

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

**FARKLI ÜRETİM TEKNİĞİ ve MATERYALLER
KULLANILARAK ÜRETİLEN ESTETİK POST-KOR
SİSTEMLERİNİN KIRILMA DAYANIKLILIĞININ İN VİTRO
OLARAK İNCELENMESİ**

Dt. Sait Ege ERYÜRÜK

**Protez Programı
DOKTORA TEZİ**

**ANKARA
2013**

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

**FARKLI ÜRETİM TEKNİĞİ ve MATERYALLER
KULLANILARAK ÜRETİLEN ESTETİK POST-KOR
SİSTEMLERİNİN KIRILMA DAYANIKLILIĞININ İN VİTRO
OLARAK İNCELENMESİ**

Dt. Sait Ege ERYÜRÜK

**Protez Programı
DOKTORA TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Yavuz ASLAN**

**ANKARA
2013**

ONAY SAYFASI

Anabilim Dalı : **Protetik Diş Tedavisi**
 Program : **Protez**
 Tez Başlığı : **Farklı Üretim Tekniği ve Materyaller Kullanılarak Üretilen Estetik Post-Kor Sistemlerinin Kırılma Dayanıklılığının İn Vitro Olarak İncelenmesi**
 Öğrenci Adı-Soyadı : **Sait Ege ERYÜRÜK**
 Savunma Sınavı Tarihi : **15.05.2013**

Bu çalışma jürimiz tarafından yüksek lisans/doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı ve Danışman:	Prof. Dr. Yavuz ASLAN Hacettepe Üniversitesi
Üye:	Prof. Dr. Bülent DAYANGAÇ Başkent Üniversitesi
Üye:	Prof. Dr. Nur HERSEK Hacettepe Üniversitesi
Üye:	Prof. Dr. Nesrin ANIL Hacettepe Üniversitesi
Üye:	Prof. Dr. Şenay CANAY Hacettepe Üniversitesi

Anlan

Dayangaç

Nur Hersek

Nesrin Anil

Senay Canay

ONAY

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun görülmüş ve Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.

Ersin Fadilloğlu

Prof.Dr. Ersin FADILLIOĞLU

Müdür

TEŞEKKÜR

Değerli hocam ve danışmanım Prof. Dr. Yavuz Aslan'a doktora eğitimine kabul edildiğim günden itibaren eğitimimde ve tez çalışmamın her aşamasında gösterdiği destek ve bilimsel bakış açısı için,

Anabilim Dalı Başkanımız Sayın Prof. Dr. Nesrin Anıl başta olmak üzere, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın, doktora eğitimim sürecinde emekli olan ve şuan aktif görevlerine devam eden öğretim üyelerine bilimsel katkı ve yönlendirmeleri için,

Doktora yeterlilik sınavı jürisi , tez izleme komitesi ve tez sınavı jürimde bulunan Sayın Prof. Dr. Bülent Dayangaç'a gösterdiği destek için,

Tez çalışma sürecimde, fikirlerini ve tecrübelerini benimle paylaşan Sayın Prof. Dr. Zafer C. Çehreli ve Sayın Doç. Dr. Özgür Uyanık'a,

Tez çalışmamın endodontik tedaviyi içeren kısmında ki katkılarından dolayı Sayın Dr. Dt. Derya Deniz Sungur'a,

Sayın Salih Ergöçen'e istatistiksel değerlendirmeleri için,

Tez çalışmamın laboratuvar aşamalarını yürüttüğüm, Dental Estetik Diş Protez Laboratuvarı sahibi Sayın Murat Özmel ve ekibine yardımları için,

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda bulunduğum süre içerisinde doktora eğitimini tamamlayarak ayrılmış olan ve şuan aktif olarak doktora, uzmanlık eğitimlerine devam eden arkadaşlarıma, kendileriyle geçirdiğim keyif dolu 6 yıl için,

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı personeline doktora sürem boyunca yardımları için,

Doktora eğitimim süresince bilimsel, mesleki ve sosyal paylaşımlar yaşadığım doktor ve diş hekimi arkadaşlarıma,

Sevgili eşim Sezgi Eryürük ve aileme her an gösterdikleri koşulsuz sevgi ve desteklerinden dolayı, sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

ÖZET

Eryürük, S.E. Farklı üretim tekniği ve materyaller kullanılarak üretilen estetik post-kor sistemlerinin kırılma dayanıklılığının in vitro olarak incelenmesi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protez (Diş) Programı Doktora Tezi, Ankara, 2013. Endodontik tedavi görmüş anterior dişler için uygun restorasyon seçimi, başlıca dayanıklılık ve estetik gereksinimler tarafından yönlendirilir. Seramik post-korlar, seramik kronlar için estetik bir altyapı seçeneğidir. Bu çalışmanın amacı, dört farklı estetik post-kor sisteminin kırılma dayanıklılığını in vitro olarak değerlendirmektir. 40 üst santral diş, endodontik tedavi sonrasında rastgele 4 gruba (n=10) ayrılmıştır: Tek parça yontulmuş zirkonyum oksit post-kor (Lava Zr), tek parça yontulmuş Lava Ultimate post-kor (Lava Ultimate), ısı ile preslenmiş seramik kor yapısına sahip prefabrik zirkonyum oksit post-kor (Cosmo-IPS), kompozit rezin kor uygulanmış prefabrik fiber post-kor (Fiber – Composite). Post-kor restorasyonları, dual cure kompozit rezin siman (RelyX Unicem) ile simante edilmiştir. Zirkonyum oksit kopingler her bir örnek için üretilmiş ve simante edilmiştir. Kopinglerin kor yapısına simantasyonu sonrasında, örneklere 6000 kez ısısız döngü (5-55 °C) uygulanmış ve kırılma dayanıklılığı ölçülmesi amacıyla, Universal test cihazı kullanılarak her bir dişin uzun eksenine 45 derece eğimle statik yükleme yapılmıştır. 1,2,3 ve 4. Test gruplarının ortalama kırılma dayanıklılığı değerleri sırasıyla, 378 N, 334 N, 481 N, 385 N olarak kaydedilmiştir. Gruplar arasında ortalama kırılma dayanıklılığı yönünden farkın önemliliği Tek Yönlü Varyans Analizi (One-Way ANOVA) ile değerlendirilmiştir. Tek yönlü varyans analizi sonucunun önemli bulunması halinde post hoc Tukey HSD testi kullanılarak farka neden olan durumlar tespit edilmiştir. $p < 0,05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. Cosmo-IPS grubundaki örneklerin kırılma dayanıklılığı değerleri, Lava Ultimate grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur. Önerilen yeni post-kor materyali olan LavaTM Ultimate CAD/CAM Restorative de dahil olmak üzere test edilen tüm post-kor sistemleri, anterior diş restorasyonları için yeterli ortalama kırılma dayanıklılığı göstermiştir.

Anahtar Kelimeler: CAD/CAM, fiber post, kırılma dayanıklılığı, seramik post-kor, zirkonya.

ABSTRACT

ERYÜRÜK, S. E. In vitro evaluation of fracture strength of esthetic post and core systems manufactured by different techniques and different materials. Hacettepe University Institute of Health Sciences, Ph.D. Thesis in Prosthodontics, Ankara, 2013. The choice of an appropriate restoration for endodontically treated anterior teeth is guided by strength and esthetics. Ceramic posts and cores present an esthetic option as foundation restorations for ceramic crowns. The purpose of this in vitro study was to evaluate fracture strength of four different esthetic post and core systems. Forty maxillary central incisors received endodontic treatment and were divided into 4 groups (n=10) as follows: 1-piece milled zirconium oxide post and core (Lava Zr), 1-piece milled Lava Ultimate post and core (Lava Ultimate), prefabricated zirconium oxide post with heat-pressed ceramic core (Cosmo-IPS), prefabricated fiber post with composite resin core (Fiber-Composite). The posts and cores were cemented with dual-polymerized composite resin cement (RelyX Unicem). Zirconium oxide copings were made for each specimen, and cemented. After cementation of copings to core structures, 6000 thermal cycles (5-55 °C) applied and all specimens were tested to failure with the static load applied 45 degree angled to the tooth axis with Universal testing machine. Mean fracture strength of test groups 1, 2, 3 and 4 is respectively 378 N, 334 N, 481 N, 385 N. One way ANOVA was used to determine the differences among fracture strength scores, with statistical significance at $p < 0.05$. When p -values from One way ANOVA were significant, the post hoc Tukey HSD test was used to determine factors affect difference. Cosmo-IPS group's specimens recorded statistically significantly higher load-to-failure values when compared Lava Ultimate group. All posts and core systems evaluated presented sufficient mean load-to-failure values for anterior tooth restorations including the new suggested post and core material LavaTM Ultimate CAD/CAM Restorative.

