyi sonuçlar elde edilmiştir (Lethaus ve ark., 2012; Cho ve ark., 2004; Hee ve Kundnani, 2010; Rodriguez, 2015). Ayrıca karbon fiber destekli PEEK'in önkol tedavisi, femur veya tibia fiksasyonu için uygun olduğu gösterilmiştir (Wang ve ark., 2011).

2.9.2. PEEK'in Diş Hekimliği Alanında Kullanımı

PEEK, diş hekimliğinde implant, geçici abutment ve implant destekli bar materyali olarak, sabit protezlerde altyapı materyali, hareketli protezlerde ana bağlayıcı, kroşe ve diğer parçalar için, ortodontide ise estetik ortodontik tel olarak kullanılabilir (Najeeb ve ark., 2016; Sarot ve ark., 2010; Schwitalla ve Muller, 2013; Sproesser ve ark., 2014; Stawarczyk ve ark., 2015; Zoidis ve ark., 2016; Maekawa ve ark., 2015).

2.9.3. PEEK'in İmplant Materyali Olarak Kullanımı

Wolf yasasına göre kemik gelen kuvvetlere bağlı olarak yeniden şekillenebilir. Peri-implant bölgede stresin azaltılması, anormal yüklerin azalmasına ve normal yüklerin

korunmasına olanak sağlayarak bu bölgedeki kemikte rezorpsiyonu engeller (Najeeb ve ark., 2016).

Metal alaşımlarının mukavemetinin ve elastisite modülünün, insan kemik dokularından yüksek olması tıbbi uygulamalarda metalik materyallerin uygulanmasını engelleyen bazı sınırlamalardandır. Elastisite modülleri arasındaki farkın büyük olması, implant çevre dokularında stres birikmesine, komşu kemik dokularınca absorbe edilmesine ve bu duruma bağlı olarak kemik rezorpsiyonu görülmesine neden olur. Oluşan rezorpsiyon, protetik açıdan da başarısızlığa yol açar (Chen ve ark., 2016). Metal alaşımlı implantlar radyopaktır ve hastanın ihtiyaç durumunda X-ışınli bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans görüntüleme (MR) ile incelenmesini sınırlamaktadır (Kurtz ve Devine, 2007). Titanyum implantlar, mukoza biyotipinin ince olduğu veya dişeti çekilmesi durumlarında implantı saran yumuşak dokuda grimsi görüntü oluştururlar. Bu durum özellikle gülme hattının yüksek olduğu hastalarda estetik problemlere neden olmaktadır (Schwitalla ve Muller, 2013).

Titanyuma alternatif olarak alüminyum oksitten üretilen seramik implantların kullanılması önerilmiştir. Diş eti estetiğinde titanyumdan daha ideal olsa da düşük kırılma direnci, yüksek elastisite modülü gibi dezavantajları bulunmaktadır (Taskonak ve ark., 2006). Günümüzde, titanyuma daha iyi bir alternatif gibi görünen zirkonya seramik implantlar üretilmektedir. Andreiotelli ve arkadaşları (Andreiotelli ve ark., 2009) sistematik çalışmalarında, bilimsel verilerin seramik implantların klinik rutininde kullanmak için yeterli olmadığını belirtmişlerdir. Ayrıca titanyumla karşılaştırıldığında zirkonya, yüksek elastisite modülünden (210 GPa) dolayı çevre kemik dokularında daha yüksek strese neden olabilmektedir (Schwitalla ve Muller, 2013).

Bahsedilen implantlarla karşılaştırıldığında, PEEK implantların birçok üstün özelliği olduğu bildirilmiştir. X-ışınları için radyolusent olması, elastisite modülüne bağlı olarak seramik ve titanyum implantlarda görülen stresin önemli ölçüde ortadan kalkması ve ideal biyolojik uyum PEEK implantların üstün özelliklerindedir (Chen ve ark., 2016). Karbon fiber takviyesi ile PEEK'in elastik modülü değeri kortikal kemiğinkine daha yakın hale getirilebilir (9-18 GPa) (Kurtz ve Devine, 2007; Schwitalla ve Muller, 2013) Titanyum kaplı veya karbon fiber ile güçlendirilmiş

(CFR) formlar hariç PEEK implantların kullanılmasında estetik bir sakınca görülmemektedir (Schwitalla ve Muller, 2013).

PEEK'in çiğneme sırasında oluşan kuvvetleri absorbe etmesi ve bu kuvvetleri servikal peri-implant bölgesinden uzak tutması krestal kemik rezorpsiyonunu engellemektedir (Asvanund ve Morgano, 2011). Ancak Schwitalla ve arkadaşlarının (Schwitalla ve ark., 2015) çalışmasında karbon fiber destekli PEEK ve titanyum implantların oblik kuvvetler altında kemik-implant ara yüzünde oluşan stres birikimi değerlendirilmiş ve PEEK implantların titanyum implantlara göre daha yüksek stres birikimi gösterdiği ve daha fazla deformasyona uğradığı belirtilmiştir.

PEEK materyalinden üretilmiş dental implantların diş hekimliği cerrahisinde kullanımıyla ilgili komplikasyonları ve uzun süreli etkinliklerini değerlendirecek yeterli veri yoktur (Khonsari ve ark., 2014; Najeeb ve ark., 2016). PEEK materyalinin mekanik ve biyolojik özelliklerini geliştirmek için bir takım modifikasyonlar yapılmaktadır ancak henüz PEEK'ten üretilen dental implantlar klinikte yaygın olarak kullanılmamaktadır (Najeeb ve ark., 2016).

2.9.4. PEEK İmplant Abutmentlar

Mate Sanchez De-Val ve arkadaşları (Mate Sanchez De-Val ve ark., 2016) yaptıkları çalışmada titanyum ile güçlendirilmiş PEEK abutmentların, biyouyumluluğu değerlendirildiğinde geleneksel abutmentlara iyi bir alternatif olabileceğini ve yumuşak doku ile kemik seviyesinde değişiklik oluşturmadığını belirtmişlerdir. PEEK abutmentlara titanyum ilavesi direnci iyileştirirken, implant-abutment uyumunu da arttırmaktadır PEEK abutmentlara uygulanan mekanik test sonuçları titanyum abutmentlarla benzer sonuçlar göstermiştir. Ayrıca histolojik analiz sonuçlarına göre PEEK abutment tercih edildiğinde yumuşak doku ile daha uyumlu bir bağlantı elde edilmektedir (Mate Sanchez De-Val ve ark., 2016).

PEEK üretici firması (Juvora – Juvora Ltd, Thornton Cleveleys, Lancashire, İngiltere) abutment vidaları için torqlama kuvvetini 15 N/cm olarak önermiştir (Schwitalla ve ark., 2016). Titanyum ve titanyum alaşımlardan imal edilen abutment vidalarının 15 Ncm den daha yüksek bir değerle torklanması durumunda, vidanın yüksek rijitliğine (Young modülü: 120 GPa) bağlı olarak PEEK yüzeyinde plastik deformasyon gözlemlenmektedir (Schwitalla ve ark., 2016). Bu tarz bir durumla

karşılaşmamak için abutment vidalarının PEEK materyalinden tercih edilmesinin avantajlı olacağı bildirilmiştir (Schwitalla ve ark., 2016). PEEK materyalinden üretilen vidalarda, vida kırılmalarına sebep olan korozyon görülmemektedir (Barao ve ark., 2012; Barao ve ark., 2014; Mathew ve ark., 2012; Souza ve ark., 2012). PEEK'in titanyum ve titanyum alaşımlarıyla karşılaştırıldığında daha düşük olan sertlik derecesi geleneksel implantın iç yivlerinden kaynaklı materyal aşınması riskini de azaltmaktadır (Sampaio ve ark., 2016). Abutment vidasında kırık oluşması durumunda, implantın içinde kalan parçanın uzaklaştırılması da daha kolay olacaktır (Neumann ve ark., 2014).

Schwitalla ve arkadaşlarının (Schwitalla ve ark., 2016) yaptığı çalışmada, PEEK'ten üretilen 1,6 mm'lik abutment vidasında en az % 50 oranında karbon fiber desteğinin gerekli olduğu ve fiberlerin vidanın dış konturlarına çok yönlü olarak dizilmeleri durumunda kullanılabilir olduğu belirtilmiştir. PEEK'in karbon fiber dışındaki modifikasyonları ile üretilen vidaların ise mekanik gereksinimleri karşılayabilmesi için daha büyük ebatlarda üretilmesinin gerektiği bildirilmiştir (Schwitalla ve ark., 2016).

2014 yılında Neumann ve arkadaşları (Neumann ve ark., 2014) tarafından yapılan çalışmada, PEEK abutment vidalarının, titanyum abutment vidalarıyla karşılaştırıldığında, kırılmaya karşı daha dirençli olduğu gösterilmiştir.

PEEK in biyouyumlu bir materyal olması, bu materyalden iyileşme başlıklarının üretilmesine de olanak sağlar. Koutouzis ve arkadaşlarının (Koutouzis ve ark., 2011) çalışmasında, PEEK ve titanyum abutmentleri saran yumuşak dokuda inflamasyon açısından önemli bir fark olmadığı bildirilmiştir. Ayrıca PEEK abutmentlerin oral mikrobiyal flora afinitesi zirkonya ve titanyum abutmentlerle benzerlik göstermiştir (Hahnel ve ark., 2015).

2.9.5. PEEK'in Hareketli Bölümlü Protezlerde Kullanımı

Hareketli bölümlü protezlerde metal kroşelere bağlı estetik problemler, protezin ağırlığı, metal alaşımlarına bağlı alerjik reaksiyonlar ve metalik tat, poliamid ve asetal rezinler gibi termoplastik materyallerin bu alanda çalışılmasına yol açmıştır. Estetik bir materyal olan poliamidlerin elastisite modülleri düşüktür ve bu sebeple dayanak dişler üzerinde daha az rotasyonel kuvvetler oluşmaktadır. Özellikle

Kennedy sınıf I ve II vakalar için poliamid materyalinden üretilmiş hareketli bölümlü protezler için oklüzal tırnağın eksikliğine bağlı oklüzal gömülmeler, rijit alt yapı içermemeleri ve astarlama prosedürlerindeki yetersizlikler büyük dezavantajlarındandır (Zoidis ve ark., 2016). Asetal rezinler ise, poliamidlere göre daha rijit bir alt yapı oluşturarak yeterli mekanik mukavemeti sağlasa da doğal saydamlık ve canlılığının bulunmaması protezlerde estetiğin yetersizliğiyle sonuçlanır (Arda ve Arıkan, 2005; Donovan ve Cho, 2003; Fueki ve ark., 2014; Ito ve ark., 2013). PEEK materyali bahsedilen iki materyal için alternatif oluşturmaktadır ve hareketli bölümlü protezlerde iskelet materyali olarak tercih edilebilmektedir (Zoidis ve ark., 2016).

Geleneksel metal alt yapılara kıyasla PEEK materyalinin beyaz rengi, daha üstün estetik sağlamaktadır (Zoidis ve ark., 2016). Metalik tadın oluşmaması, alerjik reaksiyonların görülmemesi, yüksek cilalanma kapasitesi, düşük plak afinitesi ve iyi aşınma direnci, PEEK i hareketli bölümlü protezler için avantajlı hale getirmektedir (Adler ve ark., 2013; Kistler ve ark., 2013; Neugebauer ve ark., 2013; Siewert ve Parra, 2013).

Tannous ve arkadaşları (Tannous ve ark., 2012) kobalt-krom (Co-Cr) kroşelere kıyasla, PEEK materyalinden üretilmiş kroşelerin daha az retansiyon sağladığını bildirmişlerdir. Bununla birlikte, bu çalışma metal kronlar üzerinde *in vitro* olarak yürütülmüş olduğundan, estetik PEEK kroşelerin klinik ortamda protezlerin tutuculuğunda ne kadar etkili olacağı bilinmemektedir.

PEEK için diğer bir uygulama alanı ise, çıkarılabilir obturatörlerdir (Palau ve ark., 2014). Ancak, PEEK obturatörlerin etkinliğini değerlendirmek için daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır (Najeeb ve ark., 2016).

2.9.6. PEEK'in Sabit Bölümlü Protezlerde Kullanımı

PEEK biyouyumlu olması, korozyon direncinin düşük olması, alerjen olmaması ve mekanik özelliklerine bağlı olarak titanyum, Cr-Co gibi materyallere alternatif olarak diş ve implant destekli sabit protezlerde tercih edilebilmektedir (Rubert ve ark., 2015).

PEEK materyali, tek yönlü basma ve çekme kuvvetlerine bağlı deformasyonlara karşı dayanıklıdır. 1383 N'a kadar olan basma kuvvetlerine karşı koyabilmektedir.

PEEK için plastik deformasyon yaklaşık 1200 N'dan başlar. Molar bölgede görülen maksimum ısırma kuvveti 909 N olduğu için, PEEK'in kron-köprü restorasyonları için uygun bir alt yapı materyali olduğunu bildirilmiştir (Sproesser ve ark., 2014).

Stawarczyk ve arkadaşlarının (Stawarczyk ve ark., 2015) çalışmasında, konektör çapı 7.4 mm² olan, veneerlenmemiş 3 üyeli PEEK köprülerde 1200 N'da deformasyon, 1385 N'da ise konnektörde kırılma gözlenmiştir. Bu nedenle PEEK, sabit protezler için altyapı materyali olarak önerilmektedir (Stawarczyk ve ark., 2015).

PEEK materyali genellikle beyaz ya da gri renge sahip ve opakdır. Bu sebeple anterior bölge dişleri için monolitik olarak kullanmak yeterli estetiği sağlamayacağı için veneerlenmesi gerekmektedir (Taufall ve ark., 2016).

Restorasyonlar üretmek için CAD/CAM kullanılması, dental protezlerinin hızlı ve kolay üretilmesini mümkün kılar. PEEK, CAD/CAM restorasyonları için PMMA'ya alternatif olarak kullanılabilen bir başka malzemedir. Stawarczyk ve arkadaşları (Stawarczyk ve ark., 2015) 2015 yılında yaptıkları çalışmada CAD/CAM ile hazırlanmış PEEK alt yapı sabit protezler için kırılma dayanımını 2.354 N olarak belirtmişlerdir. Üretici firma tarafından, CAD/CAM ile kazanmış ve kompozit rezinle veneerlenmiş üç üyeli PEEK altyapılı sabit protezlerde kırılma dayanımı 2,055 N olarak belirtilmiştir. Bu değerler Lityum Disilikat Cam-Seramik (950 N), In-Ceram Alumina (851 N) (Beuer ve ark., 2009), In-Ceram Zirkonya (841 N) (Beuer ve ark., 2009) ve Zirkonya (981-1331 N) (Kolbeck ve ark., 2008) için belirtilen değerlerden daha yüksektir.

Oklüzal kuvvet iletiminde alümina gibi yüksek sertlikteki materyaller restorasyonun ve dayanak dişlerin biyomekanik özelliklerini olumsuz yönde etkileyebilmektedir (Zoidis ve ark., 2016). PEEK ve kompozit rezinler daha düşük elastisite modüle sahip materyallerdir. Bu özellikleri stres kırıcı gibi davranmalarını ve oklüzal streslerin azaltılmasını sağlamaktadır (Gracis ve ark., 1991; Palau ve ark., 2014). PEEK'in düşük elastisite modülü kuvvet iletiminin azalmasını sağlayarak, özellikle endodontik tedavili dişlerde, dişin ve kökün aşırı yüklenmesi ile oluşabilecek kırılmaların önüne geçebilmektedir (Zoidis ve ark., 2016).

Metal ve zirkonyum gibi materyallerin elastisite modülünün yüksek olması, oluşan aşırı streslere bağlı protez kırıklarına, hastada TME sorunlarına, implant ve diş

destek dokularında hasar oluşmasına neden olabilmektedir. PEEK'in şok absorbe etme özelliği, bu gibi sorunların oluşmaması için implant ve diş destekli kron ve köprülerde istenilen bir özelliktir (Neumann ve ark., 2014).

2.9.7. PEEK'in Ortodontik Tel Olarak Kullanımı

PEEK, estetik ortodontik tel olarak kullanılabilir. Polietilen sülfon ve poliviniliden diflorid gibi diğer polimerlere kıyasla, PEEK ortodontik teller daha yüksek ortodontik kuvvetler verebilir ve kobalt-krom, titanyum-molibden ve nikel-titanyum gibi metalik tellere benzer kesittedir. Bu eşsiz fiziksel ve mekanik özelliklerden dolayı, PEEK dental uygulamalar için umut verici bir malzemedir (Maekawa ve ark., 2015).

2.10. Kırılma Dayanımı Testi

Bir malzemenin bükülme-kırılma (flex) veya eğilme (bending) özelliklerini belirlemek için kırılma (flexural) testi kullanılır. Artarak uygulanan yük ile maksimum gerilme (stress) ve gerinim (strain) değerleri hesaplanır. Sonuçlar, kırılma dayanımı (kırılmış numuneler için) ve akma dayanımı (kırılmayan numuneler) dahil olmak üzere grafik formatta gösterilir. Test edilen tipik malzemeler plastik, kompozit, metal, seramik ve ahşaplardır.

In vitro olarak post-kor restorasyonların değerlendirilmesinde kırılma dayanımı testleri gelen kuvvetler karşısında restorasyonun davranışlarının anlaşılmasına yardımcı olmaktadır. Universal test cihazı ile örnekler test edilmekte ve sonuçlar Newton cinsinden kayıt altına alınmaktadır.

2.11. Sonlu Elemanlar Analizi

Matematiksel bir mühendislik yöntemi olan sonlu elemanlar analizi materyallerde oluşan stres (gerilim) ve gerinimleri (strain) hesaplamada kullanılır ve “parçadan bütüne gitme” genel prensibine dayanır. Sonlu eleman; iki veya üç boyutlu yapıların bir parçası veya bir bölgesidir (Güler ve Şen, 2015).

Bu analiz bilgisayar destekli diğer analizlere göre daha detaylı ve gerçeklik payı yüksek sonuçlar elde edilmesini sağlamaktadır. Sonlu eleman analizi yapılacak yapı sonlu sayıdaki parçalara bölünerek kuvvet karşısındaki durumu matematiksel olarak incelenir. Analize göre bilgisayar ortamında yapılan modelde, istenilen şiddet, yön ve

kuvvet uygulamaları sonucunda meydana gelen şekil değişimleri, stres dağılımı ve şiddetleri gözlenebilmektedir (Sonugelen ve Artunç, 2002; Geng ve ark., 2001).

İlk olarak 1950 yılında uzay mühendisliğinde kullanılmaya başlanan bu yöntemin öncül kullanıcıları Boeing, Bell Aerospace ve Rolls Royce firmaları olmuştur. Yöntem günümüzde de havacılık ve uzay mühendisliği, otomotiv sektörü, biyomedikal, jeoteknik, elektromanyetik, hidrolik ve nükleer enerji mühendisliği alanlarında rutin olarak kullanılmaya devam etmektedir (Srirekha ve Bashetty, 2010; Shetty ve ark., 2010). Bu yöntemle katı olan dental dokular incelenebildiği gibi, sıvı olan kan ve kanın damarlardaki akışı da araştırılabilmektedir (Yaman, 1995).

1968'de Ledley and Huang (Ledley ve Huang, 1968) modeli oluşturulan bir diş farklı yönlerden uygulanan kuvvetlerin dişi destekleyen kemik dokusunda oluşturduğu gerilmeleri değerlendirmek amacıyla yaptıkları bir çalışmada dental alanda ilk kez sonlu elemanlar analizini kullanmışlardır. Yöntemin diş hekimliğinde bugünkü haliyle uygulanması ise, Farah ve arkadaşlarının (Farah ve arkadaşları, 1974) gerçekleştirdikleri çalışma ile başlamıştır. Yöntem o tarihten itibaren de diş hekimliğinin bir çok alanında sıklıkla kullanılmaktadır.

Analiz için kullanılan yazılımlardan olan ANSYS programı; model analiz edilirken, en yüksek Von Misses gerilmesinin elde edilmesine izin verdiği gibi, yoğunlaşan gerilmelerin, bulunduğu yerleri ve sebep olduğu yer değişikliklerinin grafiksel olarak gösterilmesini de sağlamaktadır (Güler ve Şen, 2015).

Sonlu elemanlar analizinde deneysel işlemin doğasına göre lineer ya da non lineer analiz olmak üzere iki farklı yöntem mevcuttur. Non lineer yöntem; deformasyona uğrama ihtimali yüksek olan elastik materyallerin analiz edilirken veya zamana bağlı değişimleri gözlemlemenin amaçlandığı analizlerde genel olarak tercih edilirken, lineer analiz yöntemi zamana bağlı analizleri içermeyen ve statik yüklerin uygulandığı analizlerde kullanılır (Hughes, 2012; Murakami ve Wakabayashi, 2014).

Dolgu materyallerinin davranışları ve dişin karmaşık geometrisi göz önüne alındığında, diş hekimliği biyomekaniğinde sonlu eleman analizi yöntemi ile stres analizlerinin yapılması alternatif bir yöntem olarak değerlendirilmektedir (Geng ve ark., 2001).

2.11.1. Sonlu Eleman Analizi Aşamaları

Sonlu Eleman Analizi üç aşamada gerçekleştirilir:

Hazırlık aşaması: Modeller bilgisayar destekli tasarım programları kullanılarak elde edilebileceği gibi, üç boyutlu tarayıcılar yardımıyla da oluşturulabilir. Yapılacak olan analizde gerçeğe yakın sonuçların elde edilmesi oluşturulan modelin mümkün olduğunca küçük boyutta elemanlara ayrılmasıyla da ilişkilidir (Geramy ve Morgano, 2004). Elemanlar farklı derinlikte ve değişik şekillerde oluşturulabilir (Shetty ve ark., 2010). Elde edilen elemanların bağlantı noktalarına düğüm (node), oluşan yapıya ise ağ (mesh) denilmektedir (Magne, 2007; Arola ve ark., 2001).

Verilerinin yüklenmesi: Bu aşamada modellenen yapıların materyal özellikleri, sınır şartları ve uygulanacak yüklemeye dair veriler programa yüklenir. Poisson oranı ve elastisite modülü gerekli olan minimum materyal özellikleridir. Araştırılması planlanan konuya göre genleşme ve sürtünme katsayısı, yoğunluk, termal iletkenlik gibi değerler de kullanılabilir (Prasad ve Tarannum, 2012). Simüle edilen yapı belirli düğüm noktalarından sabitlenir. Bu şekilde sağlanan yer değiştirme kısıtlamaları ve yükleme koşulları, sınır şartlarını oluşturmaktadır (Taşkınsel ve Gümüş, 2014)

Analizin çözümlenmesi: Gerekli verilerin yazılıma aktarılıp tanımlanmasının ardından matematiksel hesaplamalar sonucunda, deformasyon değerleri, eksensel gerilimler (axial stresses), asal gerilimler (principal stresses) ve eşdeğer gerilimler (equivalent stresses) gibi farklı veriler elde edilebilir (Geng ve ark., 2001; Ebrahimi, 2012). Asal gerilimlerin kırılma materyaller için, Von Misses stres değerlerinin ise çekilebilir materyaller (örn: metaller) için kullanımının uygun olduğu bildirilmiştir (Ramoğlu ve Ozan, 2014). Modelde oluşan en yüksek asal gerilim değerleri (maximum principal stress) gerilme (çekme) streslerini, en düşük asal gerilim (minimum principal stress) değerleri ise sıkışma tipi stresleri ifade eder. Tüm yapıda oluşan stres değerleri Von Misses değerleridir (Tabata ve ark., 2010; Ramoğlu ve Ozan, 2014). Sonlu eleman analizinden elde edilen stress değerlerinde sayısal sonuçlar güven vermese de, stresin hangi bölgede ve ne oranda oluşacağı konusunda bilgi vermektedir (Gümüş, 2007).

Görselleştirme işlemi analiz sonucunda ortaya çıkan çok sayıdaki verinin anlaşılabilir yorumlanabilmesi kolaylaştırmaktadır. İstenilen açılarda alınabilen görüntülerin üzerine işlenen renk kodları belli bir değer aralığını simgeler ve hangi değer aralığında olduğu, görüntülerde yer alan bir skala yardımıyla anlaşılır (Sonugelen ve Artunç, 2002).

2.11.2. Sonlu Eleman Analizinin Avantajları

-Çok katmanlı veya parçalı, düzensiz geometri gösteren, heterojen yapıdaki materyallere uygulanabilmektedir.

-Kraniofasial ve dental dokular gibi biyolojik yapılar simüle edilebilir

-Analiz modeller ve uygulanan kuvvetlerde değişiklikler yapılarak pek çok kez tekrarlanabilir.

-İnsan gücüne ihtiyaç duyulmaz ve maksimum standardizasyon sağlar (Srirekha ve Bashetty, 2010),

-Birçok problemin çözümünde tek bir model ve bilgisayar programı kullanılabilir.

-Farklı yüzeyler arasındaki bağlanma şekli gerçeğe yakın şekilde belirlenebilir.

-Düşünce esnekliği sağlar.

-Materyallerin sınır şartları kolayca tanımlanabilir.

-Klinikte çalışılması mümkün olmayan araştırmalara olanak tanır.

-Daha düşük maliyet ve zaman gerektirir (Chun ve ark., 2002; Menicucci ve ark., 2002; Ebrahimi, 2012; Ramoğlu ve Ozan, 2014).

2.11.3. Sonlu Eleman Analizinin Dezavantajları

-Modelleme ve analizlerin yapımında kullanılan bilgisayar programları ve bu yöntemin gerçekleştirilmesi için kullanılacak bilgisayarlar için maliyet gerekmesi sonlu elemanlar yönteminin ekonomik dezavantajıdır. (Güler ve Şen, 2015)

-Daha küçük eleman boyutları ile daha kesin sonuçlar elde edilmektedir. Eleman boyutlarının küçülmesi ise daha büyük bilgisayar hafızası gerektirir. Bu durumda

bilgisayar hafızasının yetersiz oluşu çözümün hassasiyetine bir sınırlama getirecektir (Güler ve Şen, 2015).

-Çoğu zaman bu analizi yapmak için uzman kişilere ihtiyaç duyulmaktadır (Shetty ve ark., 2010)

-Geometrisi kadar materyal özelliklerinin doğruluğu da analizin gerçeğe yakın sonuçlar vermesinde kilit noktadır. Hiçbir materyal tam olarak izotropik ve homojen olmamasına rağmen dış hekimliği alanında yapılan çalışmalarda materyaller tam izotropik ve homojen kabul edilmektedir.

-Bazı durumlarda varsayımlar ile problem çözümü gerçekleştirilmektedir.

-Materyalin fiziksel değerlerinin temininde ve bilgisayara yüklenmesinde yapılan hatalar sonucu olumsuz yönde etkileyecektir.

-Canlı ve cansız yapılar yük karşısında belli sınıra kadar elastik, sonrasında ise plastik özellik gösterirler. Lineer elastik bir yöntem olan sonlu elemanlar stres analizinde uygulanan kuvvet miktarı sadece elastik deformasyonu göstermektedir (Holmgren ve ark., 1998; Geng ve ark., 2001; Van Staden ve ark., 2006; Lin ve ark., 2009; Ramoğlu ve Ozan, 2014).

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışma estetik bölgeler için günümüzde sıkça tercih edilen iki post-kor sistemini ve bu materyallere alternatif olarak PEEK'ten üretilen monoblok post-korların kırılma dayanımını *in-vitro* olarak inceleme ve sonlu eleman analizi ile materyalin stres dağılımına etkisinin değerlendirilmesi amacıyla planlandı. Çalışma için Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan onay alındı (20.07.2016 tarihli, 428 nolu karar).

3.1. Kırılma Dayanımı Testi

Çalışmaya Dahil Edilen Örneklerin Nitelikleri

Çalışmaya çürük ya da travma sonucu kron harabiyeti olan, çatlak veya fraktür hattına sahip, kron-kök hattı çakışmayan dişler dahil edilmedi. Periodontal nedenlerle çekimi yapılmış maksiller santral kesici dişler tercih edildi. Örneklerde standardizasyonun sağlanması için kök boyu 13-14 mm olan 120 diş çalışmaya dâhil edildi. %0.5 lik sodyum hipoklorit çözeltisiyle dezenfekte edilen dişler, distile su ile dolu koyu renkli, kapaklı cam kaplarda bekletildi. Toplanan dişlerin yüzeyindeki doku artıkları periodontal alet yardımıyla uzaklaştırıldı

Koronal Preparasyonun Uygulanması

Dişlerin kron kısımları, mine-sement sınırının 2 mm koronalinden, aeratör yardımıyla (KaVo, Warthausen, Almanya) su soğutması altında elmas fissür frez (Azdent, Shenzen, Çin) kullanılarak köklerinden ayrıldı (dekoronasyon). Dekoronasyon işlemi sonucunda yaklaşık 15 mm uzunluğu olan dişlere elmas frez (Azdent, Shenzen, Çin) yardımıyla 1 mm genişlik ve 2 mm derinlikte *shoulder* basamak oluşturuldu. Bu şekilde 2 mm yüksekliğinde ferrule oluşturulmuş oldu (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Koronal preperasyonu yapılmış diş

Kök-Kanal Tedavisinin Uygulanması

Çalışma boyu kök kanal uzunluğundan 1 mm kısa olacak şekilde belirlenen dişlerin kök kanal preparasyonu için Protaper Next (Dentsply, Tulsa Dental, Tulsa, İngiltere) nikel titanyum döner alet sistemi crown-down preparasyon yöntemiyle kullanıldı. İrrigasyon solüsyonu olarak % 5,25'lik NaOCl kullanıldı. Son olarak serum fizyolojik ile yıkanan kanallar paper point (kağıt kon) (Dentsply, Tulsa Dental, Tulsa, İngiltere) ile kurutuldu. Kök kanal preparasyonu tamamlanan dişler rezin içerikli AH Plus Jet kanal patı (Dentsply, Dentsply DeTrey, Konstanz, Almanya) ve Protaper Next X3 gutta perka (Dentsply Detrey, Konstanz, Almanya) kullanılarak tek kon tekniği ile dolduruldu ve giriş kavitesinin 2 mm apikalinden kesilerek uzaklaştırıldı. Kanal ağızları geçici dolgu maddesi (Cavit G, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) ile kapatıldı ve yaklaşık bir hafta % 100 nemli ortamda bekletildi.