Keywords: CAD/CAM, ceramic post and core, fiber post, fracture strength, zirconia.

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
ÖZET.....	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER ve KISALTMALAR	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xi
TABLolar DİZİNİ	xii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1 Post-Kor Restorasyonunun Tanımı	5
2.2 Post-Kor Restorasyonunun endikasyonları	5
2.3 Post-Kor Restorasyonunun Kontrendikasyonları.....	6
2.4 Postta Bulunması Gereken Özellikler	6
2.5 Kor Materyalinde Bulunması Gereken Özellikler	7
2.6 Post-Kor Restorasyonları için Genel Prensipler	7
2.6.1 Diş Yapısının Korunması.....	7
2.6.2 Ferrule Etkisi	8
2.6.3 Post Uzunluğu	8
2.6.4 Post Çapı	8
2.6.5 Postun Biçimsel Yapısı	8
2.6.6 Post Yüzeyi	9
2.7 Postların Sınıflandırılması.....	9
2.7.1 Kor Yapılarına Göre.....	9
2.7.2 Döküm Şekillerine Göre	10
2.7.3 Post Yapısında Kullanılan Materyale Göre.....	10
2.8 Post Yapının Güncel Sınıflandırılması.....	10
2.8.1 Döküm Postlar.....	10
2.8.2 Prefabrik Postlar.....	12
2.9. Tam Seramik Kronlar.....	22
2.10. Freze Teknolojisi.....	23
2.10.1 Freze Teknolojisinin tarihsel gelişimi	23

2.10.1 CAD/CAM Kısımları	24
2.10.2 Lava Sistem	25
2.10.3 Lava TM Ultimate CAD/CAM Restorative	25
2.11 Isı-basınç Tekniği ile Elde Edilen Seramik Restorasyonlar:.....	26
2.12 Post Kor Restorasyonların Simantasyonu	27
2.12.1 İdeal bir Siman Materyalinde Bulunması Gereken Özellikler	27
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	29
3.1. Çalışma Gruplarının Belirlenmesi.....	29
3.2.1 Test Grubu 1.....	34
3.2.2 Test Grubu 2.....	37
3.2.3 Test Grubu 3.....	39
3.2.4 Test Grubu 4.....	40
3.3 İstatistiksel Yöntem.....	45
4. BULGULAR	46
5. TARTIŞMA	49
6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER.....	60
KAYNAKLAR	61

SİMGELER ve KISALTMALAR

Al₂O₃	Aluminyum Oksit
ARGE	Araştırma Geliştirme
Au	Altın
CAD/CAM	Bilgisayar Yardımıyla Tasarım/ Bilgisayar Yardımıyla Üretim (Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing)
CaO	Kalsiyum oksit
cm³	Santimetre küp
Cr	Krom
Cu	Bakır
dk	Dakika
EDTA	Etilen Diamin Tetra Asetik Asit
g	Gram
GPa	Gigapascal
HF	Hidroflorik Asit
Li₂O	Lityum oksit
MgO	Magnezyum oksit
ml	mililitre
mm	Milimetre
mm/dk	milimetre/dakika
MOD	Mezial-okluzal-distal
N	Newton
NaOCl	Sodyum hipoklorit
Ni	Nikel
nm	Nanometre
°	Derece
°C	Santigrat derece
Pd	Palladyum
PMMA	Polimetil metakrilat
PSZ	Parsiyel Stabilize Zirkonyum (Partially Stabilized Zirconium)
Pt	Platinyum
SiO₂	Silisyum dioksit

sn	Saniye
Ti	Titanyum
Y-TZP	Yitriyumla Stabilize Tetragonal Zirkonyum Polikristalin (Yttrium Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal)
Y₂O₃	Yitriyum oksit
Zr	Zirkonyum
ZrO₂	Zirkonyum dioksit
μ	Mikron
μm	Mikrometre

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 3.1 Lava™ Zirkonyum Oksit Blok.....	30
Şekil 3.2 Lava™ Ultimate Restorative Blok.....	31
Şekil 3.3 CosmoPost Seti.....	31
Şekil 3.4 IPS Empress Cosmo Ingot.....	31
Şekil 3.5 RelyX™ Fiber Post Seti.....	32
Şekil 3.6 3M ESPE Filtek Z350 Kompozit.....	32
Şekil 3.7 Çalışma Örneklerinin Şematik Çizimi.....	33
Şekil 3.8 Akrilik Örneklerden Metal Ölçü Postu ile Alınan Polivinilsiloksan Ölçü .	35
Şekil 3.9 Test 1 Grubu örneğinin bilgisayar ortamında tasarım aşamaları.....	35
Şekil 3.10 Test 1 Grubu örneğinin bilgisayar ortamında tasarlanması.....	36
Şekil 3.11 Test 1 Grubu örneğinin simantasyonu sonrası.....	36
Şekil 3.12 Restorasyon simantasyonu için bilgilendirme broşürü.....	37
Şekil 3.13 Lava™ Ultimate Restorative bloktan post-kor'un yontulması.....	38
Şekil 3.14 Lava™ Restorative post-kor'un simantasyonu sonrası	38
Şekil 3.16 Manşete alınmadan önce modelasyonların tijlenmesi	39
Şekil 3.15 Kor modelasyonunun görüntüsü.....	39
Şekil 3.17 Presleme işlemi sonrası revetmanın uzaklaştırılması.....	39
Şekil 3.18 Cosmopost – IPS Empress Cosmo Kor simantasyonu sonrası.....	40
Şekil 3.19 Fiber post ve kompozit kor	41
Şekil 3.20 Simantasyon sonrası örneklerin optik tarama görüntüsü.....	42
Şekil 3.21 Bilgisayar ortamında koping tasarımları	42
Şekil 3.22 Lava™ Zirkonyum Oksit Post-Kor Örnekleri (Grup 1)	43
Şekil 3.23 Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative Post-Kor Örnekleri (Grup 2)	43
Şekil 3.24 Prefabrik Cosmo Post – IPS Empress Kor Örnekleri (Grup 3)	43
Şekil 3.25 Prefabrik Fiber Post – Kompozit Kor Örnekleri (Grup 4).....	43
Şekil 3.26 Isısal döngü cihazı	44
Şekil 3.27 Universal test cihazına yerleştirilmiş örnek.....	45
Şekil 3.28 Gruplara göre kırılma dayanıklılığı karşılaştırması	47

TABLolar DİZİNİ

Tablo 3.1 Test Gruplarının Dağılımı	30
Tablo 4.1 Gruplara Göre Kırılma Dayanımlarına İlişkin Tanımlayıcı İstatistikler...	46
Tablo 4.2 Çoklu Karşılaştırma Sonuçları	47
Tablo 4.3 Gruplara göre başarısızlık tipi dağılımı.....	48

1. GİRİŞ

Endodontik tedavili dişler vital dişlere göre biyomekanik başarısızlıklara daha yatkındır. Endodontik tedavinin kaçınılmaz olduğu ve bir kron restorasyonunu desteklemek için yetersiz dentin dokusu olduğu durumlarda, kron retansiyonunu sağlamak için genellikle post ve kor yerleştirilmesine ihtiyaç duyulmaktadır (1) . Post-kor restorasyonlarda genellikle döküm veya prefabrike post kullanımı tercih edilse de günümüzde hangi tekniğin ve materyalin kullanım açısından daha iyi olduğuna dair herhangi bir görüş birliği bulunmamaktadır (2) . Kullanılan post sisteminin dişte stres oluşturmaması, basınç nedeniyle dişte kırılmalara neden olmaması önemlidir. Kalan diş dokusunda fazla madde kaldırılmasını gerektirmemesi, kolay uygulanabilmesi ve eğer tekrarlanması gerekirse kökte fazladan preparasyona neden olmaması gereklidir. Günümüzde sıklıkla kullanılan metal postlar ve prefabrik postlar, bu gereksinimlerin sadece bir kısmını karşılamaktadır. Bu nedenle son zamanlarda kullanılmaya başlanan estetik postlar, uygulama kolaylığı, renk uyumu ve birçok estetik postun tekrarlanabilir tedavi seçeneği sunması nedeni ile post kor restorasyonları için iyi bir alternatif olarak görülmekte ve kullanılmaktadır (3) .

Ön grup dişlerde artan estetik gereksinimler ve metal postların oluşturduğu estetik problemler diş renginde post-kor sistemlerinin gelişimini ve kullanımını yaygınlaştırmıştır (4-9) . Kron yapımı için güçlendirilmiş tam seramik materyallerin kullanıma sunulması, tam seramik restorasyonun estetik ve optik özellikleriyle uyumlu post materyali kullanımını tedavi başarısı için zorunlu hale getirmektedir. Christel ve arkadaşları 1980'lerin sonlarında tanıtılan zirkonyum oksit postları incelemişler ve bu postların eğilme ve kırılmaya karşı yüksek dirençlerinin olduğunu belirtmişlerdir (10) . Zirkonyum oksit postlar üzerine kompozit ve seramik olmak üzere iki çeşit kor yapısı uygulanabilir. Zirkonyum oksit postlar ve kompozit korlar arasında tam bir kimyasal bağlantı oluşmadığı sadece makro tutuculukla bağlantı sağlandığından zirkonyum oksit postların seramik korlarla kullanılması önerilmektedir (5,11-13) Zirkonyum oksit post-kor'un CAD-CAM sistemi kullanılarak zirkonyum oksit bloklardan monoblok olarak üretilmesi de alternatif bir teknik olarak ortaya çıkmıştır. Bu durumda post ve kor yapısı aynı materyalden oluştuğu için aradaki bağlantı problemi ortadan kalkmaktadır (14) . Bir sonraki

aşamada; metal ve güçlendirilmiş seramik postlarla ilgili yaşanan biyomekanik sorunlar, araştırmacıları hem estetik hem de biyomekanik avantajlara sahip yeni bir alternatif materyal arayışına itmiş ve bu arayış sonucunda fiberle güçlendirilmiş kompozit postların gelişim süreci başlamıştır (15) . Fiber postların estetik ve biyomekanik özellikleri diş dokusuna benzerlik göstermektedir. Fakat klinik uygulamanın zaman alması, kök kanalına fiziksel uyumunun zayıf olmasından dolayı ortaya çıkan desimantasyon başarısızlığı gibi durumlar fiber post-kor uygulamalarının hala tartışılır olmasına ve post-kor uygulamalarında tek alternatif olmasının önüne geçmektedir. Zirkonyum oksit ve fiber post kor sistemlerinin dezavantajlı yönlerinin azaltılması amacıyla Lava Ultimate Rezin Nano Seramik bloklardan üretilebilecek monoblok post-korlar alternatif olabilir.

Bu çalışmanın amacı günümüzde yaygın olarak kullanılan fiber ve zirkonyum oksit post-kor sistemlerini ve bunlara alternatif olarak LavaTM Ultimate CAD/CAM Restorative bloklardan üretilen post-kor'ları kırılma dayanıklılığı açısından in-vitro olarak değerlendirmektir.

2. GENEL BİLGİLER

Çeşitli nedenlerle kaybedilen diş dokusunu yerine koyma düşüncesi çok eskilerden beri güncelliğini korumaktadır. İlk olarak bu kayıpların telafisi için insan veya hayvan kaynaklı diş ve kemik gibi sert dokulardan üretilen yapay dişlerin teller aracılığıyla tutturulmasına dayanan yöntemler kullanılmıştır. Günümüzde kullanılan post sistemlerine benzeyen ilk yöntemi 1728’de Pierre Fauchard tarif etmiştir. Fauchard; kök kanalı içine, kökü eğelenerek kesilmiş ve kök yerine kurşun bir vida eklenmiş insan kronunu, siman yerine vida etrafına kanal içinde su emerek şişen keten iplikler sararak oturtmuştur.

Lefoulon 1841 yılında kökten mum ile ölçü alarak modelde post adapte etmiştir (16) . Sir John Tomes ise 1849’da ilk defa postun uzunluğu ve çapı ile ilgili değerler vermiştir ve bu değerler günümüzde kullanılan ölçülere yakınlık göstermektedir (16) . Cassius M. Richmond, 1889’de bugün bile kullanılan ve kendi adıyla anılmakta olan postlu kronların patentini almıştır. Bu gelişmelerden sonra döküm altın post-korlar ve pin destekli amalgam korlar yapılmaya başlanmıştır (16) . Bütün bu gelişmeler yaşanırken diğer yanda kök kanal tedavisi ile ilgili yöntemler de gelişim göstermiştir.

Yakın geçmişte kullanılmaya başlanan altın post-korlar ve pin destekli amalgam korları 1966’dan sonra kök kanalına vidalama veya yapıştırma yoluyla sabitlenen prefabrik postlarla birlikte kullanılan kompozit korlar izlemiştir (17) .

Estetik ve optik kalite arayışı sonucunda 1980’lerin sonlarında yitrium oksitle stabilize edilmiş zirkonyum seramik postlar geliştirilmiştir (18) . Bunun ardından da cam infiltre alüminyum oksit seramikten yapılmış postlar kullanıma sunulmuştur (19) Duret ve arkadaşları (1990) karbon fiberlerle güçlendirdikleri rezin materyalden yapılmış bir başka metalsiz post sistemini tanıtmışlardır. Hemen ardından da fiberle güçlendirilmiş rezinlerin estetik ve biyomekanik avantajlarını kullanmak amacıyla, cam fiber ve polietilen fiber gibi farklı fiber tipleri post üretim teknolojisinde kullanılmaya başlanmıştır.

Restoratif diş hekimliğinin amacı hastaya kaybolan fonksiyon ve estetiği yeniden kazandırmaktır. Sürekli gelişmekte olan diş hekimliği uygulamaları ve materyal teknolojisi hekimin restoratif uygulama pratiğine katkıda bulunmaktadır. Bunun yanında insan için estetik vazgeçilmez bir unsurdur ve hastaların yapılan

restoratif uygulamalardan estetik beklentilerinin artması da son derece doğaldır. İleri derecede madde kaybına uğramış, kesin çekim endikasyonu bulunan veya prognozu zayıf dişlerin çekimi sonrası, ağız dokularını koruyan ve kaybedilen dişi yerine koyan en güncel tedavi seçeneği implant uygulamasıdır. İmplant materyalleri ve yüzey özelliklerinde yaşanan gelişmeler sonucunda implant, çoğu hekim tarafından tedavide ilk tercih edilen seçenek haline gelmiştir. İmplant tedavi seçeneği çoğu zaman fonksiyonel ve biyomekanik açıdan başarılı olsa da estetik beklentilerin yüksek olduğu anterior bölgede, özellikle diş çekiminden sonra görülen bukkal alveol kemik rezorpsiyonu (20,21) interdental papilin estetikteki hayati önemi ve implant yerleşiminde yaşanabilecek pozisyon sıkıntısı gibi etkenler estetik sonuçlar açısından risk oluşturmaktadır. Bu durum sağlıklı diş yapısının anterior bölgede korunmasını ve bu dişin restore edilmesiyle estetik ve fonksiyonel bir restorasyonunun sağlanmasını öncelikli tedavi seçeneği haline getirmektedir.

Kaybedilen diş dokusunun onarımı için geçmişten günümüze teknoloji ve malzeme çeşitliliğinin gelişmesiyle tedavi yöntemleri de gelişmiştir. Önceleri dişlerin sadece kronları restore edilmeye çalışılırken günümüzde aşırı madde kaybına uğramış dişlerde kök yapısını da restorasyonun içine alan post-kor uygulamaları yaygınlaşmıştır (22) . Doğal diş ve implantın klinik ömrü üzerine yapılan bir sistematik derlemede, periodontal olarak sağlıklı bir dişin ağızda kalma oranı elli yılda %99.5, implantlar için ise bu oran on yıl içinde %82-%94 arasında gösterilmiştir (23) . Başarılı kök-kanal tedavisi yapılmış bir dişin de yüksek başarı ve ağızda kalma oranı gösterdiği, koronal yapısı doğru şekilde restore edildiğinde dental ark içerisinde uygun şekilde fonksiyon görebildiği rapor edilmiştir (23,24) . Koronal restorasyonun tasarımı; kalan diş yapısının miktarına, dişin morfolojisine ve dental arktaki konumuna, restoratif materyallerin biyouyumluluğuna ve estetik gereksinime bağlıdır (22,25,26) .