Post Boşluklarının Oluşturulması

Dişlerden geçici dolgunun uzaklaştırılmasını takiben, standardizasyonun sağlanması için cam fiber post (Whitepost DC, FGM, Joinville, Brezilya) setlerindeki 1.4 mm (dar) ve 1.6 mm (geniş) çapındaki driller (Şekil 3.2) yardımıyla post boşlukları oluşturuldu. Post boşluklarının ebatları 1.4 mm çapında ve 7,5 mm derinliğinde (kısa) olan 30 örnek, 1.4 mm çapında ve 10 mm derinliğinde (uzun) olan 30 örnek, 1.6 mm çapında ve sırasıyla 7,5 ve 10 mm derinliğinde oluşturulan 30'ar örnek hazırlandı (Tablo 3.1).



Şekil 3.2. Cam fiber post setlerindeki driller

Tablo 3.1. Test gruplarının özellikleri

Test Grupları	Post Yapısı	Kor yapısı	Post boyu (mm)	Post Çapı (mm)	Örnek sayısı (n)
Fiber-Kısa-Geniş (FKG)	Prefabrik cam fiber post	Kompozit kor	7,5	1,6	10
Fiber-Kısa-Dar (FKD)	Prefabrik cam fiber post	Kompozit kor	7,5	1,4	10
Fiber-Uzun-Geniş(FUG)	Prefabrik cam fiber post	Kompozit kor	10	1,6	10
Fiber-Uzun-Dar (FUD)	Prefabrik cam fiber post	Kompozit kor	10	1,4	10
Zirkonya-Kısa-Geniş (ZKG)	Zirkonyum oksit post	Zirkonyum oksit kor	7,5	1,6	10
Zirkonya-Kısa-Dar (ZKD)	Zirkonyum oksit post	Zirkonyum oksit kor	7,5	1,4	10
Zirkonya-Uzun-Geniş (ZUG)	Zirkonyum oksit post	Zirkonyum oksit kor	10	1,6	10
Zirkonya-Uzun-Dar (ZUD)	Zirkonyum oksit post	Zirkonyum oksit kor	10	1,4	10
PEEK-Kısa-Geniş (PKG)	PEEK post	PEEK kor	7,5	1,6	10
PEEK-Kısa-Dar (PKD)	PEEK post	PEEK kor	7,5	1,4	10
PEEK-Uzun-Geniş (PUG)	PEEK post	PEEK kor	10	1,6	10
PEEK-Uzun-Dar (PUD)	PEEK post	PEEK kor	10	1,4	10

3.1.1. Test Grupları

Cam Fiber Post-Kompozit Kor Örneklerin Hazırlanması

Uygun çap ve boyda oluşturulmuş post boşluklarına dual cure rezin siman setinde bulunan primer (Panavia V5 Tooth primer, Kuraray, New York, ABD) üretici talimatlarına uygun olarak 20 sn uygulandı ve kurutuldu. Fiber post yüzeylerine set içindeki asit (K-ETCHANT, Kuraray, New York, ABD) 5 sn süreyle uygulandı, yıkandı ve kurutuldu. Kurutulan postların yüzeylerine primer (CLEARFIL Ceramic Primer Plus, Kuraray, New York, ABD) uygulandı ve hava ile kurutuldu. Post boşluklarına dual cure rezin siman (Panavia V5, Kuraray, New York, ABD) ile postlar yerleştirildi ve farklı açılardan (labial-palatinal-mezial-distalden örneğe dik olacak şekilde 10'ar sn) ışık (Ultradent, Valo Cordless LED Curing Light, Utah, ABD) uygulandı. Post simantasyonunun tamamlanmasının ardından kor bağlantısı için primer ve bond (CLEARFIL SE BOND, Kuraray, New York, ABD) uygulanan örnekler geleneksel kompozit rezin (3M ESPE Dental Products, İngiltere) kullanılarak servikoinisizal boyutu 4 mm olan kor oluşturuldu. Benzer boyutta dişler tercih edilmesine rağmen her dişin transversal kesiti geometrik olarak farklıydı. Basamağın her bölgede 1 mm hazırlanması bu farklılığı kor tabanına da yansıttı. Bu sebeple kompozit rezin kor için standart bir kalıp kullanılmadı.



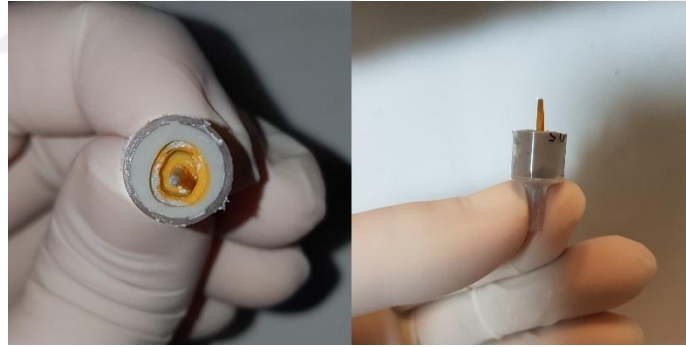
Şekil 3.3. Bu çalışmada kullanılan cam fiber post



Şekil 3.4. Panavia V5 Dual-cure rezin siman setinde bulunan primer, asit ve rezin siman

Zirkonyum Oksit Post-Kor Örneklerin Hazırlanması

Mevcut post boşluklarına uygun ebatlarda oluşturulan metal ölçü postları ve dental şırınga uçlarının kesilmesiyle elde edilen ölçü taşıyıcılar yardımıyla, C tipi silikon (Zetaplus, Zhermack, Badia Polesine, İtalya) kullanılarak post boşluğunun negatifi elde edildi (Şekil 3.5). Elde edilen ölçüler taranarak (CARES scanner, Straumann, Basel, İsviçre) (Şekil 3.6) oluşturulan modellerin her biri için 4 mm servikoinsizal yüksekliğe sahip kor tasarlandı (Şekil 3.7) ve CAD/CAM tekniği ile zirkonyum oksit (Upcera CT Color, Shenzhen, Guangdong, Çin) post-korlar elde edildi (Şekil 3.8). Simantasyon öncesi post yüzeyine primer (CLEARFIL Ceramic Primer Plus, Kuraray, New York, ABD) uygulanan örneklerin post yuvaları için de set içerisindeki primer (Panavia V5 Tooth primer Kuraray, New York, ABD) üretici talimatlarına uygun olarak kullanıldı. Zirkonyum oksit post-korların simantasyonu dual cure rezin siman (Panavia V5, Kuraray, New York, ABD) ile parmak basıncı altında 40 sn (labial-palatinal-mezial-distal yönden örneğe dik olacak şekilde 10'ar sn) ışık uygulanarak (Ultradent, Valo Cordless LED Curing Light, Utah, ABD) gerçekleştirildi.



Şekil 3.5. C tipi silikon ile post boşluklarından alınan ölçü



Şekil 3.6. Bu çalışmada kullanılan tarama cihazı



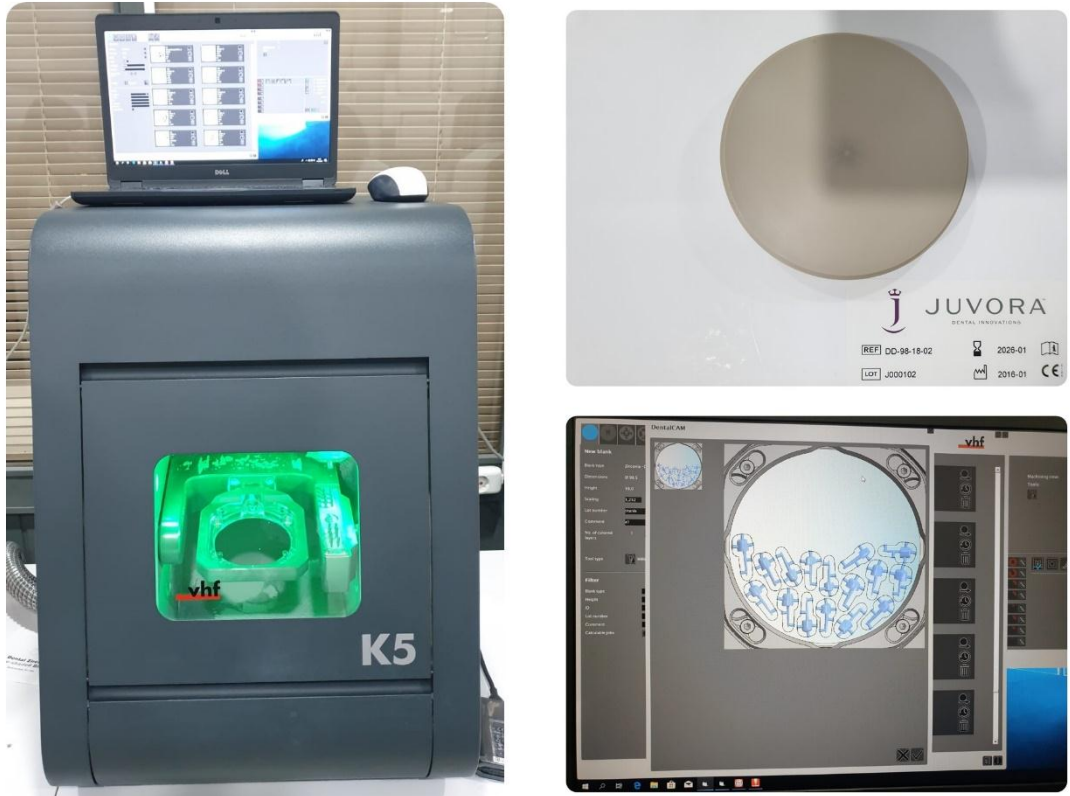
Şekil 3.7. Post ölçülerinin taranması sonrası post kor model elde edilmesi



Şekil 3.8. Zirkonyum oksit post korların elde edilmesi

PEEK Post-Kor Örneklerin Hazırlanması

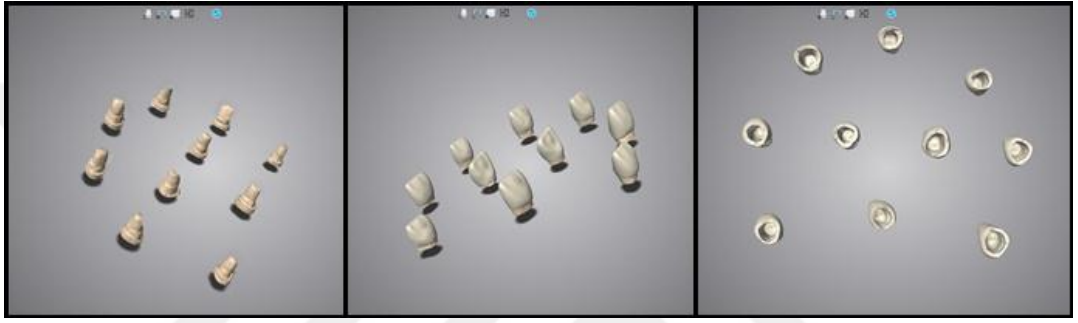
Mevcut post boşluklarına uygun ebatlarda oluşturulan metal ölçü postları ve dental şırınga uçlarının kesilmesiyle elde edilen ölçü taşıyıcılar yardımıyla, C tipi silikon (Zetaplus, Zhermack, Badia Polesine, İtalya) kullanılarak post boşluğunun negatifi oluşturuldu. Elde edilen ölçüler taranarak oluşturulan modellerin her biri için 4 mm servikoinisizal uzunluğa sahip kor tasarlandı ve CAD/CAM tekniği ile PEEK (Juvora, Juvora Ltd, Thornton Cleveleys, Lancashire, İngiltere) post-korlar elde edildi. Simantasyon öncesi PEEK post yüzeylerine siman seti (Panavia V5, Kuraray, New York, ABD) içerisindeki K-ETCHANT ve primer (CLEARFIL Ceramic Primer Plus, Kuraray, New York, ABD) üretici talimatları doğrultusunda uygulandı. Örneklerin post yuvaları için primer (Panavia V5 Tooth primer, Kuraray, New York, ABD) kullanıldı. PEEK post-korların simantasyonu dual cure rezin siman (Panavia V5, Kuraray, New York, ABD) ile ve parmak basıncı altında labial-palatinal-mezial ve distal yönden örneğe dik olacak şekilde 10'ar saniye ışık (Ultradent, Valo Cordless LED Curing Light, Utah, ABD) uygulanarak gerçekleştirildi.



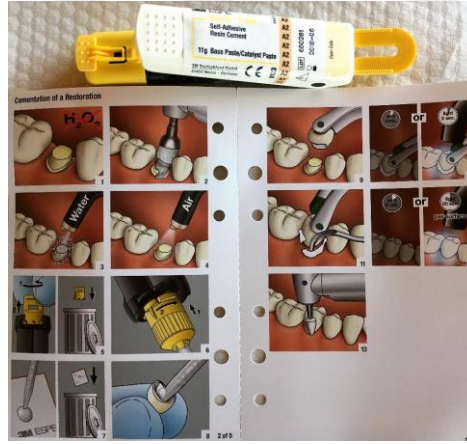
Şekil 3.9. PEEK post korların elde edilmesi

Koping Oluşturulması

Bütün test gruplarındaki örneklerin hazırlanması ve post-korların simantasyonu tamamlandıktan sonra optik tarama işlemi gerçekleştirildi ve post-kor yerleştirilmiş örnekler bilgisayar ortamına aktarıldı. Dijital ortamda örneklerin üzerine koping tasarımı yapıldı (şekil 3.10). Koping için kalınlık her bölgede 0.5 mm olacak şekilde ve zirkonyum oksit bloklardan üretildi. Elde edilen kopinglerin simantasyonu self adeziv rezin siman (RelyX U200, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) ile üretici talimatlarına (şekil 3.11) uygun olarak parmak basıncı altında 20 sn ışık (Ultradent, Valo Cordless LED Curing Light, Utah, ABD) uygulanarak yapıldı.



şekil 3.10. Kopinglerin tasarlanması



şekil 3.11. Koping simantasyonunda kullanılan self adeziv rezin siman

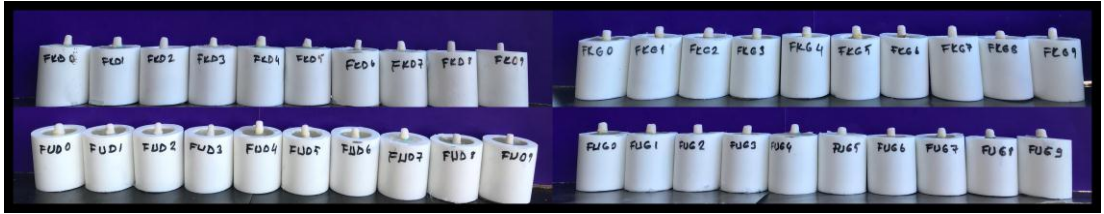
Akrilik Rezin Blokların Hazırlanması

Biyolojik aralığı oluşturmak ve periodontal ataçmanı taklit etmek amacıyla diş köklerinin etrafı modelaj mumu ile kaplandı. Dişler boyu yaklaşık 35 mm, çapı 32 mm olan silindirik kalıplara, dişlerin mum ile kaplanmış kök kısımları tamamen içinde kalacak şekilde, uzun eksenlerine paralel olarak şeffaf akrilik rezin (O-80 ortodontik akriliği, Imicryl, Konya, Türkiye) ile gömüldü.

Akrilik rezin modeller oluşturulduktan sonra dişler çıkarılarak sıcak su ve buhar yardımıyla akrilik rezin modeldeki mum uzaklaştırıldı. Bunu takiben diş ile akrilik model arasında oluşan boşluğa polivinil siloksan (vinil polisiloksan) light body (Bonasil A+ Light, DMP Dental Industry S.A, Markopoulo, Yunanistan) enjekte edilerek periodontal ligament taklit edilmeye çalışıldı.



Şekil 3.12. Kırılma dayanımı testi için hazırlanmış örnek



Şekil 3.13. Cam fiber post-kompozit rezin kor gruplarına ait örnekler (FKD, FKG, FUD, FUG)



Şekil 3.14. Zirkonyum oksit post-kor gruplarına ait örnekler (ZKD, ZKG, ZUD, ZUG)



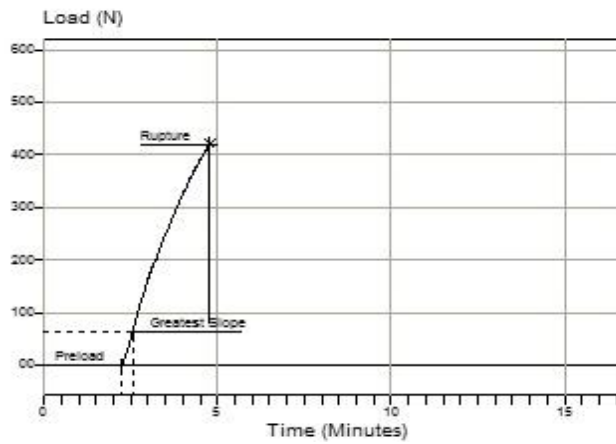
Şekil 3.15. PEEK post-kor gruplarına ait örnekler (PKD, PKG, PUD, PUG)

3.1.2. Kırılma Dayanımı Testinin Uygulanması

Hazırlanan örnekler, Ankara Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi ARGE Laboratuvarında, universal test cihazında (Lloyd LRX, Lloyd Instruments, Fareham, İngiltere) uzun eksenleri ile 45° açı oluşturmasını sağlayan düzeneğe sırasıyla yerleştirildi. Kırılma dayanımları, 1mm/dk başlık hızıyla palatal bölgeden, kesici bölgenin 2 mm apikalinde olacak şekilde kuvvet uygulanarak test edildi (Şekil 3.16). Test edilen örneklerde başarısızlığın görüldüğü ilk anda alınan maksimum kuvvetler kaydedildi (Şekil 3.17).



Şekil 3.16. Universal test cihazına yerleştirilmiş örnek



Şekil 3.17. PUG 1 örneğine ait Kuvvet-Zaman grafiği

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan materyaller

Materyal	Marka- Üretici Firma	Üretim Numarası (LOT)
PEEK	Juvora – Juvora Ltd, Thornton Cleveleys, Lancashire, İngiltere	J000102
Zirkonyum Oksit (Post-kor)	Upcera CT Color, Shenzhen, Guangdong, Çin	L2281203076-78
Zirkonyum Oksit (Koping)	Upcera CT Color, Shenzhen, Guangdong, Çin	L2281203076-68
Cam Fiber Post	White Post DC, FGM, Brezilya	(0,5 nolu) 110617 (1 nolu) 230617
Dual Cure Rezin Siman	Panavia V5, Kuraray, New York, ABD	330026
Tooth primer	Panavia V5, Kuraray, New York, ABD	2M0034
Ceramic primer	CLEARFIL Ceramic Primer Plus, Kuraray, New York, ABD	2Q0024
Asit	K-ETCHANT, Kuraray, New York, ABD	2Q0057
Self Adeziv Rezin Siman	RelyX U200, 3M ESPE, Seefeld, Almanya	650261
Kompozit rezin	Filtek P60, 3M ESPE Dental Products İngiltere	N781177
Bond	CLEARFIL SE BOND, Kuraray, New York, ABD	260213
Primer	CLEARFIL SE BOND, Kuraray, New York, ABD	2B0133
Vinil polisiloksan	Bonasil A+ Light, DMP Dental Industry S.A, Markopoulo, Yunanistan	87001517
C tipi silikon ölçü maddesi	Zetaplus, Zhermack, Badia Polesine, İtalya	(Light body) 308378 (Katalizör) 267469 (Heavy body) 307704

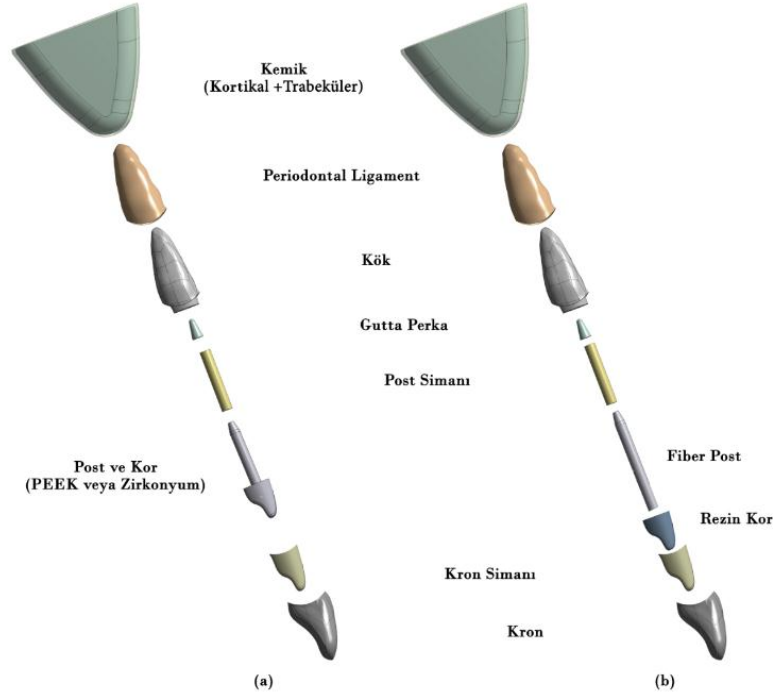
3.2. Sonlu Eleman Analizi

Modelin Oluşturulması

Bu alışma, Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından onaylandı (20.07.2016 tarihli, 428 nolu karar). Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız ve ene Cerrahisi bölümünde periodontal sebeplerle çekilen maksiller santral kesici dişlerden rastgele seçilen bir diş taranarak modeli kullanıldı. Dişin geometrisi, 3Shape TRIOS 3 intraoral tarayıcı ve 3Shape yazılımı (3Shape, Kopenhag, Danimarka) kullanılarak elde edildi. Dişi destekleyen dokular ve diğer komponentler literatür taraması sonucu elde edilen bilgiler rehberliğinde çizildi (Picanço ve ark., 2013).

Bu çalışmada, üç farklı post-kor sistemi, Şekil 3.18'de gösterildiği gibi iki tip geometri modeli kullanılarak karşılaştırıldı. Geometri modellerinden biri, prefabrike bir cam fiber post ve kompozit rezin kor sistemini temsil etmek için post ve kor ayrılmış bir modeldi. Diğer geometri modeli, zirkonyum oksit post-kor sistemi ve PEEK post-kor sistemi temsil eden, post ve korun entegre olduğu bir modeldi. Őekillerin etkisi dışında, sadece post kor materyallerinin etkisini değerlendirmek için, bu çalışmada tüm post kor sistemlerinin boyutlarının aynı olduğu varsayıldı.

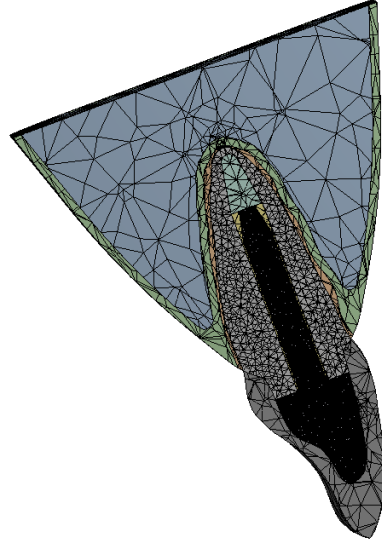
Boy uzunluğu ve çaplar için genel öneriyi takiben (Nergiz ve ark., 2002) boy uzunluğu kök uzunluğunun yaklaşık dörtte üç ve post çapı, kalınlık oranına (post çapı / kök kalınlığı= 0,2) uyacak Şekilde planlandı. Postun işgal ettiği alandan ayrı olarak, apikal kök kanal boşluğunun geri kalanını gutta-perka kon ile doldurulduğu ve kron restoratif materyalinin dental seramik olduğu varsayıldı. Son olarak, oluşturulan geometrik modelin bileşenleri maksiller kemik, periodontal ligament, diş kökü, gutta perka kon, CAD/CAM post-kor (veya prefabrik post ve rezin kor), post simanı, dental seramik kron ve kron simanından oluşmaktadır.



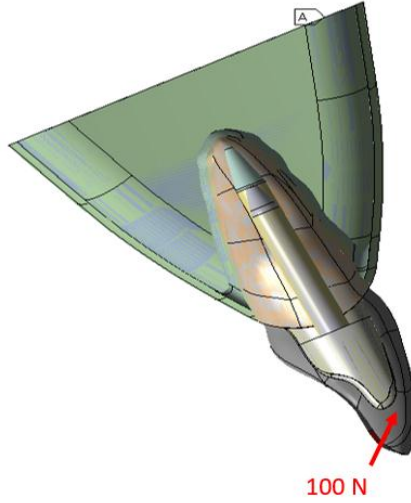
Şekil 3.18. Oluşturulan geometrik modelin bileşenleri (a) PEEK veya zirkonyum oksit post-korun simüle edildiği model (b) Cam fiber post ve rezin korun simüle edildiği model

Stres Analizi

Tasarlanan modeller sonlu eleman analizi yazılımı ANSYS 14.5.7'ye (ANSYS Inc., Canonsburg, Pennsylvania, ABD) transfer edildi. Tüm modeller daha sonra, Şekil 3.19'da gösterdiği gibi tetrahedral elemanlar kullanılarak mesh işlemi gerçekleştirildi (655058 düğüm, 426900 eleman). Modeller homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edildi. Modellere tanımlanan materyal özellikleri Tablo 3.2'de gösterilmiştir. Modeller kortikal ve trabeküler kemik tabanından sabitlendi. Yükleme dişin uzun eksenine 45° 'lik bir açıyla palatal yüzeyden, insizal sınırın 2 mm servikalinden ve 100N olarak gerçekleştirildi (Şekil 3.20). Oluşan stresler, kök ve post-korlar için Von-Mises stresleri olarak hesaplandı ve stres dağılımları görseller aracılığıyla değerlendirildi.



Şekil 3.19. Birleştirilmiş post-core restorasyonlu diş modelinin sagittal kesiti (Meshli model)



Şekil 3.20. Geometri modelinin sınır ve yükleme koşulları

Tablo 3.3. Sonlu eleman analizinde kullanılan materyallerin mekanik özellikleri

Materyal	Elastisite Modülü (GPa)	Poisson Oranı	Referans
Kortikal Kemik	13,7	0,30	Krejci ve ark., 1994
Trabeküler Kemik	1,37	0,30	Krejci ve ark., 1994
Periodontal Ligament	0,069	0,45	Krejci ve ark., 1994
Dentin	18,6	0,31	Krejci ve ark., 1994
Gutta Perka	0,69	0,45	Krejci ve ark., 1994
Post Simanı	5	0,30	Krejci ve ark., 1994
Cam Fiber Post	20	0,33	González-Lluch ve ark., 2009
Kompozit Rezin Kor	20	0,30	Krejci ve ark., 1994
Zirkonyum oksit	200	0,33	Chen ve ark., 2015
PEEK	4	0,39	Üretici Firma (Juvora)
Kron Simanı	10	0,30	Saskalauskaite ve ark., 2008
Tam Seramik Kron	62	0,30	Krejci ve ark., 1994

3.3. İstatistiksel Yöntem

Üç farklı materyal ile her bir materyal için oluşturulan dört farklı boyuttaki gruplar arasındaki maksimum kırılma dayanımının değerlendirilmesi için gruplardan elde edilen kırılma dayanımlarının normal dağılıma uygunluk gösterip göstermediği Kolmogrov-Smirnov ve Shapiro Wilks Testi ile incelendi. Kırılma dayanım değerleri için tanımlayıcı istatistikler ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum şeklinde gösterildi. Gruplar arasında kırılma dayanımları açısından anlamlı farklılık olup olmadığı Tek Yönlü Varyans Analizi (One-Way ANOVA) ile incelendi ve farklılık çıkması halinde farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını tespit etmek için post hoc LSD (Least Significant Difference) testi kullanıldı. Analizler SPSS (Statistical Package for Social Science) 20.0 (International Business Machines Corp, New York, ABD) yazılımı ile %95 güven düzeyinde yapıldı ve $p < 0.05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Sonlu eleman analizi ile elde edilen değerler varyansı olmayan matematiksel hesaplamalarla sağlanmaktadır. Bu nedenle istatistik analizi kullanılmamaktadır. Bu çalışmada sonlu eleman analizinden elde edilen stres değerleri ve dağılımlarına ait veriler karşılaştırılarak yorumlandı.