Endodontik tedavili dişlerdeki dentinin, vital pulpaya sahip dişlerdeki dentine göre önemli derecede farklı olduğu gösterilmiştir. Bu dişlerdeki dentin yüksek sayıda olgunlaşmamış (immatür) çapraz kollajen bağlara sahiptir (9,24,27) . Kollajen yapısındaki bu farklılık dayanıklılığın azalmasına ve kırılmalığıdaki artışa bir açıklama olabilir(24) Kanal tedavisi sonrası zaman içinde ortaya çıkan dehidratasyon kırılmalığıdaki artış için önemli bir neden olarak gösterilmiştir (9,24,27) Sedgly ve

Messer (28) aynı ağzın iki farklı bölgesinde uyguladıkları çalışmada sağlam dişteki dentinin, kanal tedavisi yapılmış dişin dentininden daha dayanıklı olduğunu rapor etmişlerdir. Bu bilgiler ışığında endodontik tedavili dişler, endodontik tedavili olmayan dişlere göre daha kırılıgandır denilebilir.

Dişte kalan sert doku miktarı stabiliteyi büyük oranda etkilemektedir. Dişte sadece endodontik giriş kavitesi açmak dişin dayanıklılığını %5, diş bütünlüğünün MOD kavite ile bozulması ise %63 oranında azalttığı rapor edilmiştir (29) . Dolayısıyla post kullanım endikasyonu, büyük oranda dişin sert doku kaybına bağlıdır. Postun temel fonksiyonu koronal restorasyonun devamı için kor retansiyonunu sağlamaktır. Post-kor uygulamasının ileri derecede madde kaybına uğrayan dişi güçlendirdiğinin düşünülmesine karşın (30-32) post yerleşiminin ve post yuvası hazırlanmasının dişin yapısal dayanıklılığını arttırmadığına, aksine kökü zayıflattığına dair bulgular ortaya koyan çalışmalar vardır (33-36) . Endodontik tedavi sonrasında dişte meydana gelen madde kaybına, post yerleştirmek için yapılan müdahaleler eklendiğinde dişin mekanik direncinin olumsuz yönde etkilendiği kabul edilmesi gereken bir gerçektir (34,37,38) .

2.1 Post-Kor Restorasyonunun Tanımı

Post-kor restorasyonlarında iki ana kısım bulunur:

Post: Restorasyonun desteklik ve tutuculuk için kök kanalına uzanan kısmıdır.

Kor: Restorasyonun post ile birleşen ve diş anatomisinin küçük bir modeli gibidir.

2.2 Post-Kor Restorasyonunun endikasyonları

1. Dişin koronal dokusunda aşırı madde kaybına neden olabilen çürük, travma veya brüksizm abrazyonu gibi durumların;

- Pin restorasyonlu korlar
- Mevcut undercutlar
- Yardımcı kaviteler
- Adeziv rezinlerin kullanımı ile restore edilemediği durumlarda,

2. Travma sonucu ortaya çıkan kırık vakalarında,

3. Overdenture protez yapılırken köklerden destek, stabilite ve retansiyon

alınması planlandığında, ataçmanların köklere post-kor halinde birleştirildiği durumlarda,

4. Mine displazi ve distrofilerinde,
5. Eski restorasyonlar veya endodontik giriş kavitesi nedeniyle aşırı madde kaybının olduğu durumlarda,
6. Malpoze dişlerin konumlarının düzeltilmesi amacıyla yapılan protetik müdahalelerde kullanılırlar (39) .

2.3 Post-Kor Restorasyonunun Kontrendikasyonları

Post-kor restorasyonunun yapılamayacağı başlıca durumlar aşağıda belirtilmiştir;

1. Periapikal patoloji varlığında,
2. Kanalları hiperkalsifiye olan dişlerde,
3. Eğri ve ince köklerin varlığında,
4. Kök çatlak ve kırıklarının varlığında,
5. Hatalı kanal tedavisi sonucu perfore olmuş kanalların varlığında post-kor yapımı kontrendikedir (39) .

2.4 Postta Bulunması Gereken Özellikler

Postta bulunması gereken başlıca özellikler aşağıda belirtilmiştir;

- Dişe minimum stres iletmeli,
- Kor yapısı için yeterli tutuculuk sağlamalı,
- Endodontik tedaviyi yenilemek gerektiğinde kolayca kanaldan çıkartılabilmeli,
- Korozyona uğramamalı,
- Kanal şekline uygun olmalı,
- Minimum preparasyonla uygulanabilmeli,
- Kanal duvarıyla arasında ince ve eşit miktarda siman kalınlığına izin vermeli,
- Farklı uzunluk ve çapta tipleri bulunmalı,
- Diş dokularına benzer biyomekanik özelliklere sahip olmalı,

- Estetik özellikleri sonuç restorasyon ve çevre dokulara uyumlu olmalıdır (40)

2.5 Kor Materyalinde Bulunması Gereken Özellikler

Kor materyalinde bulunması gereken başlıca özellikler aşağıda belirtilmiştir;

- Compressive ve shear stres direnci yeterli olmalı,
- Biyouyumlu olmalı,
- Diş yüzeyine bağlantısı iyi olmalı, mikrosızıntıya neden olmamalı,
- Uygulaması kolay olmalı,
- Isısal genleşme katsayısı diş dokusuna yakın olmalı,
- Nemli ortamlardan etkilenmemelidir(41) .

2.6 Post-Kor Restorasyonları için Genel Prensipler

2.6.1 Diş Yapısının Korunması

2.6.1.1 Kök Kanalı

Kanal tedavisi sonrasında post yerleştirilmesi için post boşluğu preperasyonu yapılırken kök kanalından fazla diş dokusu uzaklaştırılmamasına dikkat edilmelidir. Kök kanalını gereğinden fazla genişletmek perforasyona ve dişin zayıflamasına neden olabilir. Bu durum fonksiyon sırasında kırılmalarla sonuçlanabilir (9) . Kök kanalının direnç ve tutuculuk için uygun postun yerleştirilebileceği kadar genişletilmesi önerilmektedir.

2.6.1.2 Kron

Travma, çürük, eski restorasyonlar veya endodontik giriş kavitesi preperasyonu koronal diş yapısında madde kaybına neden olur. Kor materyalinin stabilizasyonu için 1mm ve daha fazla bir kalınlıktaki sert dokunun gerekli olduğu belirtilmiştir. Koronal kısımda daha az kalınlıkta sert dokunun olduğu yerler post-kor restorasyonu öncesinde kaldırılmalıdır(25) .

2.6.2 Ferrule Etkisi

Ferrule, kron preparasyonda, gingival bölgedeki diş yapısında vertikal bir bant olarak tanımlanır (9) . Ferrule terimi Latince ferrum'dan köken alır. Bilezik anlamındadır. Kronun supragingival diş dokusunu sarmasıyla ferrule etki oluşur (42) Araştırmacılar koronal veya supragingival diş dokusundaki artışın diş ve restorasyonun prognozunu önemli derecede iyileştirdiğini göstermiştir (43-45) . Post restorasyonlu dişlerde ferrule varlığının diş kama streslerine karşı koruduğu bildirilmiştir (46) . Preparasyon bitiş çizgisinin koronalinde bulunan 1-2 mm diş yapısı dişin kırılma direncini arttırdığı bildirilmiştir (42,47) .

2.6.3 Post Uzunluğu

Yapılan araştırmalar post uzunluğunun, kök boyunun 2/3 sine kadar uzanması gerektiğini savunmaktadır. Kron /kök oranı en az 1:1 olmalıdır (48) . Post uzunluğu köke iletilen stres dağılımını değiştirmektedir. Kısa ve kalın postlar servikal alanda stres oluşumuna yol açar, kökün 2/3 sine uzanmış postlar ise servikal stresi azaltırken apikal stresi artırır (49) . Bunun yanında araştırmalar kırılma dayanıklılığında ferrule etkisinin post uzunluğundan daha önemli olduğunu göstermiştir (50) .

2.6.4 Post Çapı

Post çapı kök çapının üçte biri kadar olmalıdır. Post çapının etrafında en az 1mm dentin bulunmalıdır (51) . Lloyd ve Palik (50) tarafından yapılan bir sistematik derlemede, diş yapısını korumak, perforasyon riskini azaltmak ve post yapılan dişin kırılma dayanıklılığını artırmak için, post genişliği seçiminde konservatif, korumacı ve oransal yaklaşımlar önerilmiştir.

2.6.5 Postun Biçimsel Yapısı

Klasik endodonti kitapları gittikçe incelen postların kullanımını önermektedir. Bu görüşe göre; paralel yapıdaki bir post, kök kanal boşluğuna girdiğinde lateral duvarları zayıflatır ve kökte yatay kırık olasılığını artırır.

Konik (tapered) postlar, koronal bölgede stres artışına neden olurken, paralel postlar apikal bölgede stres artışına neden olurlar. Sonuç olarak, tutuculuğun sağlanması ve stresiz azaltılması için kullanılması gereken post tipi; kök kanalının duvarlarına iyi adapte olmuş, pasif uyum gösteren ve paralel kenarlı postlardır. Son zamanlarda yapılan tüm çalışmalar bu sonucu desteklemektedir (48) .

2.6.6 Post Yüzeyi

Post yüzeyinde simantasyon öncesinde yapılan hazırlıkların postun siman ve kök kanalına bağlantısını etkilediği gösterilmiştir . Düzgün yüzeyli postlar, en az stresi oluştururlar fakat tutuculukları da en az düzeydedir. Çentikli postların tutuculukları düzgün yüzeyli postlardan daha iyidir. Vidalı postlar ise en iyi tutuculuğu sağlar fakat kök dentininde en fazla stresi oluşturmaktadırlar (48,52) .

2.7 Postların Sınıflandırılması

Materyal teknolojisi ve üretimindeki gelişmeler kendisini post çeşitliliğinde de göstermiştir. Tedavi planlamasında vakaya uygun doğru post seçimi tedavinin başarısı için önemlidir. Renk, kalan sağlıklı diş yapısı, üst yapı restorasyon materyali, klinisyenin üründeki tecrübesi gibi faktörler post seçimini etkilemektedir.

Kök-kanal post sistemleri dişte en az kayıp oluşturan preparasyon aşamalarına sahip olmalıdır, çıkarılmış dentinin doğal yapı ve fonksiyonunu yerine koyabilmeli ve kök kanal dentinine sıkı bir şekilde bağlanabilmelidir (40) . Postları farklı ölçütlere göre sınıflandırmak mümkündür: (53)

2.7.1 Kor Yapılarına Göre

- Fabrikasyon olanlar,
- Döküm olanlar,
- Restoratif materyallerden (amalgam, kompozit vs.) oluşturulanlar olarak sınıflandırılır.

2.7.2 Döküm Şekillerine Göre

- Tamamı döküm olan: Direkt veya indirekt yöntemle hazırlananlar,
- Postu döküm, koru restoratif materyal olanlar,
- Postu prefabrike, koru döküm olanlar olarak sınıflandırılır.

2.7.3 Post Yapısında Kullanılan Materyale Göre

- a. Metal postlar (Ti, Au-Pt, Paslanmaz çelik, Pd-Pt-Cu, Cr-Ni, amalgam),
- b. Fiber postlar,
 - Karbon-kuartz fiber postlar
 - Kuartz fiber postlar
 - Karbon fiber postlar
 - Cam fiber postlar
- c. Seramik postlar
 - Zirkonyum esaslı seramikler
 - Cam seramikler
 - Alüminyum oksit ile güçlendirilmiş seramikler

2.8 Post Yapının Güncel Sınıflandırılması

2.8.1 Döküm Postlar

Konik ve dairesel kesite sahip olmayan kanallarda, çok dar kanal preparasyonu yapılabilen durumlarda, preparasyonu yapılan diş yapısı minimal olup rotasyonel kuvvetlere direnç göstermesi gereken durumlarda döküm postlar tercih edilmektedir. Döküm post korlar tek köklü dişlerin yanısıra çok köklü dişler için de hazırlanabilir (54,55) . Bu postlar endodontik tedavili dişler için yıllardır güvenle kullanılan tip III ve IV altın alaşımdan dökülen, elastisite modülü ve ısıl genleşme katsayısı mineye en yakın olan postlardır. Normal okluzal kuvvetler altında sıkışma kuvvetlerine dayanıklıdır. Diğer değersiz metal alaşımlar da dökümde kullanılabilir fakat sertlikleri sebebiyle kök kırığı oluşturma riskleri yüksektir. Aynı zamanda metal postların ister altın, ister değersiz alaşım olsun en büyük dezavantajı, tam seramik restorasyonlarla birlikte uygulandıklarında, estetiği olumsuz yönde etkilemeleridir.

2.8.1.1 Post Boşluğunun Hazırlanması

1.Kimyasal yöntem: Kloroform, okaliptus yağı, turpentin yağı gibi gutaperkayı yumuşatıcı çözücüler kullanılır. Ancak çözücünün kontrol edilememesi ve apikal tıkamayı etkileyerek mikrosızıntıya yol açması gibi risklerden dolayı kullanımı tercih edilmemektedir.

2.Termal yöntem: Sıcak endodontik *plugger*' lar kullanılır. Eğri kanallarda kullanımı oldukça zordur, ısılarının kontrol edilmesi güçtür.

3.Mekanik yöntem: Kullanılan yöntemler içinde en pratik ve etkili yöntemdir. Çeşitli kanal eğeleri ve frezler kullanılır. Mekanik yöntemde en çok kullanılan frezler *Gates glidden* ve *peaso reamer*' lardır. Peaso reamerlar altı ayrı çaptadır, uç kısımları keskin olmadığından kanalda en az direnç gösteren yolu takip ederler. Paralel duvarlar oluşturup hızlı bir şekilde uygulanabilmeleri avantajlarıdır. Kanalı aşırı genişletmesi ve kökte zayıflamaya sebep olması dezavantajlarıdır.

2.8.1.2 Döküm post-korların yapım teknikleri

Döküm metal post-korlar direkt ve indirekt yöntemle hazırlanabilirler. Tek köklü dişlerde direkt teknik, çok köklü dişlerde ise indirekt teknik tercih edilir. Direkt teknikte kanalın içi izole edilir, ölçü alımı işleminde kullanılan plastik post üzerine kimyasal olarak sertleşen rezin materyal (Duralay, Inlay Patern Resin, Reliance Dental MFG. CO. WORTH, ILL. 60482) sürülür. Lentülo yardımıyla kanalın içine de rezin gönderilir ve plastik post yerleştirilir. Kanalın tam ölçüsü alınıncaya kadar bu işleme devam edilir. Kanalın ölçüsü tamamlandıktan sonra kor kısmı da kimyasal olarak sertleşen rezin materyalle ağızda şekillendirilerek alınan ölçü işlemlerin tamamlanması için laboratuara gönderilir. İndirekt teknikte ise ölçüye destek olacak bir materyal (plastik ya da metal) kanal boyuna göre hazırlanır, materyal üzerinde ölçü maddesinin tutunabileceği tutucu yüzeyler oluşturulur ve üzerine adeziv sürülür. Elastomerik ölçü maddesi bir lentülo yardımıyla kanal içine gönderilir ve destek parça da ağızdayken tüm ağzın ölçüsü alınır. Laboratuvarda model elde edilir; plastik post, etrafına mum yığılarak kanala adapte edilir ve kor yapı da mumdan hazırlanarak döküm yapılır. Hastanın tekrar gelmesini gerektiren ek bir laboratuvar işlemi içermesi döküm postların dezavantajıdır.