4. BULGULAR

4.1. Kırılma Dayanımı Bulguları

4.1.1. Gruplara Ait Tanımlayıcı İstatistikler

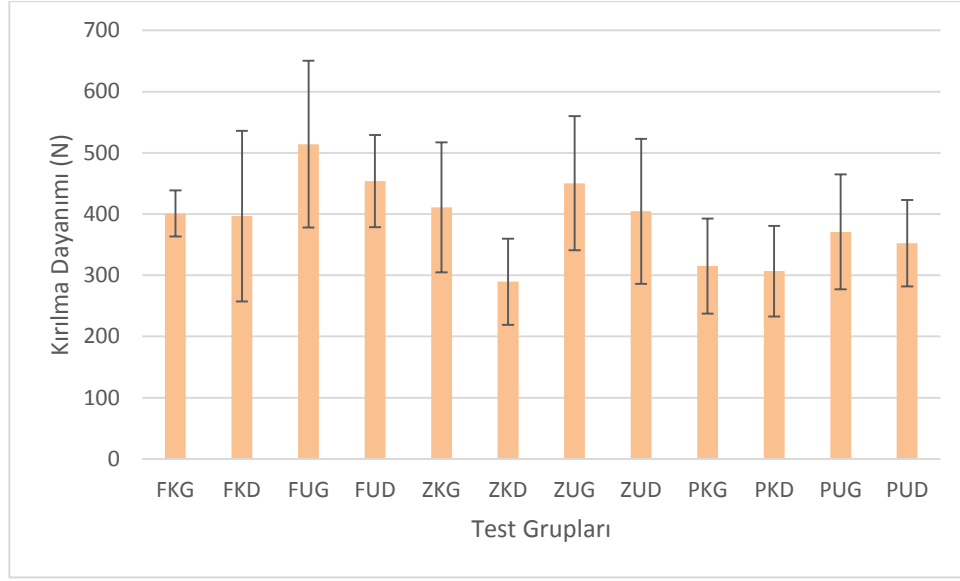
Maksimum kırılma dayanım verileri için tanımlayıcı istatistikler; ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerler Tablo 4.1 de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Gruplara ait kırılma dayanımlarına ilişkin tanımlayıcı istatistikler (N)

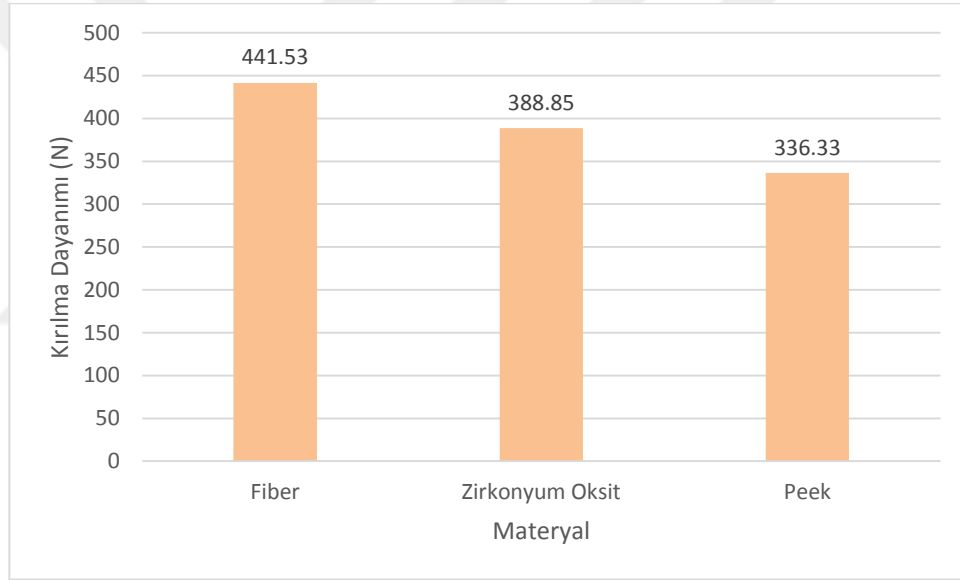
	n	Ortalama	Std. Sapma	Minimum	Maximum
FKG	10	401,0	37,5	323,3	446,2
FKD	10	396,8	139,3	274,9	655,6
FUG	10	514,2	136,3	354,7	857,3
FUD	10	454,1	75,3	279,2	539,8
ZKG	10	410,9	106,2	284,6	564,2
ZKD	10	289,5	70,5	217,1	436,2
ZUG	10	450,4	109,5	307,2	662,1
ZUD	10	404,6	118,4	252,6	596,0
PKG	10	315,1	77,7	162,9	410,1
PKD	10	306,7	74,0	181,4	434,9
PUG	10	371,0	94,0	234,0	509,0
PUD	10	352,5	70,7	228,4	454,8
Toplam	120	388,9	112,2	162,9	857,3

Normal dağılıma uygunluğunu Kolmogrov-Smirnov ve Shapiro Wilks Testi ile incelenen verilerin normal dağılıma uygun olduğu görüldü. Tek Yönlü Varyans Analizine (One-Way ANOVA) göre incelenen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p<0,05$).

Şekil 4.1 de gruplara ait kırılma dayanım grafiği verilmiştir. Test edilen gruplarda en yüksek ortalama kırılma dayanım değeri cam fiber uzun ve geniş (FUG) grubunda ($514,2 \pm 136,3$ N) gözlenmiştir. Post-kor materyalleri uzunluk ve çaptan bağımsız olarak değerlendirildiğinde en yüksek kırılma dayanımı ortalaması cam fiber post materyali kullanılan gruplarda gözlenirken en düşük ortalama PEEK post gruplarında bulgulanmıştır (Şekil 4.2).

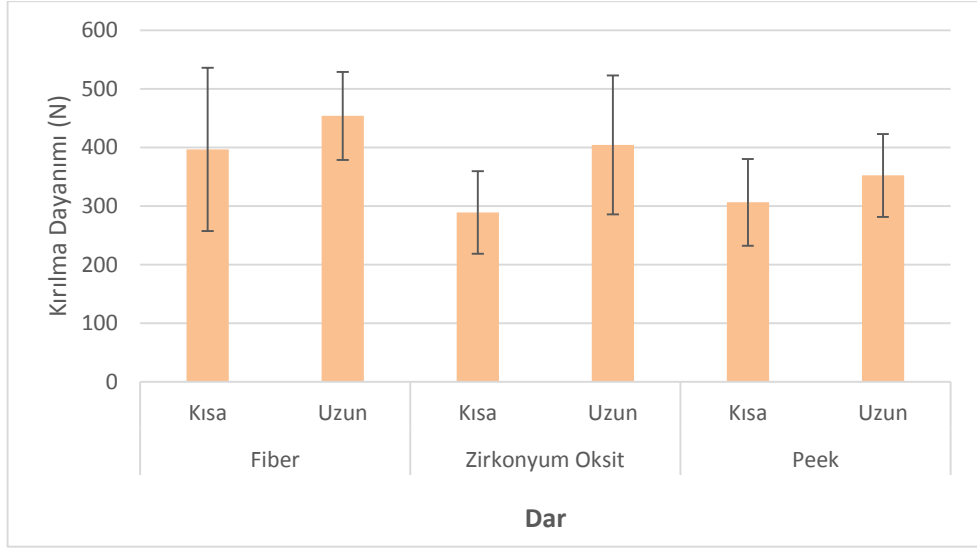


Şekil 4.1. Gruplara bağlı kırılma dayanımı değerleri

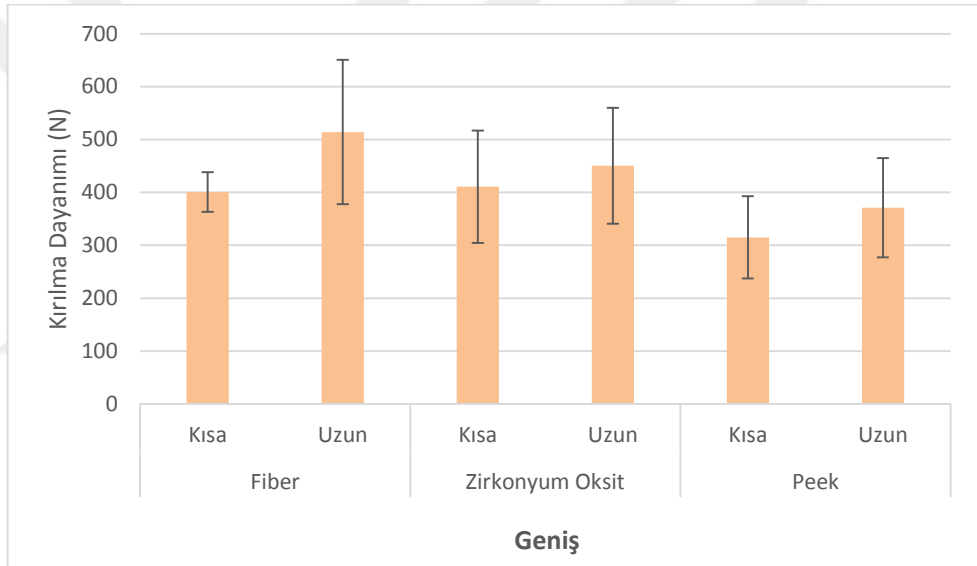


Şekil 4.2. Materyale bağlı kırılma dayanım değeri ortalamaları

Post-kor restorasyonlar materyal ve boyutlarına göre değerlendirildiğinde, dar gruplar arasında en yüksek kırılma dayanımı ortalaması FUD grubunda ($454,1 \pm 75,3$ N) gözlenirken, en düşük ortalama ZKD grubunda ($289,5 \pm 70,5$ N) bulgulanmıştır (Şekil 4.3). Geniş gruplarda ise en yüksek ortalama cam fiber postun uzun grubunda ($514,2 \pm 136,3$ N) en düşük ortalama ise PEEK postun kısa grubunda ($315,1 \pm 77,7$ N) gözlenmiştir. (Şekil 4.4)



Şekil 4.3. Materyale ve boyuta bağlı maksimum kırılma dayanımı (Dar Test Grupları)



Şekil 4.4. Materyale ve boyuta bağlı maksimum kırılma dayanımı (Geniş Test Grupları)

4.1.2. PEEK Post-Kor Gruplarının (PKG, PKD, PUG, PUD), Maksimum Kırılma Dayanımlarının Diğer Gruplarla Karşılaştırılması

PEEK post-kor gruplarının diğer gruplarla arasındaki fark incelendiğinde (Tablo 4.2):

PEEK kısa ve geniş post grubunun (PKG) kırılma dayanımı ortalaması istatistiksel olarak FUG ($p=0,000$), FUD ($p=0,002$), ZKG ($p=0,029$), ZUG ($p=0,002$) ve ZUD ($p=0,041$) gruplarından anlamlı derecede daha düşüktür ve diğer gruplarla arasında anlamlı fark bulunmamaktadır ($p>0,05$). PKD grubunun kırılma dayanımı ortalaması cam fiber post-kor grupları olan FKG ($p=0,032$), FKD ($p=0,040$) FUG ($p=0,000$) ve FUD ($p=0,001$) gruplarından ve zirkonyum oksit post-kor grupları olan ZKG ($p=0,018$), ZUG ($p=0,001$) ve ZUD ($p=0,026$) gruplarının kırılma dayanımı ortalamalarından anlamlı derecede daha düşüktür. PKD grubunun ZKD grubu ile arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ($p>0,05$). PEEK uzun ve geniş grubu kırılma dayanımı ortalaması FUG ($p=0,001$) grubu ortalamasından anlamlı derecede daha küçük olup diğer gruplarla arasında anlamlı fark bulunmamaktadır. PEEK uzun ve dar (PUD) grubu kırılma dayanımı ortalaması FUG ($p=0,000$), FUD ($p=0,021$) ve ZUG ($p=0,026$) grubu ortalamalarından anlamlı derecede küçük olup diğer gruplar ile arasında anlamlı farklılık bulunmamaktadır.

Tablo.4.2. PEEK post-kor gruplarının zirkonyum oksit ve cam fiber gruplarıyla karşılaştırılması

(I) Grup		Ortalama Fark	<i>p</i>	%95 Güven Aralığı	
				Alt Sınır	Üst Sınır
PKG	FKG	-85,81	0,050	-171,71	0,09
	FKD	-81,63	0,062	-167,53	4,27
	FUG	-199,01	0,000*	-284,91	-113,12
	FUD	-138,96	0,002*	-224,87	-53,07
	ZKG	-95,77	0,029*	-181,67	-9,88
	ZKD	25,62	0,556	-60,28	111,52
	ZUG	-135,25	0,002*	-221,15	-49,36
	ZUD	-89,46	0,041*	-175,37	-3,57
PKD	FKG	-94,27	0,032*	-180,17	-8,37
	FKD	-90,09	0,040*	-175,99	-4,20
	FUG	-207,47	0,000*	-293,38	-121,58
	FUD	-147,43	0,001*	-233,33	-61,54
	ZKG	-104,24	0,018*	-190,14	-18,34
	ZKD	17,15	0,693	-68,74	103,05
	ZUG	-143,72	0,001*	-229,62	-57,82
	ZUD	-97,93	0,026*	-183,83	-12,04
PUG	FKG	-29,97	0,491	-115,87	55,92
	FKD	-25,80	0,553	-111,70	60,10
	FUG	-143,18	0,001*	-229,08	-57,28
	FUD	-83,14	0,058	-169,03	2,76
	ZKG	-39,94	0,359	-125,84	45,95
	ZKD	81,45	0,063	-4,45	167,35
	ZUG	-79,42	0,070	-165,32	6,47
	ZUD	-33,64	0,439	-119,53	52,26
PUD	FKG	-48,48	0,266	-134,37	37,42
	FKD	-44,30	0,309	-130,20	41,60
	FUG	-161,68	0,000*	-247,58	-75,79
	FUD	-101,63	0,021*	-187,54	-15,74
	ZKG	-58,45	0,180	-144,34	27,45
	ZKD	62,95	0,149	-22,95	148,85
	ZUG	-97,92	0,026*	-183,82	-12,03
	ZUD	-52,14	0,232	-138,04	33,76

**p*<0,05

4.1.3. PEEK (PUG, PUD, PKG, PKD) Zirkonyum Oksit (ZUG, ZUD, ZKG, ZKD) ve Cam Fiber Post-Kor Gruplarının (FUG, FUD, FKG, FKD) Kırılma Dayanımlarının Kendi İçinde Değerlendirilmesi

PEEK post-kor gruplarının kendi içerisindeki karşılaştırmaları incelendiğinde (Tablo 4.3): Gruplar arasında anlamlı düzeyde farklılık olmadığı gözlenmektedir ($p>0.05$). PEEK post gruplarında en yüksek ortalama kırılma dayanımı uzun ve geniş olan PUG (371 ± 94 N) grubunda gözlenirken en düşük PKD (306.7 ± 74 N) grubunda bulgularlandı.

Tablo 4.3. PEEK test gruplarının kendi içinde karşılaştırılması

(I) Grup		Ortalama Fark	<i>p</i>	%95 Güven Aralığı	
				Alt Sınır	Üst Sınır
PKG	PKD	8,46	0,846	-77,43	94,36
	PUG	-55,83	0,200	-141,73	30,06
	PUD	-37,33	0,391	-123,23	48,57
PKD	PKG	-8,46	0,846	-94,36	77,43
	PUG	-64,30	0,141	-150,20	21,60
	PUD	-45,80	0,293	-131,69	40,10
PUG	PKG	55,83	0,200	-30,06	141,73
	PKD	64,30	0,141	-21,60	150,20
	PUD	18,50	0,670	-67,40	104,40
PUD	PKG	37,33	0,391	-48,57	123,23
	PKD	45,80	0,293	-40,10	131,69
	PUG	-18,50	0,670	-104,40	67,40

* $p<0,05$

Zirkonyum oksit gruplarının kendi içinde karşılaştırılması incelendiğinde (Tablo 4.4):

ZKG grubu kırılma dayanımı ortalaması ZKD ($p=0,006$) grubu ortalamasından anlamlı derecede daha büyüktü; ZUG ve ZUD ortalaması ile arasında anlamlı fark bulunmamaktadır ($p>0,05$). ZUG grubu ortalaması ZKD ($p=0,000$) grubu ortalamasından anlamlı derecede daha yüksek olup diğer gruplar ile arasında anlamlı farklılık bulunmamaktadır. Zirkonyum oksit uzun ve dar post grubunun kırılma dayanımı ortalaması kısa ve dar olan grubun ortalamasından anlamlı derecede yüksek ($p=0,009$) olarak bulgularlandı ve diğer gruplar ile arasında anlamlı farklılık gözlenmedi. Sonuç olarak, ZKD grubu diğer zirkonyum oksit post gruplarına kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük kırılma dayanımı gösterdi ($p<0,05$).

Zirkonyum oksit post kor gruplarında en yüksek ortalama kırılma dayanımı değeri uzun ve geniş olan ZUG ($450,4 \pm 109,5$ N) grubunda gözlemlendi.

Tablo 4.4. Zirkonyum oksit test gruplarının kendi içinde karşılaştırılması

(I) Grup		Ortalama Fark	<i>p</i>	%95 Güven Aralığı	
				Alt Sınır	Üst Sınır
ZKG	ZKD	121,39	0,006*	35,50	207,29
	ZUG	-39,48	0,364	-125,38	46,42
	ZUD	6,31	0,885	-79,59	92,20
ZKD	ZKG	-121,39	0,006*	-207,29	-35,50
	ZUG	-160,87	0,000*	-246,77	-74,98
	ZUD	-115,08	0,009*	-200,99	-29,19
ZUG	ZKG	39,48	0,364	-46,42	125,38
	ZKD	160,87	0,000*	74,98	246,77
	ZUD	45,79	0,293	-40,11	131,68
ZUD	ZKG	-6,31	0,885	-92,20	79,59
	ZKD	115,08	0,009*	29,19	200,99
	ZUG	-45,79	0,293	-131,68	40,11

* $p < 0,05$

Cam fiber post-kompozit rezin kor gruplarının kendi içinde karşılaştırılması incelendiğinde (Tablo 4.5): Cam fiber uzun ve geniş post (FUG) grubunun kırılma dayanımı ortalaması kısa olan FKG ($p=0,010$) ve FKD ($p=0,008$) grubu ortalamalarından anlamlı derecede daha yüksekti. Uzun olan (FUG ve FUD) grupların ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p > 0,05$). Cam fiber post kor gruplarında en yüksek kırılma dayanımı ortalamasını FUG grubu ($514,2 \pm 136,3$ N) gösterirken, en düşük ortalama FKD grubunda ($396,8 \pm 139,3$ N) bulgularlandı.

Tablo 4.5. Cam fiber post-kor test gruplarının kendi içinde karşılaştırılması

(I) Grup		Ortalama Fark	<i>p</i>	%95 Güven Aralığı	
				Alt Sınır	Üst Sınır
FKG	FKD	4,17	0,923	-81,72	90,07
	FUG	-113,20	0,010*	-199,11	-27,31
	FUD	-53,16	0,223	-139,06	32,74
FKD	FKG	-4,17	0,923	-90,07	81,72
	FUG	-117,38	0,008*	-203,28	-31,48
	FUD	-57,34	0,189	-143,23	28,56
FUG	FKG	113,20	0,010*	27,31	199,11
	FKD	117,38	0,008*	31,48	203,28
	FUD	60,05	0,169	-25,85	145,94
FUD	FKG	53,16	0,223	-32,74	139,06
	FKD	57,34	0,189	-28,56	143,23
	FUG	-60,05	0,169	-145,94	25,85

* $p < 0,05$

4.1.4. Eşit Boyda ve Çapta Olan Grupların (örn: PUG, ZUG, FUG) Maksimum Kırılma Dayanımlarının Karşılaştırılması

Kısa-Geniş post grupları incelendiğinde (Tablo 4.6): ZKG grubunun kırılma dayanımı ortalaması PEEK post grubu ortalamasından anlamlı derecede daha büyüktü ($p=0,029$). FKG grubunun ortalaması ile ZKG ve PKG arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmedi ($p > 0,05$).

Tablo 4.6. Kısa-Geniş post grupların karşılaştırılması

(I) Grup		Ortalama Fark	<i>p</i>	%95 Güven Aralığı	
				Alt Sınır	Üst Sınır
FKG	ZKG	-9,97	0,818	-95,87	75,93
	PKG	85,81	0,050	-0,09	171,71
ZKG	PKG	95,77	0,029*	9,88	181,67

* $p < 0,05$

Kısa-Dar post grupları değerlendirildiğinde (Tablo 4.7): Cam fiber postun kısa ve dar grubunun kırılma dayanımı ortalaması, zirkonyum oksit post ve PEEK postun kısa ve dar gruplarının (ZKD, PKD) (sırasıyla $p=0,015$, $p=0,040$) ortalamasından istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek olup, ZKD ve PKD arasında anlamlı düzeyde farklılık bulunmamaktadır ($p > 0,05$).

Tablo 4.7. Kısa-Dar post gruplarının karşılaştırılması

(I) Grup		Ortalama Fark	<i>p</i>	%95 Güven Aralığı	
				Alt Sınır	Üst Sınır
FKD	ZKD	107,25	0,015*	21,35	193,15
	PKD	90,09	0,040*	4,20	175,99
ZKD	PKD	-17,15	0,693	-103,05	68,74

* $p < 0,05$

Uzun-Geniş post grupları değerlendirildiğinde (Tablo 4.8): FUG grubunun kırılma dayanımı ortalaması PUG ($p=0,001$) grubunun ortalamasından anlamlı derecede daha büyük olup FUG-ZUG ile ZUG-PUG ortalamaları arasında anlamlı düzeyde farklılık bulunmamaktadır ($p > 0,05$).

Tablo 4.8. Uzun-Geniş post gruplarının karşılaştırılması

(I) Grup		Ortalama Fark	<i>p</i>	%95 Güven Aralığı	
				Alt Sınır	Üst Sınır
FUG	ZUG	63,76	0,144	-22,14	149,66
	PUG	143,18	0,001*	57,28	229,08
ZUG	PUG	79,42	0,070	-6,47	165,32

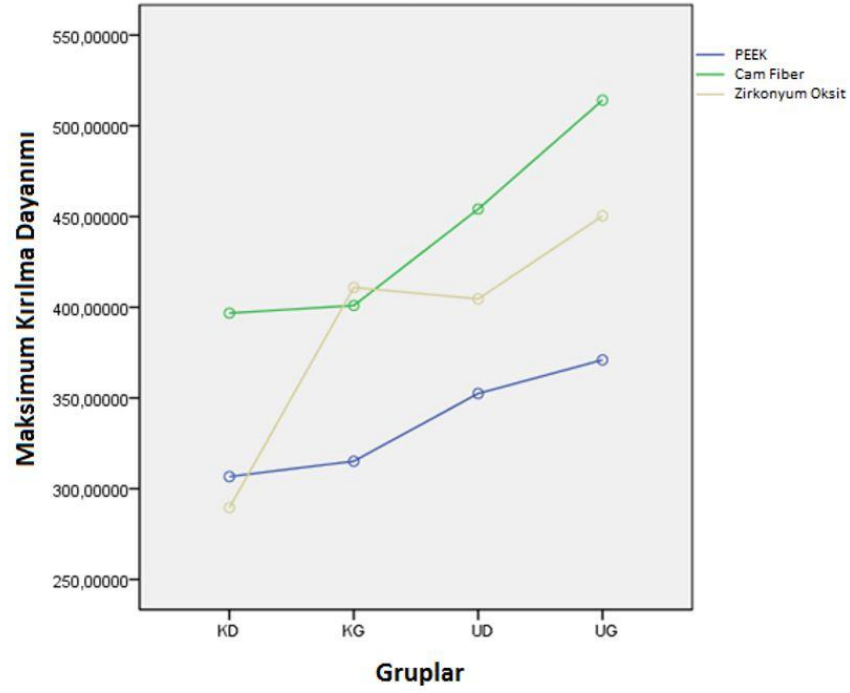
* $p < 0,05$

Uzun-Dar post grupları değerlendirildiğinde ise (Tablo 4.9): FUD grubunun kırılma dayanımı ortalaması PUD ($p=0,021$) grubu ortalamasından anlamlı derecede yüksek olup FUD-ZUD ile ZUD-PUD arasında anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p > 0,05$).

Tablo 4.9. Uzun-Dar post gruplarının karşılaştırılması

(I) Grup	Ortalama Fark	<i>p</i>	%95 Güven Aralığı		
			Alt Sınır	Üst Sınır	
FUD	ZUD	49,50	0,256	-36,40	135,40
	PUD	101,63	0,021*	15,74	187,54
ZUD	PUD	52,14	0,232	-33,76	138,04

* $p < 0,05$



Şekil 4.5. Post boyutlarının materyallere göre maksimum kırılma dayanımı ortalamaları (N) (KD: kısa-dar, KG: kısa-geniş, UD: uzun-dar, UG: uzun-geniş)

4.2. Post Başarısızlık Tipleri

Bu çalışmada, statik yükleme sonucu örneklerde görülen başarısızlık tipleri Tablo 4.10 da gösterilmiştir. Mine-sement sınırının en az 2 mm apikalinde oluşan kırılmalar tamiri mümkün olmayan kırılmalar olarak kabul edilmiş, bu sınırın koronalinde yer alan kırıklar ise tamir edilebilir kırık olarak kabul edilmiştir (Santos Pantaleón ve ark., 2018). Tamiri mümkün olmayan kırık tipleri en fazla zirkonyum oksit ile restore edilen örneklerde gözlenirken (29 örnek), en az PEEK post-korlu örneklerde bulgulanmıştır (6 örnek). Desimantasyonun en fazla görüldüğü grup PEEK grupları iken, zirkonyum oksit post-kor ile restore edilen örneklerde desimantasyona rastlanmamıştır. Cam fiber post-kor gruplarında ise sadece FKD grubunda 1 örnekte desimantasyon gözlenmiştir.