2.8.1.3 Döküm Postların Avantajları

1. Döküm postların kök morfolojisiyle uyumu iyidir ve minimal perforasyon riski vardır (56-58) .
2. Post'un yerletirilmesi sırasında oluşan stresler, konik tasarım ve dolayısıyla simanın rahat dışarı çıkabilmesi sayesinde minimaldir.
3. Döküm postlar kanal duvarlarına iyi adapte olurlar. Oval yapıdaki kanallarda prefabrik post kullanılırsa post ile kanal duvarları arasında minimal kontak sağlanır ve geri kalan kısım simanla dolar. Bu durum hem post'un başarısızlığına hem de restorasyonun erken kaybına sebep olabilir (58) .
4. Korozyona dirençlidir.
5. Fabrikasyon postlardan daha az rijittir. Aşırı yükleri elastik deformasyonlar ile tolere edebilirler (57,59) .
6. Post ile kor arasında açılendirma yapılması gereken durumlarda prefabrike postların bükülme direnci uygun olmadığından döküm post sistemleri daha avantajlıdır (54,58) .

2.8.1.4 Döküm Postların Dezavantajları

1. Yapım tekniği ve laboratuvar aşamaları ile birden fazla seans gerektirdiği için zaman alıcıdır.
2. Metal döküm postlar uygulanırsa estetik problemler ortaya çıkabilir. Ayrıca metal post yapıların korozyon ürünleri, dental ve periodontal dokularda birikebilir.
3. Döküm postlar aynı uzunluktaki paralel kenarlı prefabrik postlardan daha az tutucudurlar (57) .

2.8.2 Prefabrik Postlar

Prefabrik post ve kor sistemleri, devital dişlerde restoratif işlemleri basitleştirmek ve hızlandırmak amacıyla geliştirilen ve farklı dizaynlarda imal edilip, her bir sistemin kendine özgü avantaj ve dezavantajları olan restoratif unsurlardır .

Tek bir sistem ve geleneksel bir uygulama olmadığı için birden fazla tekniğin ve farklı post sistemlerinin bilinmesi gerekir. Herbir post'un restoratif niteliği,

uygulama özellikleri ve çiğneme kuvvet dağılımı iyi bilinmelidir. Tekrarlayan endodontik tedaviler sonucu aşırı derecede genişlemiş kök kanalları olan dişlerde, kor yapısına destek sağlayabilecek vertikal yönde yeterli koronal diş dokusunun bulunmadığı durumlarda, dişeti sıvısının kontrol edilemediği, dişeti kenarında materyal toksisitesinin daha fazla önem taşıyabildiği durumlarda; özellikle altın alaşımlarının tercih edildiği olgularda, döküm post-kor yapıların kullanımı tavsiye edilmektedir. Materyal seçiminde her bir olgu bireysel olarak değerlendirilmelidir (47) .

Prefabrik post sistemlerinin geometrilerine uygun kanal preperasyon frezleri mevcuttur. Bu frezlerin kesinlikle fazla baskı yapılmadan, düşük devirle ve saat yönünde çalıştırılmaları gerekmektedir. Prefabrik post sistemleri pratik olmalarından dolayı günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır. Yivli olanlar fazla simanın kaçışına fırsat vererek hidrostatik basınç oluşmasını engeller. Prefabriğe postlar hem daha kısa sürede hazırlanabilirler, hem de daha ekonomiktirler.

Günümüzde kullanılan post materyalleri çeşitlilik göstermektedir. Paslanmaz çelik, titanyum ve titanyum alaşımları, altın kaplama pirinç, fiberle güçlendirilmiş polimerler ve seramik, prefabrik post materyalleri olarak kullanılmaktadır.

2.8.2.1 Prefabrik Postların Avantajları

1. Aynı seansta post ve kor materyali direkt olarak hasta ağzına yerleştirilir ve dişin preperasyonu yapıp ölçü alınabilir.
2. Maliyetleri döküm postların maliyetinden düşüktür ve uygulanması daha az zaman gerektirir.
3. Simantasyonları ve yerleştirilmeleri kolaydır.
4. Prefabrik postlar kırılma dayanımı açısından daha yüksek fiziksel özelliklere sahiptirler (57) .

2.8.2.2 Prefabrik Postların Dezavantajları

1. Kanalin morfolojisine tam uyum göstermezler.
2. Kanala uyumunu sağlamak için fazla preperasyon yapmak gerekebilir, dolayısıyla diş dokusu zayıflar.

3. Paralel kenarlı prefabrik postlar, kanalın sadece apikal yarısı ile uyum sağlar ve koronal kısımdaki konik kanal şekli ile uyumu yetersiz olabilir.
4. Prefabrik postlar yivli değilse veya girintili çıkıntılı değilse, silindirik şekilleri nedeniyle rotasyona direnç gösteremezler (57) .

Prefabrik postlar metal ve metal olmayan prefabrik postlar olarak ikiye ayrılır;

2.8.2.3 Metal Prefabrik Postlar

Metal prefabrik postlar kıymetsiz metal alaşımları kullanılarak elde edilmektedirler. Yaygın olarak kullanılmalarına rağmen belirgin dezavantajları vardır;

- Korozyona uğrayabilirler ve korozyon ürünleri periodontal dokularda renklenmeye sebep olabilir.
- Servikal bölgede gingivada gri renk yansımasına sebep olabilirler.
- Işık geçirgenliği özellikleri olmadığı için doğal diş yapısının optik özelliklerini karşılayamazlar.
- Aktif yivli metal prefabrik postlar kök kanalına vidalanırken oluşturdukları aşırı stresten dolayı kök çatlak ya da kırıklarına sebep olabilirler.
- Metal postun elastisite modülü ile dentinin elastisite modülünün farklı değerlerde olması nedeniyle dentin yüzeyinde eşit olmayan kuvvet dağılımı meydana gelmektedir ve stres alanları oluşmaktadır (19,52,60) .

2.8.2.4 Metal Olmayan Prefabrik Postlar

Doğal dişin optik özelliklerini yansıtan restoratif materyallerin gelişmesiyle birlikte metal olmayan postların da üretimi ve klinik kullanımı yaygınlaşmıştır. Metal olmayan prefabrik postları ikiye ayırabiliriz;

A- Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Postlar

1. Karbon fiberle güçlendirilmiş postlar,
2. Cam fiberle güçlendirilmiş postlar,
3. Kuartz fiberle güçlendirilmiş postlar,
4. Polietilen fiber postlar.

B- Seramik Postlar

1. Cam seramik postlar,
2. Aluminyum oksit esaslı postlar,
3. Zirkonyum esaslı postlar (61) .

A. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Postlar

Protetik olarak fiber, önce akriliklerin güçlendirilmesinde kullanılmış daha sonra kompozit rezinlere eklenmiştir. Fiberleri güçlendirmek için eklenebilecek materyaller:

1. Karbon: Postlar için en uygun olanlarıdır. Mekanik özellikleri en iyi olan fiber grubudur.
2. Aramid: Bu tür fiberler daha çok köprü restorasyonlarında kullanılır. Sarımtırak bir renge sahiptir.
3. Cam: Protezlerin kaidelerini güçlendirmek için en yaygın şekilde kullanılan fiber formudur. Cam fiberler birçok farklı formda bulunabilir. En yaygın olarak bulunan tipi % 50-60 oranında Silisyum dioksit (SiO_2) ve diğer oksitleri içeren formudur. Cam ve polietilen fiberler estetikler ancak nemli ortamda dayanıklılıkları azalır (62) .

Fiber postlar ilk kez 1990 yılında Duret tarafından uygulanmıştır. Fiziksel yapısı epoksi rezin olan bir polimer rezin matriksle kaplanmış karbon ve silika fiberlerden oluşurlar. Fiber çapları 7-10 mikrometre (μm)'dir ve sarmal, örgü ve uzunlamasına olmak üzere değişik şekillerde bulunurlar. Metal alerjisine ve korozyona neden olmazlar, biyolojik olarak uyumludurlar.