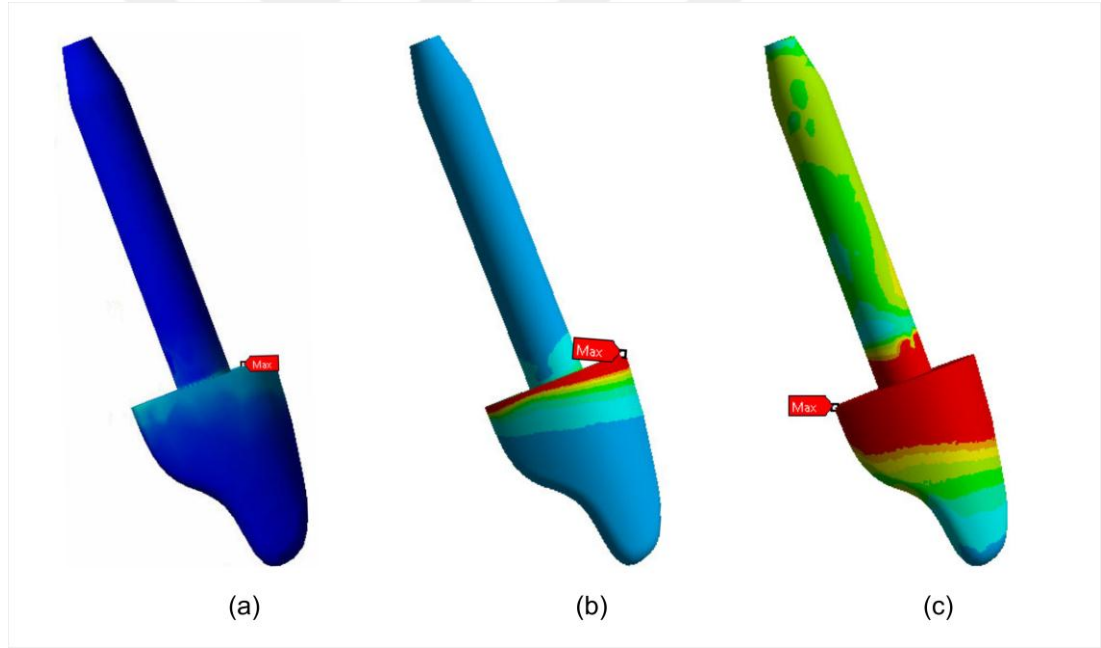
Tablo 4.10. Post başarısızlık tipleri

		Fiber Post Kor Grupları				Zirkonyum Oksit Post Kor Grupları				PEEK Post Kor Grupları			
		FKG	FKD	FUG	FUD	ZKG	ZKD	ZUG	ZUD	PKG	PKD	PUG	PUD
Tamiri mümkün olmayan kırık*		5	3	3	4	8	5	7	9	2	-	1	3
Tamir edilebilir kırık tipleri	Diş dokusunda kırık olmayan Kor kırığı-koping kırığı	3	6	5	5	2	4	1	1	6	4	6	2
	Diş dokusunu içine alan kırık	2	-	2	1	-	1	2	-	-	-	-	-
Kırık görülmeyen Desimante post-kor		-	1	-	-	-	-	-	-	2	6	3	5

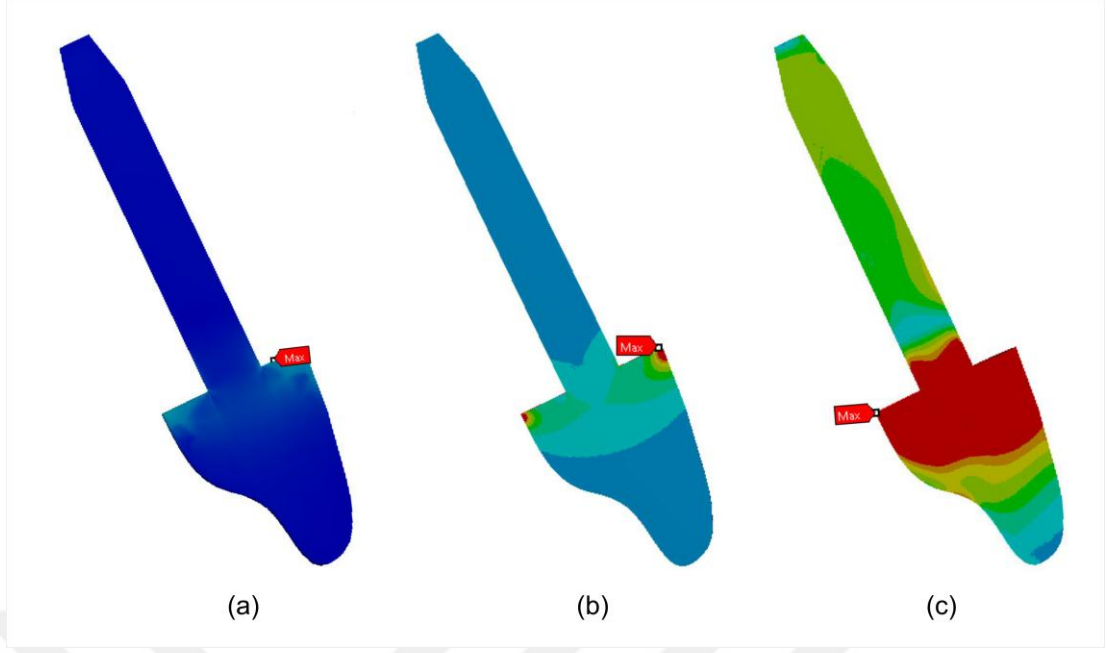
4.3. Sonlu Eleman Analizi Bulguları

Post korlar üzerinde oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri Tablo 4.11 de gösterilmiştir. En yüksek stres değeri PEEK post-korda (32,763 MPa) gözlenirken en düşük değer cam fiber post-kompozit rezin korda gözlenmiştir (0,79577 MPa). En yüksek elastisite modülüne sahip zirkonyum oksit post-korda oluşan maksimum Von Misses stres değeri ise 21,17 MPa olarak bulgulandı.

Uygulanan kuvvet sonucu elde edilen görseller incelendiğinde post-kor restorasyonlar üzerinde oluşan streslerin daha çok postun servikal bölgesinde yoğunlaştığı gözlenmiştir (Şekil 4.6). Post-korlardan alınan labiopalatinal kesitlerde cam fiber post-kompozit rezin korda ve zirkonyum oksit post-korda yoğunlaşan streslerin korun dış yüzeyine yakın olduğu gözlemlenmiştir (Şekil 4.7 (a, b)). PEEK post-kor da ise bu yoğunlaşma korun iç kısımlarında da mevcuttur (Şekil 4.7 (c)).



Şekil 4.6. Post-korlarda oluşan Von Misses stres gerilimi dağılımları; (a): cam fiber post kompozit-rezin kor, (b): zirkonyum oksit post-kor, (c): PEEK post-kor



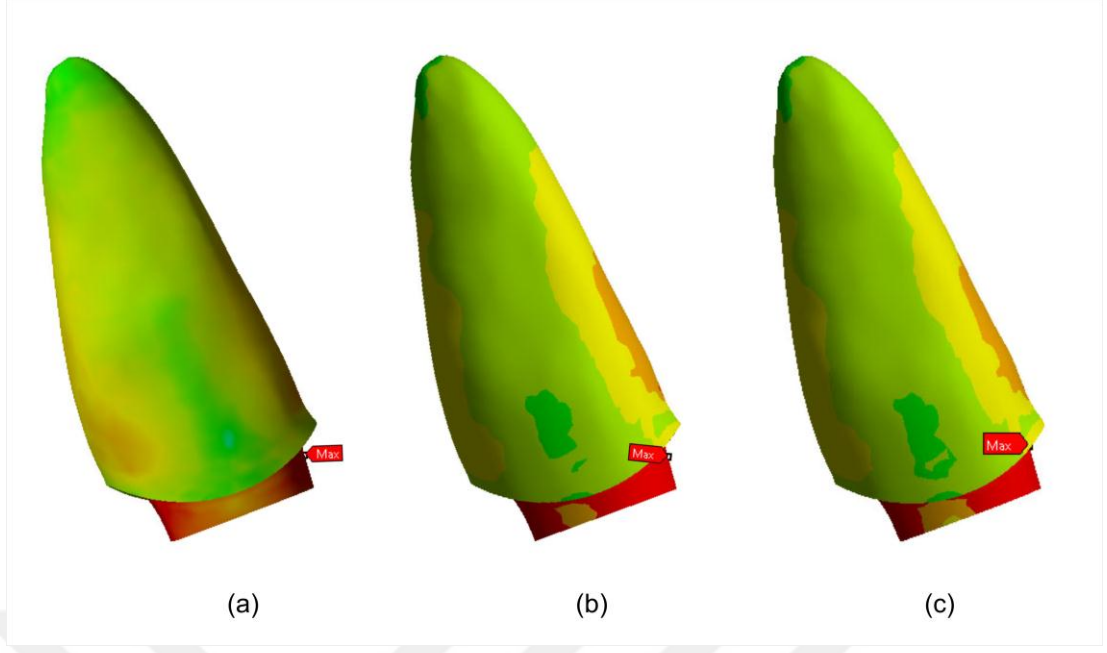
Şekil 4.7. Post-korlarda oluşan Von Misses stres gerilimi dağılımları, labiopalatinal kesit; (a) cam fiber post kompozit rezin kor, (b) zirkonyum oksit post-kor, (c) PEEK post-kor

Tablo 4.11. Post-kor modellerde oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres miktarları (MPa)

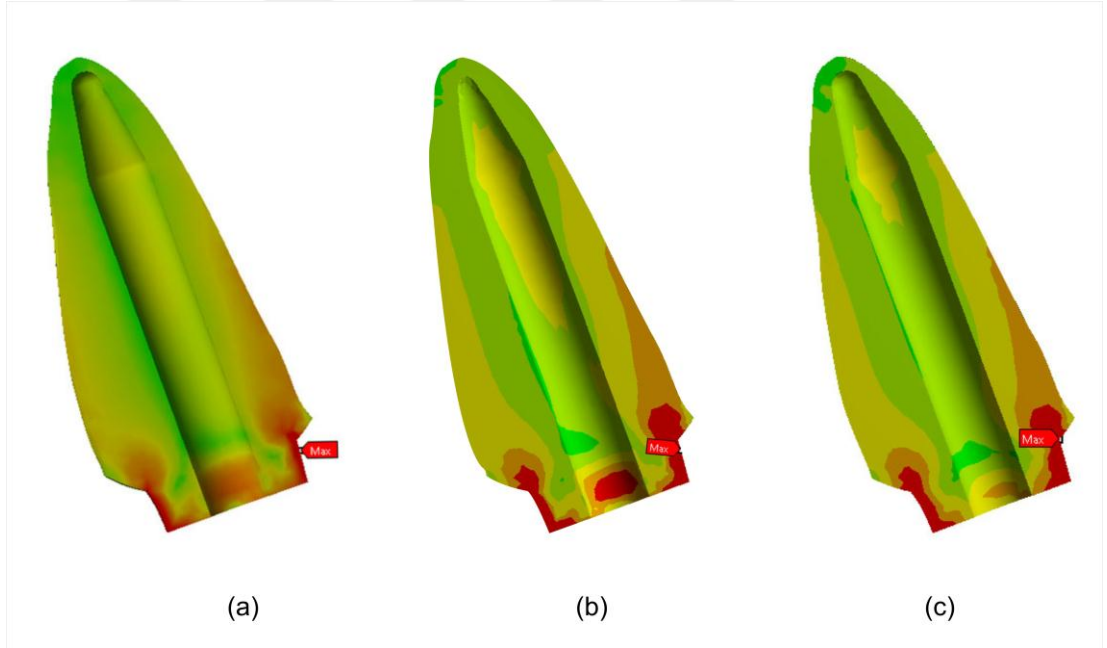
	Fiber post-Kompozit kor	Zirkonyum oksit Post kor	PEEK post kor
Maksimum	0,80	21,17	32,76
Minimum	0,003	0,006	0,130

Diş kökleri üzerinde oluşan maksimum ve minimum Von Misses stres değerleri Tablo 4.12 de gösterilmiştir. En yüksek stres değeri cam fiber post-kompozit rezin kor uygulanan diş kökünde (72,791 Mpa) görülürken en düşük değer elastisite modülü en düşük olan PEEK post-kor uygulanan diş kökünde görülmüştür (58,218 MPa). En yüksek elastisite modülüne sahip zirkonyum oksit post-korun diş kökünde oluşturduğu maksimum Von Misses stres değeri (69,012 MPa) cam fiber post uygulanan modele göre (72,791 MPa) daha düşüktür.

Analiz edilen kök görselleri incelendiğinde oluşan streslerin daha çok kökün servikal bölgesinde yoğunlaştığı gözlenmiştir (Şekil 4.8). Diş köklerinden alınan labiopalatinal kesitlerde yoğunlaşan streslerin labialde, servikal bölgeden kökün labial yüzüne doğru uzandığı gözlenmektedir (Şekil 4.9).



Şekil 4.8. Diş köklerinde oluşan Von Misses stres gerilimi dağılımları; (a): cam fiber post uygulanan, (b): zirkonyum oksit post uygulanan, (c): PEEK post uygulanan diş kök modelleri



Şekil 4.9. Diş köklerinde oluşan Von Misses stres gerilimi dağılımları, labiopalatal kesit; (a): cam fiber post uygulanan, (b): zirkonyum oksit post uygulanan, (c): PEEK post uygulanan diş kök kesit modelleri

Tablo 4.12. Diş kök modelleri üzerinde oluşan maksimum ve minimum Von Mises stres miktarları (MPa)

	Fiber postlu kök	Zirkonyum Oksit postlu kök	PEEK postlu kök
Maksimum	72,80	69,01	58,22
Minimum	0,282	0,347	0,423



5. TARTIŞMA

Bu çalışmada kron harabiyeti fazla olan endodontik tedavili dişlerde farklı materyaller kullanılarak yapılan farklı uzunluk ve çaptaki post-kor restorasyonların kırılma dayanımlarının değerlendirilmesi ve sonlu eleman analizi yöntemiyle materyale bağlı stres dağılımlarının incelenmesi amaçlandı.

Çürük, diş kırığı veya önceki kapsamlı restorasyonlardan dolayı endodontik tedavi görmüş dişlerin koronal diş dokusu çoğunlukla zayıftır (Chuang ve ark., 2010). Bu durumdaki bir dişin rehabilitasyonu için dentin duvarlarının miktarı ve yeri (Naumann ve ark., 2012; Ng ve ark., 2006), post sistemi, post simantasyon derinliği (Santos-Filho ve ark.), ferrule varlığı (da Silva ve ark., 2010; Juloski ve ark., 2012) ve son restorasyon (Tang ve ark., 2010; Naumann ve ark., 2012) gibi çeşitli faktörler göz önüne alınmalıdır. Hatalı restoratif uygulamalar vertikal kök kırıkları (Lertchirakarn ve ark., 2003) başta olmak üzere dişin kaybedilmesiyle sonuçlanabilecek başarısızlıklara neden olabilmektedir. Kök-kanal tedavili dişlerde doku kaybının giderilmesi ve son restorasyonun retansiyonunun sağlanmasında çoğunlukla posta ihtiyaç duyulur (Chuang ve ark., 2010; da Silva ve ark., 2010).

Çalışmalarda, ön dişlerin restorasyonunda daha yüksek başarısızlık riskleri olduğu gösterilmiştir (Naumann ve ark., 2012). Endodontik tedavili dişler için kullanılan restorasyon materyallerinin dentine benzer mekanik özelliklere sahip olması önerilmiştir (Plotino ve ark., 2007; Ma ve ark., 2011) Ayrıca bu materyaller diş dokusuna bağlanabilmeli ve ağız ortamında iyi bir klinik sonuç elde etmek için biyouyumlu olmalıdır (Plotino ve ark., 2007; Ma ve ark., 2011).

Literatürler incelendiğinde postların dişleri kuvvetlendirmedeğini bildiren çalışmalar (Fokkinga ve ark., 2004; Sorensen ve Martinoff, 1984; Deutsch ve ark., 1985; Trope ve ark., 1985) mevcuttur. Bununla birlikte, bazı araştırmacılar tarafından endodontik olarak tedavi edilmiş dişlerin geri kazanılmasında fiber postların uygulanmasıyla birlikte, adeziv rezin simanların kullanılmasının, dişlerde kırılmaya karşı direnci arttırdığı bildirilmiştir (Duret ve ark., 1990a, 1990b, 1992).

Metal alaşımları ve dentin arasındaki büyük elastisite modülü farkı, tamiri mümkün olmayan kök kırığına neden olacak şekilde, postun çevresinde aşırı fonksiyonel stres

yoğunlaşmasına neden olabilmektedir (Fraga ve ark., 1998; Akkayan ve Gülmez, 2002; Newman ve ark., 2003). Bu nedenle, uzun süreli güvenliği sağlamak için çeşitli post kor materyalleri araştırılmıştır.

Daha önceki çalışmalarda cam fiber gibi daha düşük elastisite modülüne sahip post materyalleri kullanıldığında, daha uygun stres dağılımlarının olduğu bildirilmiştir (Okadave ark., 2008; Boschian ve ark., 2006; Nakamura ve ark., 2006; Maceri, ve ark., 2007; Pegoretti ve ark., 2002; Lanza ve ark., 2005). Bununla birlikte, cam fiber destekli postlar genellikle prefabrik olarak temin edildiğinden, kök kanalı şekline uygunlukları bakımından sınırlıdır. Ek olarak, cam fiber destekli postların, metal alaşımlı postlardan daha düşük elastisite modülleri [45,7 ile 53,8 GPa (Cheleux ve Sharrock, 2009)] olmasına rağmen [titanyum için 110 GPa ve altın için 95 GPa (Sakaguchi ve Powers, 2012)], bu değerler dentinin elastisite modülün yaklaşık üç katı civarındadır [18,6 GPa (Craig ve Peyton, 1958)].

Kabul edilebilir kırılma direnci, daha iyi stres dağılımı ve şok emme özelliği nedeniyle, yüksek performanslı polimerler metal ve cam seramiklere alternatif dental materyaller olarak kabul edilmiştir (Stawarczyk ve ark., 2014). Dentine kıyasla daha düşük bir elastisite modülüne (4 GPa) sahip olmasına rağmen, PEEK'in yüksek baskı dayanımı gösterdiği bildirilmiştir (plastik deformasyon yaklaşık 1200N). Tüm bu özelliklerine ve biyouyumluluğuna ek olarak frezeleme ve presleme de dahil olmak üzere geniş bir üretim ve işleme kabiliyeti, PEEK'i, kişiye özel post kor sistemlerinin üretilmesinde çekici bir dental materyal haline getirir. Bununla birlikte, literatürde materyalin post-kor olarak kullanılması konusunda deneysel ve klinik çalışmaya rastlanmamıştır.

Post-korlar için henüz ideal tedavi seçeneğinin bulunmaması birçok açıdan araştırılabilecek bir alan sunar. Bu çalışmalar *in-vivo* veya *in vitro* olarak gerçekleştirilebilmektedir. *In vivo* çalışmalar yapılması zor ve klinik önemi yüksek çalışmalardır. Bu çalışmalarda amaç çoğunlukla *in vitro* çalışmalarla kanıtlanmış sonuçların geçerliliğinin değerlendirilmesidir. Bu tip çalışmaların en büyük sorunları hastalara bağımlı ilerlemesi ve standardizasyonun sağlanamıyor olmasıdır. *In vitro* çalışmalar çoğunlukla klinik uygulamadan önce materyalleri ve teknikleri test etmek için kullanılır. Bu nedenle, ağız içi koşulları simüle eden mekanik testler, restoratif materyallerin ve tekniklerin değerlendirilmesinde önemli araçlardır (Marchi ve ark.,

2008, Oliveira ve ark., 2008, Nie ve ark., 2012). *In vitro* alışmalardan elde edilen sonuçların klinik öneminin az olduğu düşünülse de, özellikle diş hekimliğinde iyi tasarlanmış *in vivo* araştırmalardan elde edilen bulgular dikkate alındığında, klinik kullanım protokollerinin belirlenmesinde yardımcı olduğu açıktır (Bayne, 2012; Skupien ve ark., 2013; Nassar ve ark., 2011; West ve ark., 2011). *In vitro* alışmalarda değişkenlerin kontrol edilebilir olması standardizasyon açısından kolaylık sağlamaktadır. Ayrıca *in vitro* alışmalar zaman ve maliyet açısından daha avantajlıdır (Tan ve ark., 2005).

Diş hekimliğindeki biyomekanik analizlerde, kırılma direncini belirlemek için kullanılan yıkıcı mekanik testler, değerlendirilen materyallerin biyomekanik davranışını analiz etmenin önemli bir yoludur. Bununla birlikte, diş restorasyon kompleksinin yapısal davranışı hakkında bilgi edinirken kısıtlamalar sunarlar (Santos-Filho ve ark., 2014). Sonlu eleman analizi, gerilme ve gerinme durumunun araştırılmasına yardımcı olan ve deneysel test ile birleştirilen, başarısızlığın nerede ortaya çıkabileceğini ngren, hasarların daha iyi anlaşılmasını sağlayan sayısal bir yöntemdir. Bu nedenle, her iki testin kullanılması, bir olay sırasında bir örneğin mekanik davranışına ilişkin daha iyi bir anlayış elde etmek için önemlidir (Farah ve ark., 1973; Soares ve ark., 2008; Versluis ve ark., 2006).

Bu çalışmada, diş hekimliğinin çeşitli alanlarında kullanılan, cam fiber, zirkonyum oksit ve yeni bir materyal olan PEEK materyallerinden post-kor restorasyonların üretilmesi planlandı ve uygulandı. Estetik bölgeler için tercih edilen post-kor sistemlerinin değerlendirildiği bu çalışmada post-kor çalışmalarında sıklıkla uygulanan, *in vitro* test yöntemlerinden kırılma dayanımı testi (Akkayan ve Gulmez, 2002; Baratieri ve ark., 2000; Heydecke ve ark., 2002) ve sonlu eleman analizi (Santos-Filho ve ark., 2014; Mezzomo ve ark., 2011; Lee ve ark., 2017) uygulandı.

Post- korların kırılma dayanımlarının değerlendirildiği *in vitro* alışmalarda örnekler için insan dişi, plastik diş veya sığır dişi gibi farklı materyallerden yararlanılmaktadır. Hatta ve arkadaşlarının (Hatta ve ark., 2011), iki farklı fiber post sisteminde kırılma yüklerinin ve polimerizasyon koşullarının değerlendirildiği çalışmalarında 72 adet sığır dişi kullanılmıştır. Bu dişler insan dişlerine, elastisite modülü ve bağlayıcılarla olan ilişkileri bakımından benzeseler de boyutları itibariyle oldukça büyük dişlerdir. Rezin dişlerin kullanılması ise standardizasyon açısından

avantajlı olsa da yapı olarak doğal dişlere benzememesi ve rezin simanlarla bağlantısının çok iyi olması yanıltıcı sonuçlara sebep olmaktadır (Ottl ve ark., 2002; Morgano ve Milot, 1993; Yoldas ve ark., 2005). Milot ve Stein (Milot ve Stein, 1992) çalışmalarında plastik dişleri tercih etmiş ve çalışmada yük miktarlarının tespitinin hedeflenmediği, farklı post sistemlerinin karşılaştırılmasının amaçlandığı belirtilmiştir.

Post-kor restorasyonların değerlendirildiği *in vitro* çalışmalarda çoğunlukla çekilmiş insan dişleri tercih edilmektedir (Nergiz ve ark., 2002; Newman ve ark., 2003). Bu çalışmalar için diş boyutlarındaki farklılıklar, kök kanallarının lokalizasyonu, dentin mikro çatlakları ve genetik faktörlerin dentin yapısına etkileri sebebiyle standardizasyonun sağlanamaması büyük bir dezavantajdır (Martinez-Insua ve ark., 1998; Ottl ve ark., 2002). Ancak insan dişlerinin heterojen bir yapıya sahip olması ve bütün dişlerde böyle bir durumun olması farkların kabul edilebilirliğini sağlamaktadır (Sidoli ve ark., 1997). Estetik post-korlarla ilgili yapılan *in vitro* çalışmaların büyük bir kısmında klinik geçerlilik esas alınarak ön bölge dişlerinin tercih edildiği görülmektedir (Akkayan ve Gulmez, 2002; Baratieri ve ark., 2000; Heydecke ve ark., 2002) Maksiller santral dişlerin daha geniş köke ve apikal üçlüde daha az varyasyona sahip oldukları bildirilmiştir (Iqbal ve ark., 2005). Bu çalışmada periodontal sebeplerle çekimi gerçekleştirilen maksiller santral dişler kullanıldı. Boyutsal farklılıkların etkisini azaltmak amacıyla çalışmaya dahil edilen dişlerin kök boyları 13-14 mm, mine sement sınırındaki mesio-distal ve bukkol-lingual çapları da benzer tercih edildi. Örnek grupları ise rastgele oluşturuldu.

Bazı araştırmacılar post kor çalışmalarında, kullanılan örneklere kök kanal tedavisi uygulamamışlardır (Lovdahl ve Nicholls, 1977). Ancak sonuçların güvenilirlik düzeyi, gerçeği yansıtmı miktarıyla doğrudan ilişkilidir. Bu sebeple bu çalışmada örneklerin tümüne kök-kanal tedavisi uygulandı.

Kök kanal dolumunda kullanılan rezin içerikli patların post kor simantasyonunda bağlantı direncine olumlu etkilerinin olduğunu savunan çalışmalar mevcuttur (Aleisa ve ark., 2012). Ancak, başka bir çalışmada kontrol grubu olarak pat kullanılmayan endodontik tedavili dişler ile kalsiyum silikat esaslı biyoseramik kanal dolgu patı, rezin içerikli pat ve kalsiyum hidroksit esaslı pat kullanılan endodontik tedavili dişler için cam fiber postun bağlanma dayanımında anlamlı bir fark gözlenmemiştir (Mutlu

ve Eldeniz, 2018). Endodontik tedavi uygulayan çalışmalarda bağlantı dayanımındaki olumlu etkilerinden dolayı rezin içerikli patlar kullanılmaktadır (Cecchin ve ark., 2011; Yeter ve Evcil, 2014). Buna bağlı olarak bu çalışmada rezin içerikli bir kök kanal dolgu patı (AH Plus Jet, Dentsply, Konstanz, Almanya) kullanılmıştır.

Endodontik tedavili dişler üzerinde yapılan kırılma ve bağlanma dayanımı testleri incelendiğinde dişlerin saklama koşulları için bir standardın bulunmaması sonuçların çelişkili olmasının sebeplerinden biri olarak gösterilmiştir (Al-Omiri ve ark., 2010). Dişlerin çekiminden, kullanılacağı ana kadar olan sürede su kaybetmelerini engellemek amacıyla distile su ve salin (Raadal, 1978; Brannstrom ve ark., 1992), gibi çeşitli solüsyonlar içerisinde bekletilmeleri önerilmektedir (Dewald, 1997; Ziskind ve ark., 2003). Bu solüsyonlara mikroorganizmaların üremesini önlemek amacıyla etanol, formol, timol, sodyum hipoklorit, glutaraldehit gibi antimikrobiyal ajanlar eklenebilmektedir (Boyd, 1976; Retief ve ark., 1989). Fakat araştırmacılar eklenen kimyasal maddelerin, diş dokularını ve kullanılan materyalin özelliklerini etkileyebileceğini belirtmektedirler (Ziskind ve ark., 2003). Bu bilgilere dayanarak, bu çalışmada çekimi gerçekleştirilen dişler işlem öncesi % 0,5'lik sodyum hipoklorit çözeltisiyle dezenfekte edilmesinin ardından distile su ile bolca yıkanarak yine distile su ile dolu koyu renkli, kapaklı cam kaplarda bekletilmiştir.

Post boşluklarının oluşturulmasında güta perka termal, kimyasal ve mekanik yöntemler ile uzaklaştırılabilmektedir (Ewart ve Saunders, 1990). Bazı çalışmalarda en güvenilir yöntemin ısıtılmış aletler olduğu bildirilmiştir (Morgano, 1996; Haddix ve ark., 1990). Yapılan bu çalışmada pratik ve etkili bir yöntem olarak mekanik yöntem tercih edildi ve post boşluklarının standardizasyonu için fiber post setlerinde bulunan driller kullanılarak post boşlukları oluşturuldu. 1,4 mm ve 1,6 mm çapa sahip driller ile 7,5 mm ve 10 mm uzunlukta post yuvaları hazırlandı.

Post-kor çalışmalarında periodontal ligamentin taklit edilmesi ve edilmemesine dair araştırmalar yapılmıştır. Test edilen örneklerin alveoler kemik içerisindeki fizyolojik hareketlerini canlandırmak amacıyla kalınlığı 0,2 mm ve 0,3 mm arasında değişen çeşitli materyaller uygulanmaktadır (Heydecke ve ark., 2002; Isidor ve Brondum, 1992; Martinez-Insua ve ark., 1998; Mannocci ve ark., 1999; Martinez-Gonzalez ve ark., 2001; Qing ve ark., 2007). Guzy ve arkadaşları (Guzy ve ark., 1979)

çalışmalarında diş kök çevresi için silikon kullanmışlardır. Post-kor restorasyonlara sahip dişlerin kırılma dirençlerinin karşılaştırıldığı başka bir çalışmada diş kökü çevresine polieter uygulanmıştır (Rosentritt ve ark., 2000). Bu çalışmada doğal diş yapısının taklit edilmesi ve kırılma testi sırasında diş köklerinin akrilik kaideye doğrudan temasının engellenmesi amacıyla periodontal ligament aralığının oluşturulması için, hazırlanan örneklerin kök yüzeyine yaklaşık 0,3 mm kalınlığında mum uygulandı ve silindirik kalıplara dökülen otopolimerizan şeffaf akrilik rezin içerisine gömüldü. Daha sonra diş kalıptan çıkarıldı ve temizlenen mum boşluğuna elastisite modülü periodontal ligamente yakın olan polivinilsiloksan bir material (Bonasil A+ Light, DMP Dental Industry S.A, Markopoulo, Yunanistan) enjekte edilerek diş yerleştirildi. Bu yöntem Toksavul ve arkadaşları (Toksavul ve ark., 2005) tarafından 2005 yılında bildirilmiştir. Akrilik rezinin polimerizasyonunun ekzotermik reaksiyon olması sebebiyle akrilikte sertleşme belirtileri görüldüğünde dişler yuvalarından çıkartılarak üzerlerindeki mumlar temizlendi. Bu uygulama ile akrilik rezinin reaksiyonu sonucu dişlerde ısı artışına bağlı nem miktarında azalma ve mikroçatlak oluşumu (Fernandes ve Dessai, 2001) gibi problemlerin önüne geçilmektedir.

Sonlu eleman analizi ile değerlendirilen diş dokuları modellenirken periodontal ligament ve kemiğin de modellenmesi tavsiye edilmektedir (Rees, 2001). Bu çalışmada tasarlanan model, periodontal ligament, kortikal kemik ve trabeküler kemik tabakalarını içermektedir. Bununla birlikte analiz için hazırlanan modellerin eleman ve düğüm sayıları önemlidir. Düğüm ve eleman sayıları, yapılan analizin hassasiyetini belirler. Eleman sayısı arttıkça gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilebilir (Owen ve Hinto, 1983). Bu çalışmada analiz için kullanılan modellerde eleman sayısı 426900, düğüm sayısı 655058 dir.

Ferrule varlığının gerilme, stres dağılımı, kırılma direnci ve başarısızlık modu üzerinde belirleyici bir faktör olduğu bildirilmiştir (Santos-Filho ve ark., 2014). 2 mm'lik ferrule ile hazırlanan restorasyonların belirgin şekilde daha yüksek kırılma direnci gösterdikleri rapor edilmiştir (Mangold ve Kern, 2011; Juloski ve ark., 2012). Al-Hazaimh ve Gutteridge (Al-Hazaimh ve Gutteridge, 2001) tarafından yapılan çalışmada, ferrule varlığının kırılma direncini arttırmadığı bildirilmiştir.

Ancak yapılan diğerk çalışmalarda servikalde ferrule hazırlığının strese maruz kalmış endodontik tedavili dişlerin kor-dentin birleşiminde, stres konsantrasyonunu azaltmada olumlu bir etki oluşturduğu bildirilmiştir (Assif ve ark., 1993; Assif ve ark., 1989; Zhi-Yue ve Yu-Xing, 2003). Pereira ve arkadaşları (Pereira ve ark., 2006) farklı ferrule yúksekliee sahip post-kor ile restore edilmiş dişlerin kırılma dirençlerini değerlendirmişler ve ferrule yúkseklieindeki artışın endodontik tedavi görmüş dişlerin kırılma direncini önemli ölçüde arttırdığını bildirmişlerdir. Pierrisnard ve arkadaşları (Pierrisnard ve ark., 2002) post yüksek elastisite modülüne sahip olduğunda, ferrule preparasyonunun daha verimli olduğunu bildirmiştir. Başka bir çalışmada hem cam fiberle güçlendirilmiş post sistemlerinde hem de daha yüksek elastisite modülüne sahip olan zirkonyum oksit postlarda stres değerleri, ferrule yúksekliei ile orantılı olarak değerirmiştir (Eraslan ve ark., 2009).

Çalışmalarda ferrule oluşturulmamış dişlerden alınan kırılma dayanım değerleri 320–780 N arasında olup, 2 mm ferrule hazırlanan dişlerde ise bu değerler 350–1500 N arasında verilmiştir (Akkayan, 2004; Pontius ve ark., 2002; Forberger ve Gohring, 2008; Nothdurft ve ark., 2008; Maccari ve ark., 2003). Bu bilgiler ışıkında bu çalışmada kırılma dayanımı testi için hazırlanan örneklerde ve sonlu eleman analizi için hazırlanan diş modelinde 2 mm yúkseklieinde ferrule oluşturuldu.

Restorasyonların uzun dönem başarisında simantasyonun rolü önemli bir faktördür (Ferrari ve ark., 2001; Hsu ve ark., 2002; Sahafı ve ark., 2003). 1980'lerden bu yana rezin simanlar, post simantasyonunda geleneksel çinko-fosfat simanlara tercih edilmiştir. Diğer simanlara kıyasla rezin simanın dişe, seramik ve metale çok iyi bağlandığı, tutuculuğunun daha iyi olduğu (Tjan ve ark., 1987; Goldman ve ark., 1984), ve kırılmaya karşı toplam direnci arttırdığı belirtilmiştir (Sarı, 2007; Aleisa ve ark., 2013; Cohen ve ark., 1998; O'Keefe ve ark., 2000). Zirkonyum oksit post-korların bağlanma dayanımının değerlendirildiği çalışmalarda en yüksek bağlanma değerleri rezin siman gruplarında gözlenmiştir (Piwowarczyk ve ark., 2005; Luthy ve ark., 2006).

Kullanılacak simanın, düşük elastisite modülüne sahip olması şok absorbsiyon sağlayarak kök kırılma riskini de azaltır (Mendoza ve ark., 1997). Elastisite modülü, fiber post ve dentinle yakın olan rezin simanların kullanılmasıyla oluşan homojen biyomekanik ünite, zayıflamış diş yapısını kuvvetlere karşı korur (Duret ve ark.,

1990a, 1990b, Pegoretti ve ark., 2002), dentin-siman arayüzünde mikro sızıntıları azaltır, dolayısıyla ikincil çürükleri ve periapikal bölgenin yeniden enfekte olmasını engeller ve daha düzgün bir stres dağılımına izin verir (Reid ve ark., 2003; Bachicha ve ark., 1998).

Post ile kanal formunun uyumlu olmasının klinik fonksiyon sırasında kanal duvarı boyunca stres dağılımını kolaylaştırdığına inanılmaktadır (Morgano, 1996). Ancak son dönemde yapılan çalışmalarda rezin siman kullanımıyla kanal ve post form uyumsuzluğunun kırılma kuvvetlerini etkilemediği gösterilmiştir (Ohlmann ve ark., 2008; Büttel ve ark., 2009). Kısa fiber destekli postların rezin siman kullanılarak simante edilmesiyle post ve kök dentini arasında artan gerilme dayanımına bağlı olarak daha yüksek kırılma dayanımı gösterdiği de rapor edilmiştir (Hatta ve ark., 2011, Zicari ve ark., 2012).

Restoratif kompozitlerin koronal dentine bağlanmasındaki bonding işlemleri, genel olarak kök kanalına fiber post yapıştırma işlemi için de önerilmektedir. Bu nedenle, bir "asitleme ve yıkama (total etching)" veya "self etching" işleminin ardından rezin simanlar uygulanır (Bitter ve Kielbassa, 2007; Monticelli ve ark., 2008). Daha yakın zamanlarda, self adeziv rezin simanlar, düşük teknik hassasiyetleri ve kullanım kolaylığı nedeniyle, fiber post simantasyonu için daha uygun bir alternatif olarak önerilmiştir (De Munck ve ark., 2004).

Bu çalışmada tüm gruplarda post simantasyonu için dual cure rezin siman kullanıldı. Bu tip simanların en büyük avantajı, kimyasal yolla polimerize olan simanlara kıyasla hekime yeterli çalışma süresi sağlaması, ışıkla polimerize olanlara göre de ışığın ulaşamadığı derin bölgelerde polimerize olabilmesidir (Christensen, 1998; Zaimoğlu ve Can, 2004).

Postların simantasyonunda, simanın kanal içerisine gönderilmesindeki en etkili yöntem araştırılmış ve incelenen yöntemler arasında lentülo kullanılarak kanal duvarlarının siman ile ıslatılmasının en iyi teknik olduğu bildirilmiştir (Stockton, 1999). Bu çalışmada simantasyon aşamasında kullanılan dual cure rezin siman setinde bulunan endo tip ince uçlar kullanılarak üreticinin önerileri doğrultusunda siman kanal içerisine uygulandı. Apikalden başlanarak koronele kadar kanal bütünüyle siman ile kaplandı. Post parmak basıncı ile kanala yerleştirildi ve

polimerizasyon için farklı açılardan (labial-palatinal-mezial-distalden örneğe dik olacak şekilde 10'ar sn) ışık (Ultradent, Valo Cordless LED Curing Light, Utah, ABD) uygulandı.

Lang ve arkadaşları (Lang ve ark., 2006) endodontik işlemlerin ön maksiller dişlerin deformasyonu üzerindeki etkisini araştırmış ve kök kanal hazırlığının her aşamasında stabilitesinin azaldığını bulmuşlardır. Post boşluğu hazırlanırken, özellikle konik kanalların silindirik forma dönüştürülmesinin ardından, stabilitede önemli bir azalma gözlenmiştir. Aşırı miktarda diş yapısı uzaklaştırılarak kök kanallarının doğal geometrisi değiştirilirse, bunun endodontik tedavili dişler üzerinde olumsuz bir etkiye sahip olacağı sonucuna da varılmıştır.

Literatürde post korların başarısında tercih edilen post ile kanal duvarları arasındaki siman boşluğunun miktarının önemini gösteren çalışmalar bulunmaktadır (Schmage ve ark., 2005; Sorensen ve Engelman 1990). Bu çalışmalardan birinde oval veya konik kanallar ile uyum gösteren döküm post-kor restorasyonların, prefabrik postlara kıyasla daha avantajlı olduğu rapor edilmiştir (Schneider, 1994). Estetik gereksinimlerin daha fazla olduğu anterior bölgede ya da tam seramik restorasyonun tercih edileceği vakalarda post-kor uygulamaları için estetik materyallerin seçilmesi uygun olacaktır.

CAD/CAM sistemlerinin gelişmesi, yarı saydamlık ve renk gradyanı gibi üstün estetik özelliklere sahip seramik blokların mevcudiyeti, tatmin edici estetik sonuçlarla monolitik restorasyonların hazırlanmasına izin verir. Tek parça olarak hazırlanan post-kor restorasyonları, post-kor arayüzünde eksik kalan yapıyı temin etmektedir (Liu ve ark., 2010). Restorasyonlar için ara birim sayısı arttıkça, başarısız olma potansiyeli daha da artmaktadır (Fernandes ve ark., 2003). Blokların endüstriyel olarak işlenmesi, daha yüksek yapısal güvenilirlik sağlamaktadır (kusur popülasyonunun malzeme kütesine indirgenmesi) (Beuer ve ark., 2008). Ayrıca bu sistemler restorasyonun kalınlığı, şekli, marjinal özellikleri, restorasyonun karakteristiği gibi özelliklerin yanı sıra rezin siman boşluğunun daha iyi kontrol edilmesini sağlayan özel bir yazılım tarafından restorasyonların tasarlanmasına izin verir (de Andrade ve ark., 2019).

Klinik uygulamalar sırasında kullanılan ölçü materyallerine veya model elde etmek için kullanılan alçının detay verme kalitesine bağlı olarak modelin ağız ortamını tam anlamıyla yansıtmaması, yapılacak olan restorasyonun uyumunun ideal olmamasına sebep olabilmektedir. CAD/CAM sistemlerinin, alınan ölçülerin taranmasına olanak tanınması yapılacak restorasyon için bir avantajdır.

CAD/CAM yönteminin sağladığı tüm bu avantajlara bağlı olarak bu çalışmada CAD/CAM ile PEEK ve zirkonyum oksit bloklardan post-korlar hazırlandı. Örneklerden C tipi silikon ile elde edilen ölçüler CARES scanner (Straumann, Basel, İsviçre) cihazı ile taratıldı. Zirkonyum oksit blok inLab MC X5 (Densply Sirona, York, PA, ABD) ile, PEEK blok ise vhf K5 (vhf, NY, Hauppauge, ABD) ile kazındı.

Kırılma dayanım testlerinin yapıldığı bazı çalışmalarda kor ve ferrule yapısını saran kron restorasyonları (Bittner ve ark., 2010) uygulanırken bazı çalışmalarda kuvvet doğrudan post (Wandscher ve ark., 2015) veya kor materyaline (Bilgin ve ark., 2016) uygulanmıştır. Kor yapısı oluşturulmaksızın kanal boşluklarına uyguladıkları fiber posttan destek alan direkt kompozit kronlar üzerinde çalışma yapan araştırmacılar da mevcuttur (Büttel ve ark., 2009). Pilo ve arkadaşları (Pilo ve ark., 2002) tarafından yapılan bir çalışmada post-kor restorasyonlara kron uygulanması durumunda gelen kuvvetlerin post ve kök üzerindeki dağılımının etkileneceği bildirilmiştir. Barkhordar ve arkadaşları (Barkhordar ve ark., 1989) kron restorasyonların yapılmasıyla sağlıklı dentin çevresinde ferrule etkisinin görüldüğünü rapor etmişlerdir. Cormier ve arkadaşlarının (Cormier ve ark., 2001) yaptıkları çalışmada zirkonyum oksit, cam fiber ve 4 farklı materyalden oluşan postların, kırılma dayanımları üç farklı şekilde test edilmiştir. Zirkonyum oksit post için, dişe sadece post uygulanan grupta 101,5 N luk ortalama değer alınırken kor uygulanan grupta bu değer 179,7 N'a, kron kaplama yapılan grupta ise 238,8 N'a kadar artmıştır. Diğer post grupları için de benzer artışlar gözlenmiştir.

Bu çalışmada PEEK materyalinden elde edilen post-korların kırılma dayanımlarının anterior bölge restorasyonu olarak ne derece uygun olduğu değerlendirildi. Bu sebeple ağız içi faktörlerin daha iyi yansıtılması amacıyla post-korların simantasyonunu takiben örnekler CAD/CAM ile 0,5 mm kalınlığında zirkonyum oksit kopingler hazırlandı ve rezin siman ile simante edildi.

Statik testler, bir numunenin kopması için gereken maksimum yükün değerlendirilmesinde önemlidir. Çoğu çalışma, kırılma dayanımı testini fiber postun davranışını değerlendirmek için kullanmıştır (Silva ve ark., 2010, 2011; Akkayan ve Gülmez, 2002; Asmussen ve ark., 1999). Fiber postlar genellikle çekme direncini destekleyebilen uzunlamasına düzenlenmiş fiberlerden oluşur. Öte yandan, kayma gerilmeleri polimer üzerinde yıkıcı etki göstermektedir. Bu nedenle fiber postun sahip olduğu polimer matrisi etkileyen kayma gerilmeleri, kırılma değerlerinin hesaplanmasında önem taşımaktadır. (Shiple ve Becker, 2002).

45° açıyla kuvvet uygulamak, fonksiyon sırasında oluşan stresler gibi, farklı eksenlerde kuvvetlerin oluşmasına neden olur. Bu konfigürasyon endodontik tedavi görmüş dişlerin kırılma direncine ilişkin en kötü senaryo olarak ortaya çıkmıştır ve fiber post restorasyonların biyomekanik davranışını değerlendirmek için uygun olarak kabul edilmiştir (Bolhuis ve ark., 2004; Sorensen ve Engelman 1990; Isidor ve ark., 1999). Zirkonyum oksit ve diğer materyallerden elde edilen ön bölge post-kor restorasyonlarının kırılma dayanımı çalışmalarında diş uzun eksenleriyle açı oluşturularak kuvvet uygulanmış ve protrusiv harekette görülen stresler taklit edilmeye çalışılmıştır (Akkayan ve Gulmez, 2002; Fernandes ve Dessai, 2001; Sen ve ark., 2000). Bu çalışmada örnekler, universal test cihazına, uzun eksenleri cihazın kuvvet kolu (başlık) ile 45° açı yapacak şekilde yerleştirildi. Bu açı ile Sınıf I oklüzyon simüle edilmiş oldu (Varvara ve ark., 2007).

Örneklerin maksimum yük altındaki kırılma dayanımlarını değerlendirmek amacıyla statik yükleme testi tercih edildi. Çalışmalarda başlık hızı 0,01 mm/dk (Loney ve ark., 1995) ile 3 cm/dk (Perez ve ark., 1978) gibi geniş bir aralıkta tanımlanmıştır. İncelenen literatürlerde başlık hızındaki bu farklılıklar herhangi bir gerekçeye bağlanmamıştır. Bu çalışmada örnekte kırık gözlenene kadar uygulanan 1mm/dk başlık hızı, deneysel düzeneğe uygun analizin yapılmasına imkan vermektedir.

Sonlu eleman analizi ile değerlendirilen modellerde ise kuvvet diş uzun eksenine 45° açı yapacak şekilde ve 100 N olarak uygulandı. Bu kuvvetin büyüklüğü daha önce bu konuda yapılan çalışmalarda uygulanan kuvvetler temel alınarak belirlenmiştir. (Asmussen ve ark., 2005; Holmes ve ark., 1996; Shetty ve ark., 2013).

Geçmişte, özellikle post uzunluğu ile ilgili olarak, çeşitli önerilerde bulunulmuştur. En az 4-5 mm apikal tıkama olması şartı ile post kanal içerisinde ne kadar uzun olursa restorasyonun retansiyonunun da benzer şekilde arttırdığı gösterilmiştir (Sorensen ve Martinoff, 1984; Standlee ve ark., 1978; Mattison ve ark., 1984). Post uzunluğunun radyografik apeksten 3 mm kısa, kök uzunluğunun 2/3'ü ile 3/4'ü kadar olması gerektiği (Trabert ve Cooney, 1984; Krammer, 1986), bu şekilde optimum stres dağılımının ve maksimum retansiyonun sağlanabileceği de belirtilmiştir (Hudis ve ark., 1986; Sorensen ve Martinoff, 1984).

Daha güncel makalelerde ise postun üretileceği materyale bakılmaksızın post uzunluğunun kök uzunluğunun üçte ikisi veya en azından klinik kron boyu ile aynı uzunlukta olması önerilmiştir (Fernandes ve ark., 2003; Cheung, 2005; Alomari ve ark., 2011). Bazı durumlarda, kısa boylu estetik postların, uzun olanlara göre daha olumlu bir davranış gösterdiği bildirilmiştir (Hatta ve ark. 2011; Ramirez-Sebastia ve ark., 2014), post boyu çok kısa veya çok uzun olduğunda kökün risk altında olduğu da gösterilmiştir (Zicari ve ark., 2012).

Büttel ve arkadaşlarının (Büttel ve ark., 2009), post çapı ve uzunluğunun kırılma dayanımına etkisini inceledikleri çalışmalarında 5,5 ve 8,5 mm uzunluğunda cam fiber postlarda anlamlı bir fark görülmediği bildirilmiştir. 10, 7,5 ve 5 mm uzunlukta cam fiber postlar ile restore edilen maksiller kanin dişlerin kırılma dayanımı karşılaştıran Franco ve arkadaşları (Franco ve ark., 2014) ile 5 ve 10 mm'lik cam fiber postlarla restore edilen maksiller santral dişleri benzer uzunluktaki endokron restorasyonlu örnekler ile karşılaştıran Ramirez-Sebastia ve arkadaşları (Ramirez-Sebastia ve ark., 2014) tarafından yapılan çalışmalarda da kırılma dayanımında önemli bir farklılık olmadığı bildirilmiştir.

Uzun bir post yerine kısa bir fiber destekli postun kullanılmasının, daha fazla restore edilebilir kırık şekli ve daha yüksek bir kırılma direnci sağlayabileceği de bildirilmiştir (Zicari ve ark., 2012). Bununla birlikte, fiber postun optimal uzunluğu henüz belirlenmemiştir (Jiangkongkho ve ark., 2013).

Bu çalışmada cam fiberin uzun ve geniş olan FUG grubu ile kısa ve geniş olan FKG grubu arasında anlamlı fark vardı. Fakat uzun ve dar (FUD) post grubu ile kısa ve dar (FKD) grubu arasında anlamlı fark görülmedi ($p>0,05$). Bununla birlikte FUD

grubunun ortalama kırılma dayanımı değeri ($454,1 \pm 75,3$ N) FKD grubunun ortalama değerinden ($396,8 \pm 139,3$ N) yüksekti. Kısa grupların kabul edilebilir kırılma dayanımı değerlerine bağlı olarak klinik pratikte, dişlerin daha kısa postlar ile restore edilebilmesi fiber postların yerleştirilmesi ve bağlanması açısından kolaylık sağlayacaktır.

Junqueira ve arkadaşlarının (Junqueira ve ark., 2017) çalışmasında 8 mm kron yüksekliğine sahip, 7 mm'lik (yani kromdan daha kısa) post uzunluğundaki örneklerle 9 mm ve 12 mm uzunluktaki cam fiber postlu gruplar arasında, kırılma direncinde önemli bir farklılık olmadığı bildirilmiştir. Hatta ve arkadaşları (Hatta ve ark., 2011) tarafından yapılan çalışmada ise kısa cam fiber postların (kanal içi post uzunluğu 5 mm) kırılma direncinin önemli ölçüde daha yüksek olduğu belirtilmiştir.

Bu çalışmada yaklaşık 15 mm kök boyuna sahip dişler için postların kanal içi uzunlukları 7,5 mm ve 10 mm olarak tercih edildi. Bu boylar literatürden elde edilen bilgilerle (Fernandes ve ark., 2003; Cheung, 2005; Alomari ve ark., 2011) uyumludur. Kor boyu olarak belirlenen 4 mm uzunluk ve 2 mm ferrule ile 6 mm servikoinzival yüksekliğe sahip kron, kopingin simantasyonu sonrası yaklaşık 6,5 - 7 mm uzunluğa ulaştı. Bu değer, kısa post boyu olarak tercih edilen 7,5 mm den az olması dolayısıyla kron boyunun kırılma direncine olan etkisi elimine edilmiş oldu.

PEEK post kor gruplarının kendi içerisinde kırılma dayanımı açısından anlamlı bir fark gözlenmezken, zirkonyum oksit post kor gruplarında ise kısa boylu dar çaplı post kor grubu (ZKD) en düşük kırılma dayanımı ortalamasına sahipti ve bu grupta diğer zirkonyum oksit post kor grupları ile istatistiksel olarak anlamlı fark gözlendi. Zirkonyum oksit post kor gruplarında uzunluğun etkisi çapın etkisine göre daha düşük oldu. Zirkonyum postlarda çapın artırılmasıyla kırılma dayanım değerlerinin arttığı gözlendi. Bu durum zirkonyum oksitin elastisite modülünün yüksekliğine bağlı olarak gelişmiş olabilir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre zirkonyum oksit post korlar dar kanallı dişlerin restorasyonunda tercih edildiğinde, daha uzun post boyu ile (kök boyunun 2/3) çalışılması uygundur. Bu sonuçlar elastisite modülü yüksek post materyallerinin stres dağılımı için önerilen post uzunluklarını destekler (Kainose ve ark., 2015, Santos-Filho ve ark., 2014).

Cam fiber post ile yapılacak restorasyonlar için post çapının, post uzunluğundan daha önemli bir faktör olduğu belirtilmiştir (Hatta ve ark., 2011). Öte yandan, postun çapının artırılması, postun direncini artırırken sağlam diş yapısının fazlaca uzaklaştırılmasına buna bağlı olarak tüm yapının zayıflamasına yol açabilmektedir (Zicari ve ark., 2012).

Bununla birlikte, post çapının gereğinden fazla küçük tutulması, siman tabakasının kalınlaşmasına neden olur. Bu durum post-siman-dentin arayüzünde istenmeyen stres dağılımlarına yol açar ve postun tutuculuk kaybıyla sonuçlanabilir (Zicari ve ark., 2012).

Post çapındaki artışın, dişte stres artışıyla doğru orantılı olduğu belirtilmiştir (Mattison, 1982). Shillingburg ve arkadaşları (Shillingburg ve ark., 1982) 700 adet dişi inceledikleri çalışmalarında, post çapının maksiller santral dişler için en fazla 1,7 mm olması gerektiğini bildirmişlerdir. Başka bir çalışmada post stabilitesi için post çapının en az 1,3 mm olması gerektiği bildirilmiştir. Bu değerden daha küçük çapta çalışılan postlarda fonksiyonel kuvvetler altında esneme ve deformasyon artacağı için, postların stabiliteye katkısının olmayacağı sadece retansiyon sağlayacağı belirtilmiştir (Lambjerg-Hansen ve ark., 1997). Bu çalışma için post çapları 1,4 mm (dar) ve 1,6 mm (geniş) tercih edildi. Sonlu eleman analizinde modellenen post çapları ise post çapı, kalınlık oranına (post çapı / kök kalınlığı= 0,2) uyacak şekilde planlandı (Nergiz ve ark., 2002).

Fiber postların kullanıldığı Hatta ve arkadaşlarının (Hatta ve ark., 2011) sığır dişleri üzerinde yaptıkları çalışmalarında post boyları ile çaplarının ve polimerizasyon prosedürlerinin kırılma dayanımı üzerine etkileri değerlendirilmiştir. Kısa ve geniş postlar için kırılma dayanımlarının daha yüksek olduğu belirtilmiştir. Bu çalışmada cam fiber postlar için aynı uzunluktaki gruplar karşılaştırıldığında çapın istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmadığı görüldü. Ancak kısa ve geniş olan grubun (FKG) ortalama kırılma dayanımı kısa ve dar olan grubun ortalama değerinden yüksekti (sırasıyla $401 \pm 37,5$ N; $396,8 \pm 139,3$ N). Aynı şekilde uzun post grupları için de geniş olan FUG grubunun ortalama kırılma dayanımı değeri uzun ve dar olan FUD grubunun ortalamasından yüksekti (sırasıyla $514,2 \pm 136,3$ N; $454,1 \pm 75,3$ N).

Zicari ve arkadaşları (Zicari ve ark., 2012) tarafından yapılan çalışmada kanal içi boyu 5 mm olan fiber post grupları 2 farklı şekilde elde edilmiştir. Gruplardan birinde post kanal içerisine doğrudan yerleştirilmiş diğer grupta ise postun apikalinden kesilerek kanal içi boyu 5 mm olacak şekilde yerleştirilmiştir. Kullanılan adeziv siman türünden bağımsız olarak, 5 mm uzunluğunda postlar ile restore edilmiş dişlerde (apikalinden kısaltılarak elde edilen büyük çaplı postlar), 10 mm uzunluğunda postlar ile restore edilmiş dişlerden daha üstün bir kırılma direnci elde edilmiştir. Bu sonucu kökün ve kanalının dar olduğu daha derin kök seviyelerinde sağlam dentinin korunmasına bağlamışlardır.

Bu çalışmada kısa ve dar olarak çalışılan gruplarda cam fiber postların maksimum kırılma dayanımı ortalamaları zirkonyum oksit ve PEEK materyallerinden elde edilen post kor gruplarına kıyasla anlamlı derecede yüksekti. Kısa ve geniş olarak hazırlanan gruplarda ise cam fiber post ile diğer materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmezken zirkonyum oksit post kor grubu PEEK post kor grubundan anlamlı derecede daha yüksekti. Bu gruplar uzun gruplarla kıyaslandığında daha düşük ortalama değerlere (FKD< FUD, ZKG<ZUD) sahipti. Bu çalışmada Zicari ve arkadaşlarının (Zicari ve ark., 2012) yaptığı çalışmadan farklı olarak kısa post örnekleri hazırlanırken cam fiber postlar için apikalden kısaltma yapılmadı ve post boşluklarını oluşturmak için kullanılan driller de aynı şekilde kısaltılmadan kullanıldı.

Zirkonyum oksit post kor kullanımı, yüksek elastisite modülü (200 GPa) ve kırılma dayanımı nedeniyle hala sorgulanmaktadır. Materyalin bu özellikleri gelen kuvvetler karşısında kök kırıklarının görülmesine ve kök kanalı içerisinde kırılmış olan postun kanaldan uzaklaştırılmasının zor olmasına neden olabilir (Fernandes ve Dessai, 2001). Bu postlar maruz kalabileceği yüksek oklüzal kuvvetler nedeniyle posterior bölge için ve parafonksiyonel alışkanlıkları olan hastalarda önerilmemektedir (Kwiatkowski ve Geller, 1989) Elastisite modülü yüksek post korlar, koronal restorasyonun desteğini arttırabilir ve daha düzenli bir stres dağılımı sağlayabilirler. Ancak aşırı yüklenmesi durumunda dikey kök kırıkları gibi tamiri mümkün olmayan başarısızlığa neden olabilirler (Bittner ve ark., 2010). Elastisite modülü daha düşük bir post ise yüksek yükler altında bükülebilir ve restorasyonun başarısız olmasına veya kaybına neden olabilir. Ancak tekrarlanacak bir tedavi için

kanaldan uzaklaştırılması kolaydır ve kökün hasar görme ihtimali düşüktür. Ancak post esnekliğinin fazla olması korun mikro düzeyde hareketlerine izin vererek, bu bölgedeki simanın bütünlüğünün bozulmasına ve koronal sızıntılara neden olabilir (Stricker ve Göhring, 2006).

Elastisite modülü dentin ile aynı aralıkta olan postların kullanılmasıyla dişlerin gelen kuvvetler karşısında büyük hasar görmesi beklenmemektedir. Fiber destekli postlar, yükleme sırasında dişlerin kuvvet yönünde esnemesine izin vererek, siman-post-dentin arayüzeyinde ve kökün kendisinde oluşan stresin dağılımına izin verir (Duret ve ark., 1990a, 1990b). Bunun yanında, benzer mekanik özelliklere sahip adeziv kompozit simanlar fiber post simantasyonunda kullanılır, bu da tüm kompleksin fonksiyon sırasında homojen bir yapı olarak davranmasını sağlar (Torbjörner ve Fransson, 2004).

Elastisite modülleri farklı olan fiber destekli kompozit postlar kullanılarak restore edilen kanal tedavili bir dişin fotoelastik stres analizinde, fiber destekli postun elastisite modülü değerinin dentinin elastisite modülüne yaklaşmasının stres konsantrasyonunu önlemede daha etkili olduğunu gösterilmiştir (Ma ve ark., 2011).

Bu durumun aksine bazı çalışmalar, fiber destekli kompozit post ve kompozit rezin kor ile restore edilen kanal tedavili bir dişin kırılma direncinin postun elastisite modülünden etkilenmediğini göstermiştir (Stewardson ve ark., 2010; Kumagae ve ark., 2012).