Fiber ile güçlendirilmiş postların elastisite modüllerinin dentine benzemesi (16-40 GPa) noktasından hareketle geliştirilmişlerdir. Laboratuvar çalışmaları, bu postların yüksek çekme direncine ve dentine benzer elastisite modülüne sahip

olduklarını göstermiştir. Fiber postlar, karbon fiberler dışında tam seramik kron ve köprü ile birlikte kullanıldıklarında tatmin edici estetik sonuçlar verirler. Karbon fiber postların renklerinin siyah olması, karbon-kuartz fiber postların ortaya çıkmasına sebep olmuştur. Karbon postun etrafı kuartzla kaplanmıştır. Karbon-kuartz fiberlerin renkleri opakdır. Bu aşamadan sonra materyalin geliştirilmesine devam edilmiş ve daha estetik olan kuartz fiber postlar üretilmiştir. Bu postların mekanik özellikleri karbon fiber postların mekanik özelliklerine yakındır. Kuartz fiberler, fiber postların en elastik ve estetik olanlarıdır (62,63) . Literatürde mevcut birçok çalışmada, fiberle güçlendirilmiş kompozit postların yükleme altındaki fiziksel davranışları değerlendirilmiştir. Bazı araştırmacılar ince postların kullanımı ile diş dokusunun korunabileceğini düşünerek daha rijit metal postların kullanımının uygun olacağını öne sürmüşlerdir (64) Başka bir kısım araştırmacı ise dentine yakın elastisite modülüne sahip fiber postların dentine iletilen stresleri azaltması ve kök kırığı riskini düşürmesi nedeniyle kullanımının daha uygun olacağını düşünmüşlerdir. Fiberle güçlendirilmiş postların çoğu dentine yakın mekanik özellikleri olması ve postla siman arasında kimyasal bağlanma olması savıyla satılmaktadır. Bu postlar üzerinde yapılan çalışmalar iki temel noktaya odaklanmıştır (39) :

- 1- Bu postların matriksi ile rezin simanlar arasında uzun süreli bir bağlantı sağlamak mümkün müdür?
- 2- Bu postlar kök kırığı riskini azaltmakta mıdır?

Chow ve ark (1993) dental polimerlerin güçlendirilmesi için ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen fiberlerin (UHMWPE) kullanımı üstünde yoğunlaşmışlardır. Vallittu tarafından yönetilen Turku'daki bir çalışma grubu ise cam fiberle güçlendirilen çok fonksiyonlu metakrilat monomerleri üstünde çalışmaktadır (65) .

Aramid (aromatik poliamid) fiberler genelde çelik yelek ve asbest gibi malzemelerin yapımında kullanılan ısıya dayanıklı fiberlerdir. Aramid fiberlerin de PMMA ve akrilik protez materyalinin bükülme dayanımını arttırdığı gösterilmiştir (66) . Ancak aramid fiberlerle güçlendirilmiş malzemenin kesilmesi, aşındırılması ve

cilalanması çok zor olduğu için bir dezavantaj oluşturmaktadır.

Cam fiber postlar karbon fiberlerin estetik problemlerini elimine eden diş rengine daha yakın renkte, beyaz veya translusent olan post sistemleri olarak klinik kullanımda yerini almıştır. Bu postlar aynı zamanda cam türevleri olan, silika fiber veya kuartz fiber olarak da adlandırılır (67) . Elastisite modülleri düşük olan bu postların mekanik özellikleri dentin dokusuna karbon fiberlere göre daha yakındır. Cam fiberle güçlendirilmiş post sistemlerinin bir rezin matriks içinde elastisite modülü etkilemeden postu güçlendirmek için tek yönlü uzanan cam fiberlerden meydana geldiğini rapor etmişlerdir. Fiber postların üretiminde genellikle matris olarak epoksi rezin kullanılmaktadır.

Cam fiberle güçlendirilmiş polimerler restoratif dişhekimliği, ortodonti, periodontoloji ve protetik diş tedavisi alanlarında kullanılmaktadır ve mekanik özellikleri iyileştirmekle kalmaz, estetik özellikler de taşırlar (63) .

İlk kez Braden ve arkadaşları tarafından kullanımı önerilen polietilen fiber, diş dokularına benzer rengi, yumuşak olması ve yüksek yorgunluk direnci gibi üstün özellikler gösteren bir materyal olarak bilinmektedir (68) . Ayrıca kırılmanmazlığı, erimeye karşı dirençli, hidrofobik ve biyouyumlu olması son yıllarda tercih edilen fiberler arasına girmesini sağlamıştır (69) . Polietilen fiberlerin, polimetil metakrilat (PMMA)'ların elastisite modülünü altı kat arttırdığını iddia etmişlerdir. Ancak polietilenin tüm bu üstün özelliklerine karşın rezin ile bağlantısı zayıftır. Çünkü polar grupları yoktur ve yüzey enerjisi düşüktür. Gutteridge, en uygun polietilen oranının %3 olduğunu, oran arttıkça fiberin monomerle yeterince ıslanmadığını iddia etmiştir (70) . Dişhekimliğinde kullanılan polietilen fiber malzemeler üretici firmalar tarafından genellikle örgü şerit şeklinde üretilir. Farklı firmalar tarafından üretilen polietilen örgü şeritlerden kullanımı en yaygın olan materyal Ribbond (Ribbond, Seattle; WA)' dur. Ribbond şerit, soğuk gaz plazma ile muamele edilmiş polietilen örgü fiber şerittir ve üretici firma bu malzemenin rezin korla birlikte post-kor yapımında kullanımını önermiştir.

Seramik Postlar

İlk olarak 1989'da Kwiatkowski ve Geller seramik postları klinikte kullanmıştır. 1995'te ise Pissis, tek parça seramikten yapılan post-korları

tanımlamıştır. Sandhaus ve Pasche prefabrike zirkonyum postlarla kompozit rezin korları, Ahmad ise 1998’de zirkonyum postları ve lösitle güçlendirilmiş korları beraber kullanmıştır. Seramik postları üç gruba ayırmak mümkündür:

- **Cam seramikler:** Bu sistemde dökülebilir cam seramikler kullanılmaktadır. Sistemin en yaygın örneği Dicor’dur. Özellikle lateral kuvvetler altında yeterli direnci gösterememeleri kullanımlarını kısıtlamıştır.

- **Aluminyum oksitle güçlendirilmiş seramikler:** Seramiğin aluminyum oksit ile güçlendirilmesiyle elde edilir. Ancak yapım aşamalarının uzun sürmesi ve teknik hassasiyet gerektirmesi en büyük dezavantajlarıdır.

- **Zirkonyum esaslı prefabrike postlar:** Günümüzde yaygın olarak kullanılan seramik post materyalidir. Zirkonyum postun ışık geçirgenliği mükemmeldir ve oldukça sert bir materyaldir. Zirkonyum esaslı tamamı seramik postlar biyolojik olarak uyumludur, radyoopaktır ve fiziksel özellikleri de çeliğe benzer. Diğer seramik postlara göre daha yüksek bükülme direncine ve kırılma dayanıklılığına sahiptirler. Bununla birlikte en büyük dezavantajları ise, metal postlardan daha düşük kırılma direncine sahip olmaları ve diş ile kor materyaline bağlanmasının daha zayıf olmasıdır. Bir diğer dezavantajları da, kırıldıklarında kökün içinde kalan parçasının çıkarılması oldukça güçtür (54) .

Seramiğin biyouyumluluğu ve kırılma dayanıklılığı yüksektir. Aynı zamanda estetik olarak tam seramik kronlarla birlikte kullanıldığında, tatminkar sonuçlara sahiptir (71) . Seramik postlar klinik ömür ve kırılma dayanıklılığı açısından döküm post ve korlarla karşılaştırılabilir sonuçlar göstermektedir (13) . Seramik post ile birlikte seramik ya da kompozit kor kullanımı önerilmektedir (72) . 1990’ların başlarında tanıtılan prefabrike zirkonyum postların (%94.9 Zirkonyum dioksit, %5.1 Yitrium oksit) bükülme direnci , metal ve karbon-fiber postları ile benzer veya biraz daha yüksektir (73) .

Zirkon antik çağlardan beri değerli taş olarak bilinir. Zirkonyum metalinin ismi ise Arapça ‘Zargon (altın renkli)’ kelimesinden gelir. Zargon Farsça kökenli bir kelimedir. Zar = Altın, Gun = Renk kelimelerinden oluşmuştur. Zirkonyum dioksidi (ZrO_2), 1789’da Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth bazı değerli taşları ısıtarak ve az bulunan toprak elementi oksitleri ile karıştırarak reaksiyon ürünü

olarak elde etmiştir (74) .