Naumann ve arkadaşları (Naumann ve ark., 2007) endodonik tedavi görmüş dişlerin yük kapasitesi ve kırılma şekillerinin post materyalinin sertliğine bağlı olmadığını bildirmişlerdir. Zicari ve arkadaşlarının (Zicari ve ark., 2012) çalışması bu bulguları kısmen desteklemiştir, çünkü sadece fiber postlar kullanılmasına rağmen daha uzun postlar ile restore edilmiş dişler daha fazla tamir edilemez başarısızlık göstermiştir. Bu sonuç aynı zamanda, kuvars fiber postların yerleştirilmesinin tamir edilemeyen başarısızlıkların oluşumunu azaltmadığını tespit eden Bitter ve arkadaşları (Bitter ve ark., 2010) tarafından gözlemlenen sonuçları da doğrulamaktadır.

Bu çalışmada kullanılan üç farklı materyalden elde edilen post restorasyonları için elastisite modülü 200 GPa olan zirkonyum oksit (Upcera CT Color, Shenzhen, Guangdong, Çin) 4 GPa elastisite modülüne sahip PEEK (Juvora, Juvora Ltd,

Thornton Cleveleys, Lancashire, İngiltere) ve üreticinin elastisite modülünü 20-30 GPa arasında olduğunu bildirdiği cam fiber post (White Post DC, FGM, Brezilya) kullanılmıştır.

Kaya ve arkadaşları (Kaya ve ark., 2013), farklı uzunluklarda fiber veya zirkonya post ve kullanılan çeşitli kor materyalleriyle restore edilmiş endodontik tedavili dişlerin kırılma dayanımını ve kırılma şeklini karşılaştırdıkları çalışmalarında fiber destekli postların neredeyse tamamı (bir post hariç) kanaldan çıkmıştır. Zirkonyum oksit postlarda ise başarısızlık tipinin çoğunlukla kökün servikal sınırının 2 mm altında veya üstünde kırıklar olduğu bildirilmiştir. Bu sonucu zirkonyum oksit postlarda bağlanma hatalarının olmaması şeklinde yorumlamışlardır.

Bu çalışmada fiber destekli post-korların tüm gruplarında sadece bir örnekte desimantasyona bağlı başarısızlık gözlenirken mine-sement sınırının minimum 2 mm apikalinde oluşan kırılmalar toplamda 15 örnekte, en fazla ise FKG grubunda oluştu (5 örnek). Zirkonyum oksit post korlarda ise desimantasyon gözlenmezken en fazla ZUD grubunda olmak üzere (9 örnek) toplamda 29 örnekte tamiri mümkün olmayan kırıklar meydana geldi.

Post restorasyonunun tercihinde yüksek modül veya düşük modüle sahip bir postun yerleştirilmesi kararı alınırken metal post gibi yüksek yük değerlerinde hasarlanabilecek veya fiber post gibi "düşük yük" değerlerinde hasarlanabilecek ancak daha fazla yenilenebilir modu olan postlar arasında seçim yapılabilir (Torbjörner ve Fransson, 2004). Bu çalışmada kullanılan düşük elastisite modüle sahip PEEK materyalinden elde edilen post kor restorasyonlar için desimantasyona bağlı başarısızlık tipi diğer materyallere oranla daha yüksek oldu (16 örnek) ve 6 örnek dışında PEEK post korlu örneklerdeki kırık hatları post boylarından bağımsız olarak tamir edilebilir seviyede gözlemlendi.

Bakke ve arkadaşları (Bakke ve ark., 1990) tarafından yapılan çalışmada anterior bölgedeki dişlere gelebilecek maksimum kuvvetlerin ortalaması 222 N olarak rapor edilmiştir. 1998 yılında yayınlanan Tortopidis ve arkadaşlarının (Tortopidis ve ark., 1998) çalışmalarında anterior dişler arasındaki maksimum kuvvet ortalaması 286 N (standart sapma 164) olarak ölçülmüştür. Başarısızlığın görüldüğü kuvvet değerleri göz önüne alındığında PEEK post korlar kırılma dayanımı açısından anterior bölge

post kor restorasyonları için rezin simanla birlikte kullanıldıklarında yeterli dayanımı gösterdi (tüm PEEK grupları ortalaması: 336,33 N). Restorasyona sınır kuvvetlerinin üstünde gelebilecek yüklemenin neden olabileceği başarısızlık, tamiri mümkün olan desimantasyon veya servikal hattın koronalinde oluşan kırık şeklinde beklenmektedir. Fiber destekli post korlar ve zirkonyum oksit post korların maksimum kırılma dayanımı ortalamaları (sırasıyla; 441,53 N, 388,85 N) anterior bölge için literatürde verilen maksimum kuvvet değerlerinden yüksektir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre ön bölge için bu materyallerden elde edilecek post-kor restorasyonları kırılma dayanımı açısından risk oluşturmamaktadır.

3 farklı materyalden elde edilen uzunlukları ve çapları farklı post-kor restorasyonların kırılma dayanımlarının değerlendirildiği bu çalışmada örneklerin boyutlarına bağlı hasarlanma şekilleri de oldukça önemlidir. Zicari ve arkadaşlarının (Zicari ve ark., 2012) farklı fiber post uzunluklarının kırılma dayanımlarını değerlendirdikleri çalışmalarında kısa postlar ile restore edilen dişlerin (5mm), uzun olan gruplara kıyasla (7,5, 10mm) daha fazla tamir edilebilir başarısızlık gösterdiği rapor edilmiştir. Kısa postlarla restore edilen dişlerin, başarısızlık tipi çoğunlukla, simüle edilmiş kemik seviyesinin üstünde kalan kök kırıkları veya debonding olarak bildirilmiştir.

Bu çalışmada tamir edilemeyen kırık tipleri incelendiğinde fiber post gruplarında post uzunluğuna bağlı değişiklik gözlenmezken, zirkonyum oksit ve PEEK materyali kullanılarak elde edilen uzun post gruplarında kısa post gruplarına kıyasla daha fazla tamir edilemeyen kırık gözlemlendi. Zirkonyum oksit post korların uzun gruplarında dişler çoğunlukla postun apikal ucuna daha yakın kırıldı. Bu alan, bir çalışmada gerilme konsantrasyonunun yoğun olduğu bölge olarak gösterilmiştir (Naumann ve ark.2006).

Önceki çalışmalar, restore edilen dişin çoğunlukla servikal bölgede stres koşullarına maruz kaldığını bildirmiştir (Giovani ve ark., 2009; Eraslan ve ark., 2009; Bijelic ve ark., 2011). Daha önce yapılan bir çalışmada, sonlu eleman analizi kullanılarak iki post-kor sisteminin kırılma dayanımı karşılaştırılmış ve her iki sistem için de servikal bölgede maksimum stres gözlemlenmiştir (Panna ve ark., 2006). Benzer şekilde, Kaya ve arkadaşlarının (Kaya ve ark., 2013) çalışmasında da zirkonyum oksit postlar için kırık hattı baskın olarak servikal bölgede gözlenmiştir. Bu durumun zirkonyum

oksit post-koron servikaldeki bağlantı açısına bağlı olarak daha fazla kuvvet konsantrasyonu oluşmasından kaynaklanabileceği bildirilmiştir. Eraslan ve arkadaşları (Eraslan ve ark., 2009), sonlu eleman analizi yöntemiyle farklı yükseklikte ferrulenin stres dağılımına etkisini araştırmışlardır. Zirkonyum oksit postta yüksek stres değerleri bildiren yazarlar, post materyalinin elastisite modülü yüksek olduğunda, gerilmelerin materyal içinde artma eğiliminde olduğunu, buna bağlı olarak postta oluşan gerilmelerin, materyalin gücünü ve kırılma dayanımı değerlerini etkileyebileceğini rapor etmişlerdir.

Sonlu eleman analizi kullanılarak maksimum Von Mises streslerinin değerlendirildiği bu çalışmada, zirkonyum oksit, PEEK ve fiber destekli post kor restorasyonlarına uygulanan kuvvet neticesinde, önceki çalışmalarla benzer şekilde, servikal bölgede stresin yoğunlaştığı gözlemlendi. Sadece post-kor ünite incelendiğinde post ve koron boyun bölgesinin strese daha çok maruz kaldığı görüldü. Yapılan analizde dişin servikal bölgesinde simüle edilen ferrulenin, stresin daha koronelde yoğunlaşmasını sağladığı düşünülebilir.

Materyale bağlı stres dağılımlarının incelendiği bu çalışmada elastisite modülü en düşük olan PEEK diş kökü üzerinde diğer materyal modellerine kıyasla daha düşük stres değerlerine neden olmuştur. Post üzerinde fiber post ve zirkonyum oksit postta kıyasla daha fazla stres değerleri görülse de üretici firma PEEK'in yüksek kırılma dayanımına sahip olduğunu belirtmektedir. Bu çalışmada *in vitro* olarak değerlendirilen PEEK post korların hiç birinde kırılma meydana gelmemiştir. Bu sebeple PEEK materyalinin kırılma direncini de değerlendiren sonlu eleman analizleri ya da laboratuvar çalışmalarına ihtiyaç vardır.

Eraslan ve arkadaşlarının (Eraslan ve ark., 2008), sonlu eleman analizi kullanarak ferrule yüksekliğinin dentin ve restorasyon-diş kompleksi üzerindeki stres dağılımına etkilerini değerlendirdikleri çalışmalarında daha yüksek elastisite modülüne sahip zirkonyum oksit postta kıyasla cam fiber postun dentin yapısında daha düşük stres değerleri oluşturduğu bildirilmiştir. Benzer şekilde, Zarone ve arkadaşları (Zarone ve ark., 2006) farklı restorasyon konfigürasyonlarının biyomekanik davranışını sağlıklı bir dişle karşılaştırarak değerlendirdikleri sonlu eleman analizinde restorasyon için kullanılan yüksek elastisite modülüne sahip materyallerin dişin doğal biyomekanik davranışını güçlü bir şekilde değiştirdiğini bildirmişlerdir. Kompozit rezin gibi düşük

sertlikteki malzemeler için ise dişin doğal bükülme hareketlerine eşlik ettiğini ve diş-restorasyon arayüzünde ortaya çıkan stresi azalttığı da rapor edilmiştir. Bu durumun aksine Asmussen ve arkadaşları (Asmussen ve ark., 2005) yaptıkları çalışmada postun elastisite modülünün yüksek olmasının dentin stresini azalttığı belirtilmiştir. Bu sonuç, post kor ile restore edilen dişlerin periyodik yüklemeye karşı direncinin *in vitro* olarak araştırıldığı Sahafi ve arkadaşlarının (Sahafi ve ark., 2005) çalışmasıyla ve sonlu eleman analizi kullanılarak yapılan Ko ve arkadaşlarının (Ko ve ark., 1992) çalışmasının sonuçları ile uyumlu bulunmuştur.

Kompozit veya tabakalı (layered) materyallere kuvvet uygulandığında, stresleri yüksek elastisite modülü ile materyalin içinde arttırma eğiliminde olduğu bilinmektedir (Eskitaşcıoğlu ve ark., 2002). Eraslan ve arkadaşları (Eraslan ve ark., 2008) yaptıkları çalışmada streslerin, diğer yapılara göre daha yüksek elastisite modülüne sahip olan zirkonyum oksit post modelinin post kısmında daha fazla yoğunlaştığını bildirmişlerdir. Bu yönüyle Eskitaşcıoğlu ve arkadaşlarının (Eskitaşcıoğlu ve ark., 2002) çalışmalarında bildirdikleri sonuçlar ile uyumludur. Aynı çalışmada araştırmacılar, yüksek elastisite modülüne sahip olan döküm post kor sistemi ve fiber post kor sistemi (nispeten düşük elastisite modüllü) ile dişin servikal bölgesi ve bukkal kemik boyunca biriken streslerin olduğunu bildirmiştir. Stresin dentin üzerinde yoğunlaşmasının kök kırıklarının oluşma ihtimalini arttırdığı şeklinde yorumlanırken, streslerin yoğunlaştığı bölge post dentin arayüzü olduğunda bu durumun postun retansiyon kaybıyla sonuçlanacağı düşünülmektedir.

Bu çalışmada sonlu eleman analizi ile değerlendirilen diş kökleri için stres dağılımının servikal alandan sonra en yoğun olduğu bölge kökün labial dış yüzeyi oldu. Kökler için maksimum Von Misses değerleri en yüksek elastisite modülü zirkonyum oksite oranla daha düşük olan cam fiber post uygulanan modelde oluşurken en düşük değer elastisite modülü en düşük olan PEEK post korun simüle edildiği modelde gözlemlendi.

Eskitaşcıoğlu ve arkadaşları (Eskitaşcıoğlu ve ark., 2002) yüksek elastisite modüllü materyaller yerine dentin yapısına benzer elastisite modülüne sahip restoratif materyallerinin kullanılmasının, mekanik olarak homojen bir yapı oluşturabileceğini bildirmişlerdir. Bu çalışma için post-kor ve diş kökü üzerinde oluşan maksimum stres değerleri incelendiğinde birbirine en yakın değerler PEEK post-kor ve onu

saran kök dentininde gözlemlendi. Cam fiber postun elastisite modülü literatüre göre 20 Gpa (González-Lluch ve ark., 2009) olarak alındı. Bu değer dentinin elastisite modülüne en yakın değer olmasına rağmen cam fiber post ve onu saran kök üzerindeki stres miktarları arasındaki fark diğer materyallere oranla daha yüksek oldu.

Bu çalışmanın sonuçlarına göre post-kor sistemleri arasında kırılma dayanımları ve stres dağılımlarında farklılıklar bulunduğundan sıfır hipotezi reddedilmiştir.

Birçok *in vitro* çalışmada olduğu gibi, bu çalışmanın sonuçlarını doğrudan klinik sonuçlarla örtüştürmek zordur. Bu çalışma için oluşturulan sonlu eleman modeli, tam seramik kron, post-kor restorasyonu, endodontik olarak tedavi edilen maksiller santral diş ve destek yapıları içeren çok yönlü kompleks bir yapıydı. Tüm yapılar izotropik, homojen, doğrusal elastik ve ideal olarak bağlanmış kabul edildi. Bitiş çizgisi ve ferrule, dişlerin çevresinde sabit yükseklikte oluşturuldu. Bu noktada benzer diğer sonlu eleman çalışmalarında olduğu gibi, bu çalışmada da kuvvet uygulandıktan sonra oluşan streslerin materyallerden ve her bir materyalin ayrı ayrı özelliklerinden etkilenmiş olması muhtemeldir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu çalışmanın sınırları dahilinde şu sonuçlara ulaşılmıştır;

1-PEEK, cam fiber ve zirkonyum oksit post-korların tüm grupları anterior bölgedeki dişlere gelebilecek maksimum kuvvetlerin ortalaması ile kıyaslandığında yeterli kırılma dayanımını göstermiştir.

2-Bu çalışmada cam fiber ve zirkonyum oksitten daha düşük elastisite modülüne sahip olan PEEK post-kor sistemi, zirkonyum oksit ve cam fiber post sistemlerine kıyasla daha fazla tamir edilebilir kırık şekli sunmuştur. Sonlu eleman analizi ile değerlendirildiklerinde PEEK post-korun diş kökünde oluşturduğu maksimum Von Misses gerilmesi diğer modellere kıyasla daha düşük olarak gözlenmiştir.

3-PEEK post-korlarda desimantasyona bağlı başarısızlık diğer post-kor gruplarına kıyasla daha fazla gözlenmiştir. Bu sebeple PEEK postların bağlanma dayanımının değerlendirildiği çalışmalara ihtiyaç vardır.

4-Elastisite modülünün düşük olması nedeniyle, PEEK post-korlar uygulandığında sebep olacağı stresler, elastisite modülü yüksek olan diğer post materyallerine kıyasla daha yüksek olabilir ve bu durum desimantasyonun nedeni olabilir.

5-Klinik şartlar altında, postun dentine siman yoluyla bağlanması su, kan ve tükürük ile kirlenerek bozulabilmektedir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre ağız içi ortamı daha iyi yansıtan, yorulma yüklemesini (fatigue loading) de içeren yeni çalışmaların yapılması önerilmektedir.

KAYNAKLAR

Adler S, Kistler S, Kistler F. Compression-moulding rather than milling: a wealth of possible applications for high performance polymers. *Quintessenz Zahntechnik*. 2013;39: 376-384.

Ahmad I. Yttrium-partially stabilized zirconium dioxide posts: an approach to restoring coronally compromised nonvital teeth. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1998;18: 454-65.

Akagawa Y, Ichikawa Y, Nikai H, Tsuru H. Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing. *J Prosthet Dent*. 1993;69: 599-604.

Akgungor G, Akkayan B. Influence of dentin bonding agents and polymerization modes on the bond strength between translucent fiber posts and three dentin regions within a post space. *J Prosthet Dent*. 2006;95: 368-378.

Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent*. 2002;87: 431-437.

Akkayan B. An in vitro study evaluating the effect of ferrule length on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced and zirconia dowel systems. *J Prosthet Dent*. 2004;92: 155-162.

Alaçam T, Nalbant L, Alaçam A. İleri Restorasyon Teknikleri. 1. Baskı. Ankara: Polat Basımevi: 1998.

Aleisa K, Alghabban R, Alwazzan K, Morgano SM. Effect of three endodontic sealers on the bond strength of prefabricated fiber posts luted with three resin cements. *J Prosthet Dent* 2012;107: 322-326.

Aleisa KI, Almufleh BS, Morgano SM, Lynch CD. Effect of types of luting agent on push-out bond strength of zirconium oxide posts. *J Dent*. 2013;41: 377-383.

Al-Hazaimeh N, Gutteridge DL. An in vitro study into the effect of the ferrule preparation on the fracture resistance of crowned teeth incorporating prefabricated post and composite core restorations. *Int Endod J.* 2001;34: 40-46.

Alomari QD, Barrieshi KM, Al-Awadhi A. Effect of post length and diameter on remaining dentine thickness in maxillary central and lateral incisors. *Int Endod J.* 2011;44: 956-966.

Al-Omiri MK, Mahmoud AA, Rayyan MR, Abu-Hammad O. Fracture resistance of teeth restored with post-retained restorations: an overview. *J Endod.* 2010;36: 1439-1449.

Arda T, Arikan A. An in vitro comparison of retentive force and deformation of acetal resin and cobalt-chromium clasps. *J Prosthet Dent.* 2005;94: 267-274.

Arı H, Belli S. Endodontik olarak tedavi edilen dişlerde güçlendirilmiş polietilen fiber post/core uygulaması: Olgu Bildirisi. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 1999;2: 29-32.

Arola D, Galles L, Sarubin M. A comparison of the mechanical behavior of posterior teeth with amalgam and composite MOD restorations. *J Dent.* 2001;29: 63-73

Artopoulou II, O'Keefe KL, Powers JM. Effect of core diameter and surface treatment on the retention of resin composite cores to prefabricated endodontic posts. *J Prosthodont.* 2006;15: 172-179.

Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic sposts. *J Dent.* 1999;27: 275-278.

Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *J Prosthet Dent.* 2005;94: 321-329.

Assif D, Bitenski A, Pilo R, Oren E. Effect of post design on resistance fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. *J Prosthet Dent.* 1993;69: 36-40.

Assif D, Gorfıl C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1994;6: 565-567.

Assif D, Oren E, Marshak BL, Aviv I. Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative materials. *J Prosthet Dent.* 1989;61: 535-543

Asvanund P, Morgano SM. Photoelalastic stress analysis of external versus internal implant-abutment connections. *J Prosthet Dent* 2011;106: 266-271.

Baba NZ, Golden G, Goodacre CJ. Nonmetallic prefabricated dowels: a review of compositions, properties, laboratory, and clinical test results. *J Prosthodont.* 2009;18: 527-536.

Baba NZ, Goodacre CJ. Restoration of endodontically treated teeth: contemporary concepts and future perspectives. *Endod Topics.* 2014;31: 68-83.

Bachicha WS, DiFiore PM, Miller DA, Lautenschlager EP, Pashley DH. Microleakage of endodontically treated teeth restored with posts. *J Endod.* 1998;24: 703-708.

Bakke M, Holm B, Jensen BL, Michler L, Moller E. Unilateral, isometric bite force in 8-68-year-old women and men related to occlusal factors. *Scand J Dent Res.* 1990;98: 149-158.

Barao VA, Mathew MT, Assuncao WG, Yuan JC, Wimmer MA, Sukotjo C. Stability of cp-Ti and Ti-6Al-4V alloy for dental implants as a function of saliva pH-an electro chemical study. *Clin Oral Implant Res.* 2012;23: 1055-1062.

Barao VA, Yoon CJ, Mathew MT, Yuan JC, Wu CD, Sukotjo C. Attachment of porphyromon as gingivalis to corroded commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium alloy. *J Periodontol.* 2014;85: 1275-1282.

Baratieri LN, De Andrada MA, Arcari GM, Ritter AV. Influence of post placement in the fracture resistance of endodontically treated incisors veneered with direct composite. *J Prosthet Dent.* 2000;84: 180-184.

Barkhordar RA, Radke R, Abbasi J. Effect of metal collars on resistance of endodontically treated teeth to root fracture. *J Prosthet Dent.* 1989;61: 676-678.

Bateman G, Ricketts DNJ, Saunders WP. Fibre-based post systems: a review of the literature. *Br Dent J.* 2003;195: 43-48.

Bavbek A, Korkmaz T, Yılmaz C. Fiber Ile Güçlendirilmiş Kompozit Postların Mekaniği. *Acta Odontologica Turcica.* 2007;24: 187-192

Bayne SC. Correlation of clinical performance with 'in vitro tests' of restorative dental materials that use polymer-based matrices. *Dent Mater.* 2012;28: 52-71.

Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 2008;204: 505-511.

Beuer F, Steff B, Naumann M, Sorensen JA. Load-bearing capacity of all-ceramic three-unit fixed partial dentures with different computer-aided design (cad)/computer-aided manufacturing (cam) fabricated materials. *Eur J Oral Sci.* 2009;116: 381-386.

Bijelic J, Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Fracture load of tooth restored with fiber post and experimental short fiber composite. *Open Dent J* 2011;5: 58-65.

Bilgin M, Öztürk A. Estetik Post Sistemleri. *SÜ Dişhek Fak Der.* 2008;17: 243-245.

Bilgin MS, Erdem A, Dilber E, Ersoy İ. Comparison of fracture resistance between cast, CAD/CAM milling, and direct metal laser sintering metal post systems. *J Prosthodont Res.* 2016; 60: 23-8.

Bilgin MS. Post Kor Sistemlerinin Fraktür Analizi ve Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile Değerlendirilmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2008, Konya.

Bitter K, Kielbassa AM. Post-endodontic restorations with adhesively luted fiber-reinforced composite post systems: a review. *Am J Dent.*2007;20: 353-360.

Bitter K, Meyer-Lueckel H, Fotiadis N, Blunck U, Neumann K, Kielbassa AM, Paris S. Influence of endodontic treatment, post insertion, and ceramic restoration on the fracture resistance of maxillary premolars. *Int Endod J.* 2010;43: 469-477.

Bitter K, Meyer-Lueckel H, Priehn K, Kanjuparambil JP, Neumann K, Kielbassa AM. Effects of luting agent and thermocycling on bond strengths to root canal dentine. *Int Endod J.* 2006;39: 809-818.

Bitter K, Priehn K, Martus P, Kielbassa AM. In vitro evaluation of push-out bond strengths of various luting agents to tooth-colored posts. *J Prosthet Dent.* 2006;95: 302-310.

Bittner N, Hill T, Randi A. Evaluation of a one-piece milled zirconia post and core with different post-and-core systems: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2010;103: 369-379.

Bolhuis HP, de Gee AJ, Pallav P, Feilzer AJ. Influence of fatigue loading on the performance of adhesive and nonadhesive luting cements for cast post-and-core buildups in maxillary premolars. *Int J Prosthodont.* 2004;17: 571-576.

Bolhuis P, de Gee AJ, Feilzer A. Influence of fatigue loading on four post-and-core systems in maxillary premolars. *Quintessence Int.* 2004;35: 657-667.

Boschian Pest L, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post- endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. *Dent Mater.*2002;18: 596-602.

Boschian Pest L, Guidotti S, Pietrabissa R, and Gagliani M. Stress distribution in a post-restored tooth using the threedimensional finite element method. *J Oral Rehabil* 2006;33: 690-697.

Boyd A. Enamel structure and cavity margins. *Oper Dent.* 1976;1: 13-28.

Braden M, Davy KW, Parker S, Ladizesky NH, Ward IM. Denture base poly (methyl methacrylate) reinforced with ultra-thin modulus polyethylene fibers. *Br Dent J.* 1988;164: 109-113.

Bradley JSH, Hastings GW, Johnson-Nurse C. Carbon fibre reinforced epoxy as a high strength, low modulus material for internal fixation plates. *Biomaterials.* 1980;1:38-40.

Brannstrom M, Coli P, Blixt M. Effect of tooth storage and cavity cleansing on cervical gap formation in Class II glass ionome/composite restorations. *Dent Mater.* 1992;8: 327-331.

Burgess JO, Summitt JB, Robbins JW. The resistance to tensile, compression, and torsional forces provided by four post systems. *J Prosthet Dent.* 1992;68: 899-903.

Büttel L, Krastl G, Lorch H, Naumann M, Zitzmann NU, Weiger R. Influence of post fit and post length on fracture resistance. *Int Endod J.* 2009;42: 47-53.

Cagidiaco MC, Goracci C, Garcia-Godoy F, Ferrari M. Clinical studies of fiber posts: a literature review. *Int J Prosthodont.* 2008;21: 328-336.

Cagidiaco MC, Radovic I, Simonetti M, Tay F, Ferrari M. Clinical performance of fiber post restorations in endodontically treated teeth: 2-year results. *Int J Prosthodont.* 2007;20: 293-308.

Cecchin D, Farina A, Souza M, Carlini- Júnior B, Ferraz C. Effect of root canal sealers on bond strength of fibreglass posts cemented with self- adhesive resin cements. *Int Endod J.* 2011;44: 314-320.

Chan FW, Harcourt JK, Brockhurst PJ. The effect of post adaptation in the root canal on retention of posts cemented with various cements. *J Australian Dent.* 1993;38: 39-45.

Cheleux N, Sharrock PJ. Mechanical properties of glass fiber-reinforced endodontic posts. *Acta Biomater.* 2009;5: 3224-3230.

Chen A, Feng X, Zhang Y, Liu R, Shao L. Finite element analysis of stress distribution in four different endodontic post systems in a model canine. *Biomed Mater Eng.* 2015;26: 629-635.

Chen F, Gatea S, Ou H, Lu B, Long H. Fracture characteristics of PEEK at various stress triaxialities. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;64: 173-186.

Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth. Post, core and the final restoration. *J Am Dent Assoc.* 2005;136: 611-619.

Cho DY, Lee WY, Sheu PC. Treatment of multilevel cervical fusion with cages. *Surg Neurol.* 2004;62: 378-385.

Chow TW, Cheng YY, Ladizesky NH. Polyethylene fibre reinforced poly (methylmethacrylate)-water sorption and dimensional changes during immersion. *J Dent.* 1993;21: 367-372.

Christensen GJ. Post and cores. *J Am Dent Assoc.* 1998; 129: 96-97.

Chuang SF, Yaman P, Herrero A, Dennison JB, Chang CH. Influence of post material and length on endodontically treated incisors: an in vitro and finite element study. *J Prosthet Dent.* 2010;104: 379-388.

Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, Choi YC, Baik HK, Ku Y, Kim MH. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil.* 2002; 29: 565-574.

Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL, Deutsch AS. Retention of three endodontic posts cemented with five dental cements. *J Prosthet Dent.* 1998;79: 520-525.

Çökük D. Endodontik Tedavili Dişlerde Estetik Post Uygulamaları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*; 2009;2: 124-130.

Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007;98: 389-404.

Cormier CJ, Burns DR, Moon P. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration. *J Prosthodont.* 2001;10: 26-36.

Corvelli AA, Biermann PJ, Roberts JC. Design, analysis and fabrication of a composite segmental bone replacement implant. *J Adv Mater.* 1997;28: 2-8

Costich ER, Ramfjord SP. Healing after partial denudation of the alveolar process. *J Periodontol.* 1968;39: 127-133.

Craig RG, Peyton FA. Elastic and mechanical properties of human dentin. *J Dent Res.* 1958;37: 710-718.

da Silva NR, Raposo LH, Versluis A, et al. The effect of post, core, crown type, and ferrule presence on the biomechanical behavior of endodontically treated bovine anterior teeth. *J Prosthet Dent.* 2010;104: 306-317.

de Andrade GS, Tribst JP, Dal Piva AO, Bottino MA, Borges AL, Valandro LF, Özcan M. A study on stress distribution to cement layer and root dentin for post and cores made of CAD/CAM materials with different elasticity modulus in the absence of ferrule. *J Clin Exp Dent.* 2019;11: e1-e8.

De Castro Albuquerque R, De Abreu Polleto LT, Fontana R, Cimini Jr. CA. Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts. *J Oral Rehabil.* 2003;30: 936-943.

De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater.* 2004;20: 963-971.

Dejak B, Młotkowski A. Finite element analysis of strength and adhesion of cast posts compared to glass fiberreinforced composite resin posts in anterior teeth. *J Prosthet Dent.* 2011;105: 115-126.

Deutsch AS, Musikant BL, Cavallari J, Lepley JB. Prefabricated dowels: a literature review. *J Prosthet Dent.* 1983;49: 498-503.

Dewald JP. The use of extracted teeth for in vitro bonding studies: a review of infection control considerations. *Dent Mater.* 1997;13: 74-81.

Donovan TE, Cho GC. Esthetic considerations with removable partial dentures. *J Calif Dent Assoc.* 2003;31: 551-557.

Drummond JI. In vitro evaluation of endodontic posts. *Am J Dent.* 2000;13: 5b-8b.

Duret B, Reynaud M, Duret F. Intérêt des matériaux à structure unidirectionnelle dans les reconstructions coronoradiculaires. *Journal de Biomate'riaux Dentaires.* 1992;7: 45-47.

Duret B, Reynaud M, Duret F. Un nouveau concept the reconstruction coronoradiculaire: le Compsipost (1). *Le Chirurgien-Dentiste de France*. 1990;540: 131-141.

Duret B, Reynaud M, Duret F. Un nouveau concept the reconstruction coronoradiculaire: le Compsipost (2). *Le Chirurgien-Dentiste de France*. 1990;542: 69-77.

Ebrahimi F. *Finite Element Analysis New Trends and Developments*. 2nd ed. Intech, Karol Bagh, 2012; p:9-15, 21-29.

Eraslan O, Aykent F, Yücel MT, Akman S. The finite element analysis of the effect of ferrule height on stress distribution at post-and-core-restored all-ceramic anterior crowns. *Clin Oral Investig*. 2009;13: 223-227.

Eskitaşcıoğlu G, Belli S, Kalkan M. Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis). *J Endod*. 2002;28: 629-633.

Ewart A, Saunders W. An investigation into the apical leakage of root- filled teeth prepared for a post crown. *Int Endod J*. 1990;23: 239-244.

Fan JP, Tsui CP, Tang CY, Chow CL. Influence of interphase layer on the overall elasto-plastic behaviors of ha/PEEK biocomposite. *Biomaterials* 2004;25: 5363-5373.

Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Biomech*. 1973;6: 511-520.

Farah JW, Craig RG. Finite Element Stress Analysis of a Restored Axisymmetric First Molar. *J Dent Res*. 1974;53: 859-866.

Fernandes AS, Dessai GS. Factors affecting the fracture resistance of postcore reconstructed teeth: a review. *Int J Prosthodont*. 2001;14: 355-363

Fernandes AS, Shetty S, Coutinho I. Factors determining post selection: a literature review. *J Prosthet Dent*. 2003;90: 556-562.

Ferrari M, Scotti R. Fiber posts: Characteristics and clinical applications. Roma: Ed Masson, 2002.

Ferrari M, Vichi A, Garcia-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *Am J Dent.* 2000;13: 15b-18b.

Ferrari M, Vichi A, Grandini S. Efficacy of different adhesive techniques on bonding to root canal walls: an SEM investigation. *Dent Mater.* 2001;17: 422-429.

Ferrari M, Vichi A, Mannocci F, Mason Pn. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent.* 2000;13: 9b-13b.

Fokkinga WA, Kreulen CM, Vallittu PK, Creugers NH. A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core systems. *Int J Prosthodont.* 2004;17: 476-482.

Forberger N, Gohring TN. Influence of the type of post and core on in vitro marginal continuity, fracture resistance, and fracture mode of lithia disilicate-based all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2008;100: 264-273.

Fraga RC, Chaves BT, Mello GSB, Siqueira JF. Fracture resistance of endodontically treated roots after restoration. *J Oral Rehabil.* 1998;25: 809-813.

Franco EB, Lins do Fraga Valle A, Pompeia de Almeida AL, Rubo JH, Pereira JR. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with glass fibre posts of different lengths. *J Prosthet Dent.* 2014;111: 30-34.

Fredriksson M, Astbäck J, Pamenius M, Arvidson K. A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts. *J Prosthet Dent.* 1998;80: 151-157.

Freedman GA. Esthetic post-and-core treatment. *Dent Clin North Am,* 2001;45: 103-116.

Fueki K, Ohkubo C, Yatabe M. Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin-part 1: definition and indication of non-metal clasp dentures. *J Prosthodont Res.* 2014;58: 3-10.

Fuhrmann G, Steiner M, Freitag-Wolf S, Kern M. Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs)-durability and influence of surface conditioning. *Dent Mater.* 2014;30: 357-363.

Garcia-Gonzalez D, Jayamohan J, Sotiropoulos SN, Yoon SH, Cook J, Siviour CR, Arias A, Jérusalem A. On the mechanical behaviour of PEEK and HA cranial implants under impact loading. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017;69: 342-354.

Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001;85: 585-598.

Geramy A, Morgano SM. Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. *J Prosthet Dent.* 2004;92: 434-440.

Giovani AR, Vansan LP, de Sousa Neto MD, Paulino SM. In vitro fracture resistance of glass-fiber and cast metal posts with different lengths. *J Prosthet Dent.* 2009;101: 183-188.

Goldberg A, Burstone C. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dent Mater.* 1992;8: 197-202.

Goldman M, DeVitre R, White R, Nathanson D. An SEM study of posts cemented with an unfilled resin. *J Dent Res.* 1984;63: 1003-1005.

González-Lluch C, Rodríguez-Cervantes PJ, Sancho-Bru JL, Pérez-González A, Barjau-Escribano A, Vergara-Monedero M, Forner-Navarro L. Influence of material and diameter of pre-fabricated posts on maxillary central incisors restored with crown. *J Oral Rehabil.* 2009;36: 737-747.

Goodacre CJ, Spolnik KJ. The prosthodontic management of endodontically treated teeth: A literature review. Part III, Tooth preparation considerations. *J Prosthodont.* 1995;4: 122-128.

Goodacre CJ, Spolnik KJ. The prosthodontic management of endodontically treated teeth: a literature review. Part I. Success and failure data, treatment concepts. *J Prosthodont.* 1994;3: 243-250.

Goodacre CJ. Carbon fiber posts may have fewer failures than metal posts. *J Evid Based Dent Pract.* 2010;10: 32-34.

Gopal S, Irodi S, Mehta D, Subramanya S, Govindaraju VK. Fracture resistance of endodontically treated roots restored with fiber posts using different resin cements-an in-vitro study. *J Clin Diagn Res.* 2017;11: 52-55.

Gornet MF, Chan FW, Coleman JC, Murrell B, Nockels RP, Taylor BA, Ochoa JA. Biomechanical assessment of a PEEK rod system for semi-rigid fixation of lumbar fusion constructs. *J Biomech Eng.* 2011;133: 12.

Gracis S, Nicholls JJ, Chalupnik JD, Yuodelis RA. Shock absorbing behavior of five restorative materials used on implants. *Int J Prosthodont.* 1991;4: 282-291.

Grandini S, Goracci C, Tay FR, Grandini R, Ferrari M. Clinical evaluation of the use of fiber posts and direct resin restorations for endodontically treated teeth. *J Int Prosthet.* 2005;18: 399-404.

Green S. A polyaryletherketone biomaterial for use in medical implant applications. *Chem Artic News.* 2015;5: 1-9.

Güler MS, Şen S. Sonlu elemanlar yöntemi hakkında genel bilgiler. *Ordu Üniv. Bil. Tek. Derg.* 2015;5: 56-66.

Gümüş HÖ. Üç farklı dental implant yiv tasarımının ve iki farklı dental implant çapının değişik yoğunluktaki kemik üzerinde oluşturdıkları streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile karşılaştırılması. Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi, 2007.

Guzy GE, Nicholls JJ. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. *J Prosthet Dent.* 1979;42: 39-44.

Ha WS, Hauert R, Ernst HK, Wintermantel E. Surface analysis of chemically etched and plasma-treated polyether ether ketone (PEEK) for biomedical applications. *Surface coatings technology* 1997;96: 293-299.

Haddix JE, Mattison GD, Shulman CA, Pink FE. Post preparation techniques and their effect on the apical seal. *J Prosthet Dent.* 1990;64: 515-519.

Hahnel S, Wieser A, Lang R, Rosentritt M. Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26: 1297-1301.

Hatta M, Shinya A, Vallittu PK, Shinya A, Lassila LV. High volume individual fibre post versus low volume fibre post: the fracture load of the restored tooth. *J Dent.* 2011;39: 65-71.

Hedlund SO, Johansson N, Sjögren G. Retention of prefabricated and individually cast root canal posts in vitro. *Br Dent J.* 2003;195: 155-158.

Hee HT, Kundnani V. Rationale for use of polyether ether ketone polymer interbody cage device in cervical spine surgery. *Spine J.* 2010;10: 66-69.

Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub JR. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *J Prosthet Dent.* 2002;87: 438-445.

Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L. CAD/CAM fillings of the future. *Int Dent J.* 1997;47: 247-258.

Hochman N, Zalkind M. New all-ceramic indirect post-and-core system. *J Prosthet Dent.* 1999;81: 625-629.

Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent.* 1996;75: 140-147.

Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis-a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol.* 1998;24: 80-88.

Holm-Pedersen P, Lang NP, Muller F. What are the longevities of teeth and oral implants *Clin Oral Implants Res.* 2007;3: 15-19.

Hsu YB, Nicholls JI, Phillips KM, Libman WJ. Effect of core bonding on fatigue failure of compromised teeth. *Int J Prosthodont.* 2002;15: 175-178.

Hudis SI, Goldstein GR. Restoration of endodontically treated teeth: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 1986;55: 33-38.

Hughes TJ. *The finite element method: linear static and dynamic finite element analysis.* 1st ed. New York; Courier Corporation; 2012; p:603-675.

Iqbal MK, Gartenberg J, Kratchman SI, Karabucak B, Bui B. The clinical significance and management of apical accessory canals in maxillary central incisors. *J Am Dent Assoc* 2005;136: 331-335.

Isidor F, Brondum K, Ravnholt G. The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts. *Int J Prosthodont.* 1999;12: 78-82.

Isidor F, Brondum K. Intermittent loading of teeth with tapered, individually cast or prefabricated, parallel-sided posts. *Int J Prosthodont.* 1992;5: 257-261.

Ito M, Wee AG, Miyamoto T. The combination of a nylon and traditional partial removable dental prosthesis for improved esthetics: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2013;109: 5-8.

Jacobi R, Shillingburg HT Jr. Pins, dowels, and other retentive devices in posterior teeth. *Dent Clin North Am.* 1993;37: 367-390.

Jagger DC, Harrison R, Jandt KD. The reinforcement of dentures. *J Oral Rehabil.* 1999;26: 185-194.

Jiangkongkho P, Kamonkhantikul K, Takahashi H, Arksornnukit M. Fracture resistance of endodontically treated teeth using fiber post with an elastic modulus similar to dentin. *Dent Mater J.* 2013;32: 781-786.

John J, Gangadhar SA, Shah I. Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. *J Prosthet Dent.* 2001;86: 424-427.

Johnson JK, Sakumura JS. Dowel form and tensile force. *J Prosthet Dent.* 1978;40: 645-649.

Juloski J, Radovic I, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Ferrule effect: a literature review. *J Endod.* 2012;38: 11-19.

Junqueira RB, de Carvalho RF, Marinho CC, Valera MC, Carvalho CAT. Influence of glass fibre post length and remaining dentine thickness on the fracture resistance of root filled teeth. *Int Endod J.* 2017;50: 569-577.

Kainose K, Nakajima M, Foxton R, Wakabayashi N, Tagami J. Stress distribution in root filled teeth restored with various post and core techniques: effect of post length and crown height. *Int Endod J.* 2015;48: 1023-1032.

Karamustafa I. Fiberle Güçlendirilmiş Farklı Kompozit Prefabrik Mil Sistemlerinin Kompozit Çekirdeklerle Birlikte Kullanımlarının Dayanıklılık Yönünden Araştırılması, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2006.

Karna J. A fiber composite laminate endodontic post and core. *Am J Dent.* 1996;9: 230-232.

Kelsey DJ, Springer GS, Goodman SB. Composite implant for bone replacement. *J Compos Mater.* 1997;31: 1593-1632.

Kenneth JA, Ralph WP. *Philips' Science of Dental Materials.* 11th ed. United States of America: Mosby; 2003.

Kern M, Knode H. Posts and cores fabricated out of In-Ceram-direct and indirect methods. *Quintessenz Zahntech.* 1991;17: 917-925.

Khonsari RH, Berthier P, Rouillon T, Perrina JP, Crre P. Severe infectious complications after PEEK-derived implant placement: report of three cases. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, Medicine, and Pathology.* 2014;26: 477-482.

King P, Setchell D, Rees J. Clinical evaluation of a carbon fibre reinforced carbon endodontic post. *J Oral Rehabil.* 2003;30: 785-789.

Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distributions in pulpless teeth. *J Prosthet Dent.* 1992; 68:421-427.

Kolbeck C, Behr M, Rosentritt M, Handel G. Fracture force of tooth-tooth- and implant-tooth supported all-ceramic fixed partial dentures using titanium vs. customised zirconia implant abutments. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19: 1049-1053.

Korkmaz T, Nalbant D. Zirkonyum seramik post uygulaması. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 1998;1: 64-67.

Koutayas SO, Kern M. All-ceramic posts and cores: the state of the art. *Quintessence Int.* 1999;30: 383-392.

Koutouzis T, Richardson J, Lundgren T. Comparative soft and hard tissue responses to titanium and polymer healing abutments. *J Oral Implantol.* 2011;37: 174-82.

Krammer R. Anchored core for the rehabilitation of posterior teeth. *J Prosthet Dent.* 1986;55: 38-42.

Krejci I, Mueller E, Lutz F. Effects of thermocycling and occlusal force on adhesive composite crowns. *J Dent Res.* 1994;73: 1228-1232.

Kremeier K, Fasen L, Klaiber B, Norbert H. Influence of endodontic post type (glass fiber, quartz fiber or gold) and luting material on push-out bond strength to dentin in vitro. *Dent Mater.* 2008;24: 660-666.

Külünk Ş. Fiber Postlara Uygulanan Farklı Yüzey İşlemlerinin ve Siman Aralıklarının Bağlanma Direncine Etkisinin Değerlendirilmesi, Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Doktora Tezi, 2007, Samsun.

Kumagae N, Komada W, Fukui Y, Okada D, Takahashi H, Yoshida K, Miura H. Influence of the flexural modulus of prefabricated and experimental posts on the fracture strength and failure mode of composite resin cores. *Dent Mater J.* 2012;31: 113-119.

Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials.* 2007;28: 4845-4869.

Kwiatkowski S, Geller W. A preliminary consideration of the glass-ceramic dowel post and core. *Int J Prosthodont.* 1989;2: 51-55.

Lambjerg-Hansen H, Asmussen E. Mechanical properties of endodontic posts. *J Oral Rehabil* 1997;24: 882-887

Lang H, Korkmaz Y, Schneider K, Raab WH. Impact of endodontic treatments on the rigidity of the root. *J Dent Res*. 2006;85: 364-368.

Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. *Dent Mater*. 2005;21: 709-715.

Lassila Lv, Tanner J, Le Bell A-M, Narva K, Vallittu Pk. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dent Mater*. 2004;20: 29-36.

Ledley RS, Huang HK. Linear Model of Tooth Displacement by Applied Forces. *J Dent Res*. 1968;47: 427-432.

Lee KS, Shin JH, Kim JE, Kim JH, Lee WC, Shin SW, Lee JY. Biomechanical Evaluation of a tooth restored with high performance polymer PEKK post-core system: A 3D Finite Element Analysis. *Biomed Research International*. Epub 2017 Mar 12.

Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. Patterns of vertical root fracture: factors affecting stress distribution in the root canal. *J Endod*. 2003;29: 523-528.

Lethaus B, Safi Y, Ter Laak-Poort M, Kloss-Brandstatter A, Banki F, Robbenmenke C, Kessler P. Cranioplasty with customized titanium and PEEK implants in a mechanical stress model. *J Neurotrauma* 2012;29: 1077-1083.

Liao K. Performance characterization and modeling of a composite hip prosthesis. *Exp Tech* 1994;18: 33-38.

Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, Scherer H, Löffler P, Roos M, Stawarczyk B. Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *J Prosthet Dent*. 2016;115: 321-328.

Lin D, Li Q, Li W, Swain M. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2009;2: 410-432.

Liu P1, Deng XL, Wang XZ. Use of a CAD/CAM-fabricated glass fiber post and core to restore fractured anterior teeth: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2010;103: 330-333.

Lloyd Pm, Palik Jf. The philosophies of dowel diameter preparation: a literature review. *J Prosthet Dent.* 1993;69: 32-36.

Loney RW, Kotowicz WE, McDowell GC. Three-dimensional photoelastic stress analysis of the ferrule effect in cast post and cores. *J Prosthet Dent.* 1990;63: 506-512.

Loney RW, Moulding MB, Ritsco RG. The effect of load angulation on fracture resistance of teeth restored with cast post and cores and crowns. *Int J Prosthodont.* 1995;8: 247-251.

Lovdahl PE, Nicholls JI. Pin-retained amalgam cores vs. cast-gold dowelcores. *J Prosthet Dent.* 1977;38: 507-514.

Love RM, Purton DG. The effect of serrations on carbon fibre posts- retention within the root canal, core retention and post rigidity. *Int J Prosthodont.* 1996;9: 484-488.

Luthy H, Loeffel O, Hammerle CH. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater.* 2006;22: 195-200.

Ma J, Miura H, Okada D, Yusa K. Photoelastic stress analysis of endodontically treated teeth restored with different post systems: normal and alveolar bone resorption cases. *Dent Mater J.* 2011;30: 806-813.

Ma R, Tang T. Current strategies to improve the bioactivity of PEEK. *Int J Mol Sci.* 2014;15: 5426-5445.

Maccari PC, Conceicao EN, Nunes MF. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts. *J Esthet Restor Dent.* 2003;15: 25-30.

Maceri F, Martignoni M, Vairo G. Mechanical behaviour of endodontic restorations with multiple prefabricated posts: a finite-element approach. *J Biomech.* 2007;40: 2386-2398.

Maekawa M, Kanno Z, Wada T, Hongo T, Doi H, Hanawa T, et al. Mechanical properties of orthodontic wires made of super engineering plastic. *Dent Mater J*. 2015;34: 114-119.

Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dent Mater*. 2007;23: 539-548.

Maharaj GR, Jamison RD. Intraoperative impact: characterization and laboratory simulation on composite hip prostheses. In: Jamison RD, Gilbertson LN, editors. STP:1178 composite materials for implant applications in the human body: characterization and testing. Philadelphia, PA:ASTM. 1993: 98-108.

Makade CS, Meshram GK, Warhadpande M, Patil PG. A comparative evaluation of fracture resistance of endodontically treated teeth restored with different post core systems-an in-vitro study. *J Adv Prosthodont*. 2011;3: 90-95.

Malferrari S, Monaco C, Scotti R. Clinical evaluation of teeth restored with quartz fiber reinforced epoxy resin posts. *Int J Prosthodont*. 2003;16: 39-44.

Mangold JT, Kern M. Influence of glass-fiber posts on the fracture resistance and failure pattern of endodontically treated premolars with varying substance loss: an in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2011;105: 387-393.

Mannocci E, Ferrari M, Watson TF. Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber and zirconium dioxide ceramic root canal posts. *J Adhes Dent*. 1999;1: 153-158.

Marchi GM, Mitsui FHO, Cavalcanti AN. Effect of remaining dentine structure and thermal-mechanical aging on the fracture resistance of bovine roots with different post and core systems. *Int Endod J*. 2008;41: 969-976.

Martinez-Gonzalez, A, Amigo-Borras V, Fons-Font A, Selva-Otaola E, Labaig-Rueda C. Response of three types of cast posts and cores to static loading. *Quintessence Int*. 2001;32: 552-560.

Martinez-Insua, A, da Silva L, Rilo B, Santana U. Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. *J Prosthet Dent.* 1998;80: 527-532.

Mate Sanchez De-Val JE, Gomez-Moreno G, Martinez CP, Fernandez MP, Marin JM, Gehrke SA, Calvo-Guirado JL. Peri-implant tissue behavior around non-titanium material: experimental study in dogs. *Ann. anat.* 2016;206: 104-109.

Mathew MT, Abbey S, Hallab NJ, Hall DJ, Sukotjo C, Wimmer MA. Influence of pH on the tribocorrosion behavior of CpTi in the oral environment: Synergistic interactions of wear and corrosion. *Biomater.* 2012;100: 1662-1671.

Mattison GD, Delivanis PD, Thacker Jr RW, Hassell KJ. Effect of post preparation on the apical seal. *J Prosthet Dent.* 1984;51: 785-789.

Mattison GD. Photoelastic stress analysis of cast-gold endodontic posts. *J Prosthet Dent.* 1982;48: 407-411.

Mendoza DB, Eakle WS, Kahl EA, Ho R. Root reinforcement with a resin-bonded preformed post. *J Prosthet Dent.* 1997;78: 10-14.

Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Implants Res.* 2002; 13: 334-341.

Meyenberg KH, Luthy H, Scharer P. Zirconia posts: a new allceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent.* 1995;7: 73-80.

Mezzomo LA, Corso L, Marczak RJ, Rivaldo EG. Three-dimensional FEA of effects of two dowel-and-core approaches and effects of canal flaring on stress distribution in endodontically treated teeth. *J Prosthodont.* 2011;20: 120-129.

Miller AW. Direct pattern technique for posts and cores. *J Prosthet Dent.* 1978;40: 392-397.

Milot P, Stein RS. Root fracture in endodontically treated teeth related to post selection and crown design. *J Prosthet Dent.* 1992;68: 428-435.

Monich PR, Berti FV, Porto LM, Henriques B, Novaes de Oliveira AP, Fredel MC, Souza JCM. Physicochemical and biological assessment of PEEK composites embedding natural amorphous silica fibers for biomedical applications. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2017;79: 354-362.

Monticelli F, Ferrari M, Toledano M. Cement system and surface treatment selection for fiber post luting. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2008;13: 214-221.

Monticelli F, Toledona M, Tay FR, Ferrari M. A simple etching technique for improving the retention of fiber posts to resin composites. *J Endod* 2006;32: 44-47.

Morgano SM, Brackett SE. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. *J Prosthet Dent.* 1999;82: 643-657.

Morgano SM, Milot P. Clinical success of cast metal posts and cores. *J Prosthet Dent.* 1993;70: 11-16.

Morgano SM, Rodrigues AH, Sabrosa CE. Restoration of endodontically treated teeth. *dental clinics.* 2004;48: 397-416.

Morgano SM. Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. *J Prosthet Dent.* 1996;75: 375-380.

Murakami N, Wakabayashi N. Finite element contact analysis as a critical technique in dental biomechanics: a review. *J Prosthodont Res.* 2014;58: 92-101.

Murat KB, Gulfem E. The effect of post length and core material on root fracture with respect to different post materials. *Acta Odontol Scand.* 2013;71: 1063-1070.

Mutlu ŞN, Eldeniz AÜ. Kanal dolgu patlarının cam fiber postun bağlanma dayanımına etkisi. *Selcuk Dent J.* 2018;5: 150-156.

Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyether ether ketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res.* 2016;60: 12-19.

Nakamura T, Ohyama T, Waki T, Kinuta S, Wakabayashi K, Mutobe Y, Takano N, Yatani H. Stress analysis of endodontically treated anterior teeth restored with different types of post material. *Dent Mater J.* 2006;25: 145-150.

Nassar U, Aziz T, Flores-Mir C. Dimensional stability of irreversible hydrocolloid impression materials as a function of pouring time: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2011;106: 126-133.

Naumann M, Blankenstein F, Dietrich T. Survival of glass fibre reinforced composite post restorations after 2 years an observational clinical study. *J Dent.* 2005;33: 305-312.

Naumann M, Koelpin M, Beuer F, Meyer-Lueckel H. 10-year survival evaluation for glass-fiber-supported postendodontic restoration: a prospective observational clinical study. *J Endod.* 2012;38: 432-435.

Naumann M, Preuss A, Frankenberger R. Reinforcement effect of adhesively luted fiber reinforced composite versus titanium posts. *Dent Mater.* 2007;23: 138-144.

Naumann M, Rosentritt M, Preuss A, Dietrich T. The effect of alveolar bone loss on the load capability of restored endodontically treated teeth: a comparative in vitro study. *J Dent.* 2006;34: 790-795.

Naumann M, Sterzenbac G, Alexandra F, Dietrich T. Randomized controlled clinical pilot trial of titanium vs. glass fiber prefabricated posts: preliminary results after up to 3 years. *Int J Prosthodont.* 2007;20: 499-503.

Nergiz I, Schmage P, Ozcan M, Platzer U. Effect of length and diameter of tapered posts on the retention. *J Oral Rehabil.* 2002;29: 28-34.

Neugebauer J, Adler S, Kisttler F. The use of plastics in fixed prosthetic implant restoration. *Zwr- German Dent J.* 2013;122: 242-245.

Neumann EA, Villar CC, Franca FM. Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced polyether ether ketone. *Braz Oral Res.* 2014;28: 1-5.

Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M, Billy E. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. *J Prosthet Dent.* 2003;89: 360-367.

Ng CC, Dumbrigue HB, Al-Bayat MI, et al. Influence of remaining coronal tooth structure location on the fracture resistance of restored endodontically treated anterior teeth. *J Prosthet Dent.* 2006;95: 290-296.

Nie EM, Chen XY, Zhang CY, Qi LL, Huang YH. Influence of masticatory fatigue on the fracture resistance of the pulpless teeth restored with quartz-fibre post-core and crown. *Int J Oral Sci.* 2012;4: 218-220.

Nothdurft FP, Seidel E, Gebhart F, Naumann M, Motter PJ, Pospiech PR. Influence of endodontic posts on the fracture behavior of crowned premolars with Class II cavities. *J Dent.* 2008;36: 287-293.

O'Keefe KL, Miller BH, Powers JM. In vitro tensile bond strength of adhesive cements to new post materials. *Int J Prosthodont.* 2000;13: 47-51.

Oblak C, Jevnikar P, Kosmac T, Funduk N, Marion L. Fracture resistance and reliability of new zirconia posts. *J Prosthet Dent.* 2004;91: 342-348.

Ohlmann B, Fickenscher F, Dreyhaupt J, Rammelsberg P, Gabbert O, Schmitter M. The effect of two luting agents, pretreatment of the post, and pretreatment of the canal dentin on the retention of fiber-reinforced composite posts. *J Dent.* 2008;36: 87-92.

Okada D, Miura H, Suzuki C, Komada W, Shin C, Yamamoto M, Masuoka D. Stress distribution in roots restored with different types of post systems with composite resin. *Dent Mater J.* 2008;27: 605-611.

Oliveira JA, Pereira JR, Lins do Valle A, Zogheib LV. Fracture resistance of endodontically treated teeth with different heights of crown ferrule restored with prefabricated carbon fibre post and composite resin core by intermittent loading. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontology.* 2008;106: 52-57.

Ordu MA, Bağlar S. Post-Kor Sistemlerinin Güncel Sınıflandırılması. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci.* Çevrimiçi ön yayın. doi: 10.5336/dentalsci.2017-57231

Ottl P, Hahn L, Lauer H, Fay M. Fracture characteristics of carbon fibre, ceramic and non-palladium endodontic post systems at monotonously increasing loads. *J Oral Rehabil.* 2002;29: 175-183.

Owen JT, Hinto E. *A Simple Guide to Finite Elements.* Pineridge Press Ltd, Swansea, UK, 1983, p: 136.

Palau CS, Nicolas TJ, Barbera BM, Termes CJ. Use of poly ether ether ketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2014;112: 680-682.

Panna N, Sreenivasa Murthy BV, Sylvia M. Evaluation of two post and core systems using fracture strength test and finite element analysis. *J Conserv Dent.* 2006;9: 99-103.

Patel P, Hull T, Cabe RW, Flath D, Grasmeyer J, Percy M. Mechanism of thermal decomposition of poly(ether ether ketone) (PEEK) from a review of decomposition studies. *Polymer Degradation and Stability.* 2010;95: 709-718.

Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fiber reinforced composite endodontic post. *Biomaterials.* 2002;23: 2667-2682.

Perdiago J, Gomes G, Augusto V. The effect of silane on the bond strengths of fiber posts. *Dent Mater.* 2006;22: 752-758.

Pereira JR, de Ornelas F, Conti PC, do Valle AL. Effect of a crown ferrule on the fracture resistance of endodontically treated teeth restored with prefabricated posts. *J Prosthet Dent.* 2006;95: 50-54.

Perez BE, Barbosa SH, Melo RM, Zamboni SC, Ozcan M, Valandro LF, Bottino MA. Does the thickness of the resin cement affect the bond strength of a fiber post to the root dentin? *Int J Prosthodont.* 2006;19: 606-609.

Perez Moll JF, Howe DF, Svare CW. Cast gold post and core and pin-retained composite resin bases: a comparative study in strength. *J Prosthet Dent.* 1978;40: 642-644.

- Peroz I, Blankenstein F, Lange KP, Naumann M. Restoring endodontically treated teeth with posts and cores-a review. *Quintessence Int.* 2005;36: 737-746.
- Pest LB, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: Push-out tests and SEM observations. *Dent Mater.* 2002;18: 596-602.
- Picanço PR, Valarelli FP, Cançado RH, de Freitas KM, Picanço GV. Comparison of the changes of alveolar bone thickness in maxillary incisor area in extraction and nonextraction cases: computerized tomography evaluation. *Dental Press J Orthod.* 2013;18: 91-98.
- Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999;20: 1-25.
- Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Coronoradicular reconstruction of pulpless teeth: a mechanical study using finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2002;88: 442-448.
- Pilo R, Cardash HS, Levin E, Assif D. Effect of core stiffness on the in vitro fracture of crowned, endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 2002;88: 302-306.
- Pissis P. Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1995;7: 83-94.
- Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Oper Dent.* 2005;30: 382-388.
- Plotino G, Grande NM, Bedini R, Pameijer CH, Somma F. Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. *Dent Mater.* 2007;23: 1129-1135.
- Pontius O, Nathanson D, Giordano R, Schilder H, Hutter JW. Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems and endodontically treated incisors without coronoradicular reinforcement. *J Endod.* 2002;28: 710-715.

Prasad K, Tarannum SA. Basic Principles of Finite Element Method and its Applications in Orthodontics. *Journal of Pharmaceutical and Biomedical Sciences* 2012;16: 1-4.

Qing H, Zhu Z, Chao Y, Zhang W. In vitro evaluation of the fracture resistance of anterior endodontically treated teeth restored with glass fiber and zircon posts. *J Prosthet Dent.* 2007;97: 93-98.

Qualtrough AJE, Mannocci F. Tooth-colored post systems: a review. *Oper Dent.* 2003;28: 86-89.

Raadal M. Bond strength of composites applied to acid etched enamel. *J Dent Res.* 1978;86: 157-162.

Ramfjord SF, Costich ER. Healing after exposure of periosteum on the alveolar process. *J Periodontol.* 1968;39: 199-207.

Ramirez-Sebastia A, Bortolotto T, Cattani-Lorente M, Giner L, Roig M, Krejci I. Adhesive restoration of anterior endodontically treated teeth: influence of post length on fracture strength. *Clin Oral Investig.* 2014;18: 545-554.

Ramoğlu S, Ozan O. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2014;24: 175-180.

Rees JS. An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies. *J Oral Rehabil.* 2001;28: 425-432.

Reid LC, Kazemi RB, Meiers JC. Effect of fatigue testing on core integrity and post microleakage of teeth restored with different post systems. *J Endod.* 2003;29: 125-131.

Retief DH, Wendt SL, Bradley EL, Denys FR. The effect of storage media and duration of storage of extracted teeth on the shear bond strength of Scotchbond 2/Silux to dentin. *Am J Dent.* 1989; 2: 269-273.

Ricketts DN, Tait CM, Higgins AJ. Tooth preparation for postretained restorations. *Br Dent J.* 2005;198: 463-471.

Robbins JW. Guidelines for the restoration of endodontically treated teeth. *J Am Dent Assoc.* 1990;120: 558-566.

Robbins JW. Restoration of the endodontically treated tooth. *Dent Clin North Am.* 2002;46: 367-384.

Rodriguez E. Poly ether ether ketone custom-made implants for cranio facial defects: report of 14 cases and review of the literature. *J Craniomaxillofac Surg.* 2015;43: 1232-1238.

Rosato Dv. Reinforced Plastics. Handbook: Elsevier; 2004.

Rosensteil SF, Land MF, Fujimoto J. Restoration of the endodontically treated tooth in contemporary fixed prosthodontics. 2nd ed. St Louis Mosby; 1995, p:238-267.

Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics. 4th ed. St. Louis: Mosby; 2006, p:278.

Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics. 4th ed. St. Louis: Mosby; 2006, p:336-378.

Rosentritt M, Fürer C, Behr M, Lang R, Handel G. Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth- coloured posts and cores. *J Oral Rehabil.* 2000;27: 595-601.

Rubert SC, Calas MD, Barberá A. Analysis of the feeding system in the injection process of PEEK in fixed partial dentures. *Procedia Engineering.* 2015;132: 1021-1028.

Rudo DN, Karbhari VM. Physical behaviors of fiber reinforcement as applied to tooth stabilization. *Dent Clin North Am.* 1999;1: 7-33.

Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E, Gotfredsen K. Bond strength of resin cement to dentin and to surface-treated posts of titanium alloy, glass fiber, and zirconia. *J Adhes Dent.* 2003;5: 153-162.

Sahafi A, Peutzfeldt A, Ravnholt G, Asmussen E, Gotfredsen K. Resistance to cyclic loading of teeth restored with posts. *Clin Oral Investig.* 2005;9: 84-90

Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's Restorative Dental Materials, Elsevier Health Sciences, Mosby; 2012.

Sampaio M, Buciumeanu M, Henriques B, Silva FS, Souza JC, Gomes JR. Tribocorrosion behavior of veneering biomedical PEEK to Ti6Al4v structures. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;54: 123-130.

Sandhaus S, Pasche K. Tenon Radiculaire en zircone pour la realisation d'inlayscores tout ceramique. *Tribune Dent.* 1994;2: 17-24.

Santos Pantaleón D, Morrow BR, Cagna DR, Pameijer CH, Garcia-Godoy F. Influence of remaining coronal tooth structure on fracture resistance and failure mode of restored endodontically treated maxillary incisors. *J Prosthet Dent.* 2018;119: 390-396.

Santos-Filho PC, Castro CG, Silva GR, et al. Effects of post system and length on the strain and fracture resistance of root filled bovine teeth. *Int Endod J.* 2008;41: 493-501.

Santos-Filho PC, Verissimo C, Raposo LHA, Noritomi PY, Martins LRM. Influence of ferrule, post system and length on stress distribution of weakened root-filled teeth. *J Endod.* 2014;40: 1874-1878.

Sarı T. Farklı Fiber Post Sistemlerinin Mikrosızıntı ve Kırılma Dayanımlarının İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2007 Konya.

Sarot JR, Contar CM, Cruz AC, Desouza Magini R. Evaluation of the stress distribution in cfr-PEEK dental implants by the three-dimensional finite element method. *J Mater Sci Mater Med.* 2010;21: 2079-2085.

Saskalauskaite E, Tam LE, McComb D. Flexural strength, elastic modulus, and pH profile of self-etch resin luting cements. *J Prosthodont.* 2008;17: 262-268.

Schmage P, Ozcan M, McMullan-Vogel C, Nergiz I. The fit of tapered posts in root canals luted with zinc phosphate cement: a histological study. *Dent Mater.* 2005;21: 787-793.

Schmitter M, Doz P, Rammelsberg P, Gabbert O, Ohlmann B. Influence of clinical baseline findings on the survival of 2 post systems: A randomized clinical trial. *Int J Prosthodont.* 2007;20: 173-178.

Schneider RL. A one-appointment procedure for cast post and core restorations. *J Prosthet Dent.* 1994;71: 420-422.

Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod.* 2004;30: 289-301.

Schwitalla AD, Abou-Emara M, Spintig T, Lackmann J, Muller WD. Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone. *J Biomech.* 2015;48: 1-7.

Schwitalla AD, Abou-Emara M, Zimmermann T, Spintig T, Beuer F, Lackmann J, Muller WD. The applicability of PEEK-based abutment screws. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;63: 244-251.

Schwitalla AD, Muller WD. PEEK dental implants: a review of the literature. *J Oral Implantol.* 2013;39: 743-749.

Sen D, Poyrazoglu E, Tuncelli B, Goller G. Shear bond strength of resin luting cement to glass-infiltrated porous aluminum oxide cores. *J Prosthet Dent.* 2000;83: 210-215.

Sevük Ç, Gür H, Akkayan B. Fabrication of one-piece all ceramic coronal post and laminate veneer restoration: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2002;88: 565-568.

Shetty P, Hegde AM, Rai K. Finite element method-an effective research tool for dentistry. *J Clin Pediatr Dent.* 2010;34: 281-285.

Shetty PP, Meshramkar R, Patil KN, Nadiger RK. A finite element analysis for a comparative evaluation of stress with two commonly used esthetic posts. *Eur J Dent.* 2013;7: 419-422.

Shetty T, Bhat SG, Shetty P. Aesthetic post materials. *J Indian Prosthodont Soc.* 2005;5: 122-125.

Shillingburg HT, Kessler JC, Wilson EL. Root dimensions and dowel size. *CDA J.* 1982;10: 43-9.

ShIPLEY RJ, BECKER WT. Failure analysis continuous fiber reinforced composites. *ASM Handbook Volume 11: Failure Analysis and Prevention.* 2002: 731-743.

Sidoli GE, King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a carbon fibre-based post and core system. *J Prosthet Dent.* 1997;78: 5-9.

Siewert B, Parra M. A new group of material in dentistry. PEEK as a framework material used in 12-piece implant-supported bridges. *Z Zahnarzt Implantol.* 2013;29: 148-159.

Silva GR, Santos-Filho PC, Simamoto-Junior PC, Martins LR, Mota AS, Soares CJ. Effect of post type and restorative techniques on the strain and fracture resistance of flared incisor roots. *Braz Dent J.* 2011;22: 230-237.

Silva NR, Raposo LH, Versluis A, Fernandes-Neto AJ, Soares CJ. The effect of post core crown type and ferrule presence on the biomechanical behavior of endodontically treated bovine anterior teeth. *J Prosthet Dent.* 2010;104: 306-317.

Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. *J Prosthet Dent.* 1999;81: 262-269.

Skirbutis G, Dzingutė A, Masiliūnaitė V, Šulcaitė G, Žilinskas J. A review of PEEK polymer's properties and its use in prosthodontics. *Stomatologija.* 2017;19: 19-23.

Skupien JA, Valentini F, Boscato N, Pereira-Cenci T. Prevention and treatment of *Candida* colonization on denture liners: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2013;110: 356-362.

Smith CT, Schuman N. Prefabricated post-and-core systems: an overview. *Compend Contin Educ Dent.* 1998;19: 1013-1018, 1020-1022.

Smith CT, Schuman N. Restoration of endodontically treated teeth: A guide for the restorative dentist. *Quintessence Int.* 1997;28: 457-462.

Smith CT, Schuman NJ, Wasson W. Biomechanical criteria for evaluating prefabricated post-and-core systems: a guide for the restorative dentist. *Quintessence Int.* 1998;29: 305-312.

Soares JC, Santana FR, Castro CG, Santos-Filho PCF, Soares V, Qianb F, Armstrong SR. Finite element analysis and bond strength of a glass post to intraradicular dentin: comparison between micro tensile and push-out tests. *Dent Mater.* 2008;24: 1405-1411.

Sonugelen M, Artunç C. Ağız Protezleri ve Biyomekanik Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, İzmir. 2002: 1-11.

Sorensen JA, Engelman MJ. Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1990;64: 419-424.

Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1990;63: 529-536.

Sorensen JA, Martinoff JT. Clinically significant factors in dowel design. *J Prosthet Dent.* 1984;52: 28-35.

Sorensen JA, Martinoff JT. Intracoronal reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1984;51: 780-784.

Souza JCM, Barbosa SL, Ariza E, Celis JP, Rocha LA. Simultaneous degradation by corrosion and wear of titanium in artificial saliva containing fluorides. *Wear.* 2012;292-293: 82-88.

Sproesser O, Schmidlin PR, Uhrenbacher J, Eichberger M, Roos M, Stawarczyk B. Work of adhesion between resin composite cements and PEEK as a function of etching duration with sulfuric acid and its correlation with bond strength values. *International Journal of Adhesion & Adhesives.* 2014;184-190.

Srirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian J Dent Res.* 2010;21: 425-432.

Standlee JP, Caputo AA, Hanson EC. Retention of endodontic dowels: effects of cement, dowel length, diameter, and design. *J Prosthet Dent.* 1978;39: 400-405.

Stawarczyk B, Bahr N, Beuer F, Wimmer T, Eichberger M, Gernet W, Schmidlin PR. Influence of plasma pretreatment on shear bond strength of self-adhesive resin cements to polyetheretherketone. *Clin Oral Investig*. 2014;18: 163-170.

Stawarczyk B, Eichberger M, Uhrenbacher J, Wimmer T, Edelhoff D, Schmidlin PR. Three-unit reinforced poly ether ether ketone composite fdfs: influence off abrication method on load bearing capacity and failure types. *J Dent Mater*. 2015;34: 7-12.

Stawarczyk B, Jordan P, Schmidlin PR, Roos M, Eichberger M, Gernet W, Keul C. PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. *J Prosthet Dent*. 2014;112: 1278-1288.

Stephen C, Richard CB. *Pathways of the Pulp*, 8th Edition: Elsevier; 2002.

Stewardson DA, Shortall AC, Marquis PM. The effect of the elastic modulus of endodontic posts on static load failure. *Int Endod J*. 2010;44: 458-468.

Stockton LW. Factors affecting retention of post systems: a literature review. *J Prosthet Dent*. 1999;81: 380-385.

Strassler HE, Cloutier PC. A new fiber post for esthetic dentistry. *Compend Contin Educ Dent*. 2003;24: 742-744.

Stricker EJ, Göhring TN. Influence of different posts and cores on marginal adaptation, fracture resistance, and fracture mode of composite resin crowns on human mandibular premolars. An in vitro study. *J Dent*. 2006;34: 326-335.

Tabata LF, Assunção WG, Barão VAR, Gomes EA, Delben JA, de Sousa EAC, Rocha EP. Comparison of single-standing or connected implants on stress distribution in bone of mandibular overdentures: a two-dimensional finite element analysis. *J Craniofac Surg*. 2010;21: 696-702.

Tait CM, Ricketts DN, Higgins AJ. Restoration of the root-filled tooth: pre-operative assessment. *Br Dent J*. 2005;198: 395-404.

Tait CM, Ricketts DN, Higgins AJ. Weakened anterior roots--intraradicular rehabilitation. *Br Dent J*. 2005;198: 609-617.

Tan PL, Aquilino SA, Gratton DG, Stanford CM, Tan SC, Johnson WT, et al. In vitro fracture resistance of endodontically treated central incisors with varying ferrule heights and configurations. *J Prosthet Dent.* 2005;93: 331-336.

Tang W, Wu Y, Smales RJ. Identifying and reducing risks for potential fractures in endodontically treated teeth. *J Endod.* 2010;36: 609-617.

Tannous F, Steiner M, Shahin R, Kern M. Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dent Mater.* 2012;28: 273-278.

Taşkınsel E, Gümüş HÖ. Sonlu elemanlar stres analizi ve restoratif diş hekimliğinde kullanımı. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 2014;8: 131-135.

Taskonak B, Mecholsky JR, Anusavice KJ. Residual stresses in bilayer dental ceramics. *Biomaterials.* 2006;26: 3235-3241.

Taufall S, Eichberger M, Schmidlin PR, Stawarczyk B. Fracture load and failure types of different veneered polyetheretherketone fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig.* 2016;20: 2493-2500.

Tey KC, Lui JL. The Effect of Glass Fiber- Reinforced Epoxy Resin Dowel Diameter on the Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth. *J Prosthodont.* 2014;23: 572-581.

Tjan AH, Tjan AH, Greive JH. Effects of various cementation methods on the retention of prefabricated posts. *J Prosthet Dent.* 1987;58: 309-313.

Toksavul S, Toman M, Uyulgan B, Schmage P, Nergiz I. Effect of luting agents and reconstruction techniques on the fracture resistance of pre- fabricated post systems. *J Oral Rehabil.* 2005;32: 433-440.

Torbjorner A, Fransson B. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *Int J Prosthodont.* 2004;17: 369-376.

Torbjorner A, Karlson S, Syverud M, Hensten Pettersen A. Carbon fiber reinforced root canal posts. *Eur J Oral Sci.* 1996;104: 605-611.

Tortopidis D, Lyons MF, Baxendale RH, Gilmour WH. The variability of bite force measurement between sessions, different positions within dental arch. *J Oral Rehab.* 1998;25: 681-686.

Trabert KC, Cooney JP. The endodontically treated tooth. Restorative concepts and techniques. *Dent Clin North Am.* 1984;28: 923-951.

Trope M, Maltz DO, Tronstad L. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. *Endodontics and Dental Traumatology.* 1985;1: 108-111.

Turner J, Paller D, Murrell C. The mechanical effect of commercially pure titanium and poly ether ether ether ketone rods on spinal implants at the operative and adjacent levels. *Spine.* 2010;35: 1076-1082.

Uhrenbacher J, Schmidlin PR, Keul C, Eichberger M, Roos M, Gernet W, et al. The effect of surface modification on the retention strength of polyetheretherketone crowns adhesively bonded to dentin abutments. *J Prosthet Dent.* 2014;112: 1489-1497.

Uzun G, Keyf F. Geleneksel Post-Core Sistemlerine Bir Alternatif: Polietilen Fiber Post. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi.* 2007;31: 43-48.

Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Transverse strength and fatigue of denture acrylic-glass fiber composite. *Dent Mater.* 1994;10: 116-121.

Van Staden R, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Eng.* 2006;9: 257-270.

Varvara G, Perinetti G, Dilorio D, Murmura G, Caputi S. In vitro evaluation of fracture resistance and failure mode of internally restored endodontically treated maxillary incisors with differing heights of residual dentin. *J Prosthet Dent.* 2007;98: 365-372.

Versluis A, Messer HH, Pintado MR. Changes in compaction stress distributions in roots resulting from canal preparation. *Int Endod J.* 2006;39: 931-939.

Vichi A, Grandini S, Davidson CL, Ferrari M. An SEM evaluation of several adhesive systems for bonding fiber posts under clinical conditions. *Dent Mater.* 2002;18: 495-502.

Vivadent I. Lithium disilicate (LS2) scientific report. Invibio Biomaterial Polymer Solutions. New material options for innovation in restorative and prosthetic dentistry. 2011.

Wandscher VF, Bergoli CD, de Oliveira AF, Kaizer OB, Souto Borges AL, Limberguer Ida F, Valandro LF. Fatigue surviving, fracture resistance, shear stress and finite element analysis of glass fiber posts with different diameters. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2015;43: 69-77.

Wang L, Weng L, Song S, Zhang Z, Tian S, Ma R. Characterization of polyether ether ketone-hydroxyapatite nanocomposite materials. *Materials Science and Engineering.* 2011;528: 3689-3696.

West NX, Davies M, Amaechi BT. In vitro and in situ erosion models for evaluating tooth substance loss. *Caries Res.* 2011;45: 43-52.

Xia L, Liu MX, Zhong J, Zhu J, Dou NN, Visocchi M. Anterior cervical discectomy and fusion with a compressive staple of C-JAWS. *Br J Neurosurg.* 2016;30(6): 649-653.

Yaman SY. Sonlu elemanlar yöntemi ve dishekimliğinde uygulamalar Atatürk Üni Diş Hek Fak Derg. 1995;1: 87-96.

Yeter KY, Evcil MS. Comparative Evaluation of Root Canal Sealers. Atatürk Üni Diş Hek Fak Derg. 2014;24: 343-348

Yoldas O, Alacam T. Microhardness of composites in simulated root canals cured with light transmitting posts and glass-fiber reinforced composite posts. *J Endod.* 2005;31: 104-106.

Yoldas, O, Akova T, Uysal H. An experimental analysis of stresses in simulated flared root canals subjected to various post-core applications. *J Oral Rehabil.* 2005;32: 427-432.

Zaimoğlu A, Can G. Sabit Protezler. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 2004, Ankara.

Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R, Apicella A. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. *Dent Mater.* 2006;22: 1035-1044.

Zhi-Yue L, Yu-Xing Z. Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. *J Prosthet Dent.* 2003;89: 368-373.

Zhou L, Qian Y, Zhu Y, Liu H, Gan K, Guo J. The effect of different surface treatments on the bond strength of PEEK composite materials. *Dent Mater.* 2014;30: 209-215.

Zicari F, Van Meerbeek B, Scotti R, Naert I. Effect of fibre post length and adhesive strategy on fracture resistance of endodontically treated teeth after fatigue loading. *J Dent.* 2012;40: 312-321.

Ziskind D, Gleitman J, Rotstein I, Friedman M. Evaluation of cetylpyridinium chloride for infection control in storage solution. *J Oral Rehabil.* 2003;30: 477-481.

Zoidis P, Bakiri E, Polyzois G. Using modified polyetheretherketone (PEEK) as an alternative material for endocrown restorations: a short-term clinical report. *J Prosthet Dent.* 2016;117: 335-339.

EKLER

Ek-1

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

2016

KARAR

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	AÇIK ADRESİ:	Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı Morfoloji Binası A Blok 1. Kat No: A1-05 Kampüs /ANTALYA
	TELEFON	0 (242) 249 69 54
	FAKS	0 (242) 249 69 03
	E-POSTA	etik@akdeniz.edu.tr
	ETİK KURUL KODU	2012-KAEK-20
SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Doç.Dr.Şebnem BÜYÜKKAPLAN	
ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Üç Farklı Post-Kor Sisteminin Kırılma Dayanımlarının İncelenmesi ve Sonlu Eleman Analizi ile Stres Dağılımlarının Değerlendirilmesi	
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 428	Tarih: 20.07.2016
	Yukarıda bilgileri verilen çalışmanın yapılmasında bilimsel ve etik açısından sakınca olmadığına oy birliği ile karar verilmiştir.	
	Araştırmacıya çalışmalarında başarılar dileriz.	

Prof.Dr. Arda TAŞATARGİL
Başkan

Prof.Dr.Murat CANPOLAT
Üye

Doç.Dr.Bülsem ÖZGE BAĞYAL
Üye

Doç.Dr.Oğuz DURSUN
Üye (İzinli)

Turgut ALTUN
Üye

Öğr.Gör.Dr.M. Levent ÖZGÖNÜL
Başkan Yardımcısı

Prof.Dr.Dilara İNAN
Üye (İzinli)

Doç.Dr.Dijle KIRMEN KORGUN
Üye

Yrd.Doç.Dr.Meltem TÜRKAY
Üye

Av.Mustafa AÇIKEL
Üye

Prof.Dr. Arda TAŞATARGİL
Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanı

Prof.Dr.Gülay ÖZBİLİM
Üye

Prof.Dr.Necmiye HADİMIOĞLU
Üye (İzinli)

Doç.Dr.Ali Berkant AVEÇ
Üye

Dr. Onur HULUR
Üye

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Merve	Uyruğu	T.C.
Soyadı	Özarslan	Tel no	5535339215
Doğum tarihi	08.08.1988	e-posta	mervearslan@akdeniz.edu.tr

Eğitim Bilgileri

	Mezun olduğu kurum	Mezuniyet yılı
Lise	Ziraat Bankası Balıkesir Fen Lisesi	2002-2006
Lisans	Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2007-2012
Doktora	Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2013-2019

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (yıl-yıl)
Arş. Gör.	Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2013-(Devam ediyor)

Yabancı Dilleri	Sınav türü	Puanı
İngilizce	KPDS	81.25

Proje Deneyimi

Proje Adı	Destekleyen kurum	Süre (Yıl-Yıl)
Hibrit Seramiklerin Yüzey Bitirme İşlemlerinin, Renk Ve Yüzey Pürüzlülüğü Üzerindeki Etkilerinin İncelenmesi	Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi	2013-2013
Üç Farklı Post-Kor Sisteminin Kırılma Dayanımlarının İncelenmesi Ve Sonlu Eleman Analizi İle Stres Dağılımlarının Değerlendirilmesi	Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi	2017-Devam ediyor

Yayınlar ve Bildiriler:

SCI,SSCI,AHCI İndexlerine Giren Dergilerde Yayınlanan Makaleler

Özarlan M.M., Büyükkaplan U.Ş., Barutçugil Ç., Arslan M., Barutçigil K., Türker N., "Assessing staining resistance of a CAD/CAM interpenetrating network composite material.", HEAD & FACE MEDICINE, vol.14, pp.27-27, 2018

Büyükkaplan U.Ş., Özarlan M.M., Barutçigil Ç., Arslan M., Barutçigil K., Yoldan E.E., "Effects of staining liquids and finishing methods on translucency of a hybrid ceramic material having two different translucency levels", JOURNAL OF ADVANCED PROSTHODONTICS, vol.9, pp.387-393, 2017

Özarlan M.M., Büyükkaplan U.Ş., Barutçigil Ç., Arslan M., Türker N., Barutçigil K., "Effects of different surface finishing procedures on the change in surface roughness and color of a polymer infiltrated ceramic network material", JOURNAL OF ADVANCED PROSTHODONTICS, vol.8, pp.16-20, 2016

Diğer Dergilerde Yayınlanan Makaleler

Türker N., Özarlan M., Büyükkaplan U.Ş., Özarlan M.M., "Radiographical Assessment of Fixed Partial Denture Abutment Teeth", SDU The Journal of Health Science, cilt.26, ss.1-7, 2019

Hakemli Kongre / Sempozyumların Bildiri Kitaplarında Yer Alan Yayınlar

Büyükkaplan U.Ş., Özarlan M., "Dental Materyal Olarak Polieter Eter Keton", 2nd International Health Sciences and Life Congress, BURDUR,TÜRKİYE 24-27 Nisan 2019, Full Text Book 1, pp.374-372

Büyükkaplan U.Ş., Türker N., Arslan M., "Reliability of Facial Measurements for Determination of OVD: Pilot Study", 23. Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği, MUĞLA, TÜRKİYE, 9-12 Kasım 2017, pp.392-392

Büyükkaplan U.Ş., Özarlan M.M., Barutçigil Ç., Arslan M., Türker N., Barutçigil K., "Effects of Different Finishing and Polishing Procedures on Color of A Novel Hybrid Ceramic Material.", 47. Meeting of the Continental European Division of the International Association for Dental Research (CED-IADR), ANTALYA, TÜRKİYE, 15-17 Ekim 2015, vol.1, no.1, pp.98-98

Özarlan M.M., İlhan H.D., Barutçigil K., Arslan M., "Tek Taraflı Oküler Defektin Protetik Rehabilitasyonu Vaka Raporu", 22. Uluslararası Türk Prostodonti ve

İmplantoloji Derneği Bilimsel Kongresi , ANTALYA, TÜRKİYE, 12-15 Kasım 2015, pp.229-229

Arslan M., Büyükkaplan U.Ş., Özarslan M.M., Türker N., Özevcimen A.N., Altinsoy İ., "Relationship between age and values of PMI and MCV in edentulous patients", 39th Annual Conference of the European Prosthodontic Association, Prague, CEK CUM., 3-5 Eylül 2015, vol.1, no.1, pp.64-64

Özevcimen A.N., Büyükkaplan U.Ş., , Arslan M., Altinsoy İ., et al., "Correlation between age and residual ridge resorption in edentulous Turkish Patients", 39th Annual Conference of the European Prosthodontic Association, Prague, CEK CUM., 3-5 Eylül 2015, vol.1, no.1, pp.64-64

Büyükkaplan U.Ş., Özarslan M.M., Barutçigil Ç., Arslan M., Türker N., Barutçigil K., "Farklı Bitirme ve Cila Yöntemlerinin Yeni Bir Hibrit Seramiğin Yüzey Pürüzlülüğü Üzerine Etkileri", Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği 22. Bilimsel Kongresi, ANTALYA, TÜRKİYE, 12-15 Kasım 2015, vol.1, no.1, pp.108-108

Arslan M., Özarslan M.M., Barutçigil K., "Diş destekli alt çene overdenture: bir klinik rapor", 21. Ege Bölgesi Dişhekimleri Odaları Uluslararası Bilimsel Kongresi, İZMİR, TÜRKİYE, 28-30 Kasım 2014, pp.84-84

Özarslan M.M., Büyükkaplan U.Ş., Kirmali Ö., Türker N., Arslan M., "Radiographic Evaluation Of Fpds In Akdeniz University Department Of Prosthodontics", 38 th Annual Conference of the European Prosthodontic Association, İSTANBUL, TÜRKİYE, 25-27 Eylül 2014, vol.38, no.P226, pp.95-96

Özarslan M.M., Arslan M., Türker N., "A Survey On Cementation Techniques In Dental Implantology", 38 th Annual Conference of the European Prosthodontic Association, İSTANBUL, TÜRKİYE, 25-27 Eylül 2014, vol.38, no.P70, pp.153-153

Özarslan M.M., Felek R., Hatipoğlu M., Arslan M., Türker N., "Antifungal Effect Of Boricacid Incorporated Into A Tissue Conditioning Material", European Prosthodontic Association, İSTANBUL, TÜRKİYE, 25-27 Eylül 2014, vol.38, no.P119, pp.180-180

Özarslan M.M., Hatipoğlu M., Büyükkaplan U.Ş., Arslan M., "Amelogenesis İmperfektalı Bir Hastanın Zirkonyum Restorasyonlarla Tedavisi. ", Ege Bölgesi Dişhekimleri Odaları 19. Uluslararası Bilimsel Kongre ve Sergisi, MUĞLA, TÜRKİYE, 26-28 Nisan 2013, pp.73-73