İlk zamanlarda zirkonyum metali; bombaların yapısında, flaşlarda ve nükleer sanayide kullanılmıştır. Zirkonyum (Zr) kimyasal bir elementtir. Atom numarası 40, atomik ağırlığı 91.22 g/mol'dur. Periyodik cetvelin 5. periyodunda 4b grubunda yer alan bir geçiş elementidir. Yoğunluğu 6.49g/cm³, erime ısısı 1852 °C, kaynama ısısı 3580 °C'dir. Altıgen kristal yapıya sahiptir ve grimsi renktedir (74) .

Oda koşullarında gümüşümsü beyaz renkli bir katı olup hiçbir zaman serbest metal olarak tek başına bulunmaz. Doğada saf halde bulunmayan zirkonyum; silikat oksit ile birlikte Zircon ($ZrO_2 + SiO_2$) denen mineral olarak veya serbest oksit olarak Baddeleyite (ZrO_2) minerali olarak bulunur . Zirkonyum silikatın diğer adı "zirkon", zirkonyum oksitin diğer adları "zirkonya, zirkonyum dioksit ve baddeleyit"tir. Materyalin diş hekimliğinde seramik biyomateryali olarak kullanılabilmesi için mineral içeriğindeki metal elementlerin ve doğal radyoaktif çekirdeklerin çeşitli işlemlerden geçirilerek saflaştırılması gerekmektedir (74) . Zirkonyumun biyomateryal olarak kullanımına 1960'lı yıllarda başlanmıştır. Tıpta ilk defa 1969 yılında ortopedide titanyum veya alüminyum oksit yerine, eklem başı protezleri için kullanımı önerilmiştir. Daha sonra yapılan invitro çalışmalarda ise ZrO_2 'in sitotoksik olmadığı görülmüştür (74-76) .

Saf zirkonyum monoklinik, tetragonal ve kübik fazlar arasında polimorfik bir faz değişimi gösterir. Kübik haldeki zirkonya stabildir, ancak aynı zamanda kırılımandır. Zirkonyum oda sıcaklığında monoklinik fazda bulunur; 1170°C'den sonra tetragonal fazda, 2370°C'de de kübik fazda bulunur (74) . Zirkonyuma Kalsiyum oksit (CaO), Magnezyum oksit (MgO) veya Yttriyum oksit (Y_2O_3) gibi sabitleyici ajanlar eklenerek bölümlü stabilize zirkonyum (PSZ-partially stabilized zirconium) olarak bilinen multifaz zirkonyum materyali oluşturulabilir. Bu materyalin major fazı kübik fazdır, minör fazlar olarak monoklinik ve tetragonal zirkonya da mevcuttur. Zirkonyuma yttrium oksit ilavesiyle hem bölümlü stabilize hem de yttriumla stabilize tetragonal zirkonyum polikristalin (Y-TZP-yttrium stabilized tetragonal zirconia polycrystal) elde edilebilir. Oda sıcaklığında tetragonal zirkonyum polikristalin elde etmek için zirkonyuma %2-3 mol Y_2O_3 eklenmesi gerekir. 1980'lerin sonunda Y-TZP ortopedide total kalça ameliyatlarında kullanılmıştır. Diş hekimliğindeki ilk uygulama hayvan deneylerinde oral implant

materyali olarak kullanılmasıyla başlamıştır (77) , daha sonra post materyali olarak tanıtılmıştır (78) .

Seramik postların avantajları şu şekilde sıralanabilir:

- Estetikler.
- Dentine ve rezin esaslı kompozitlere yeteri kadar iyi bağlanırlar.
- Radyoopaktırlar.
- Yapısal olarak dayanıklıdırlar.
- Biyouyumludurlar.
- Kompozit ve seramik korlarla uyumludurlar.

Zirkonyum oksit postların üzerine kor materyali üç farklı teknikte uygulanabilir:

1. Simantasyon tekniği
2. Konvansiyonel direkt kor yapım tekniği
3. Isı ile presleme tekniği

Bu tekniklerin yanında;

Zirkonyum oksit bloklardan CAD-CAM teknolojisi kullanılarak üretilen monoblok zirkonyum oksit post-kor'ların kullanılması önerilmiştir (14) . Post-kor uygulamasında kalan dentin dokusunun korunmasının ön planda tutulması kadar, yapılan post-kor'un kök kanalına uyumu ve adaptasyonu da önemlidir. CAD-CAM sisteminin tarama kısmında dişin her bölümünün detaylı olarak sisteme aktarılması ve dişin yapısına tam uyumlu restorasyon dizayn edilebilmesi bir avantajdır.

Simantasyon tekniğinde, içinde posta uyumlu boşluğu bulunan prefabrik ya da CAD/CAM (Bilgisayar Yardımıyla Tasarım/ Bilgisayar Yardımıyla Üretim) ile üretilmiş silindirik seramik halkalar posta simante edilerek kor yapısı şekillendirilir (14) .

Geleneksel direkt kor yapım tekniğinde, seramik postun üzerine kompozit rezin veya cam iyonmer restoratif materyalden yapılan kor, hasta ağzında aynı aşamada şekillendirilir. Kompozit rezinlerin diş dokusuna yüksek bağlanabilme

yetenekleri, üzerinde kolay çalışılabilmesi, mekanik özelliklerinin dentine benzemesi ve yapım safhalarının kolay kontrol edilebilmesi, endodontik tedavi geçirmiş dişlerde yaygın kullanımlarına olanak vermektedir (62,79) .

Kompozit korların en büyük dezavantajı polimerizasyon sırasında meydana gelen büzülme sonrasında oluşan mikro aralıklardır. Polimerizasyon büzülmesi 15 µm kadar aralanmalara yol açabilmektedir (80,81) . Ayrıca kompozit materyalden oluşturulan geniş ve hacimli bir kor yapı, kırılğan yapıdaki tam seramik kronu destekleyecek kadar rijit olmayabilir.

Isıyla presleme tekniğinde ise seramik post ve kor bir bütün haline getirilir. Böylece tamamen seramikten üretilmiş bir post-kor elde edilir. Presleme tekniği için Empress fırını ve buna uygun materyaller kullanılır.

Zirkonyum esash postların avantajları ve endikasyonları:

1. Aşırı kron harabiyeti olan anterior dişlerde kompozit materyallerin deformasyona karşı yetersiz direnci nedeniyle zirkonyum postlar yeterli direnci elde etmek için tercih edilirler.
2. Kompozit kor yapıya alternatif olarak zirkonyum postlar etrafında indirekt teknikle ısı ile preslenen doğal diş renginde seramik korlar şekillendirilebilir. Böylece kompozit kor yapının yüksek polimerizasyon büzülmesi, fonksiyonel deformasyona ve mikro sızıntıya neden olan yüksek ısıl genleşme katsayısı gibi dezavantajlarından kaçınılmış olunur.
3. Küçük zirkonyum oksit postlar diğer tekniklerin kullanımının uygun olmadığı dar kök kanallarında kullanılabilirler.
4. Isı ile presleme tekniği ile üniform tam seramik post ve kor restorasyonlar yapılabildiğinden avantajlıdır. Cam seramik ve zirkonyum seramik kombinasyonu ısıl genleşme katsayılarının benzer olması nedeniyle kullanılmaktadır (54) .

Zirkonyum esash postların dezavantajları ve kontrendikasyonları:

1. Zirkonyum oksit postların elastisite modülü (200 GPa) yüksek olduğu için brüksizmi olan hastalarda kullanımı uygun değildir.

2. Zirkonyum oksit postlarla restore edilen dişlerde meydana gelen kırılma sıklıkla restore edilemez.
3. Başarısızlık durumunda postların kök kanallarından çıkartılmaları güçtür (14,82,83) .

2.9. Tam Seramik Kronlar

Protetik dişhekimliği sabit restoratif uygulamalarında, yaygın olarak metal destekli seramik restorasyonlar kullanılmaktadır. Tek dişler için tam seramik restorasyonların tanıtılması, restoratif dişhekimliğinde estetik anlayışının ve kullanılan materyallerin değişiminin başlangıcı olarak kabul edilebilir. Metal destekli seramik restorasyonlar yaygın olarak kabul görseler de tam seramik kronlarla karşılaştırıldıklarında yetersiz estetik, sınırlı doku uyumu ve korozyona eğilim gibi bazı dezavantajlar taşırlar. Materyallerdeki hızlı gelişmeler nedeniyle, tam seramik restorasyonlar, posteriodaki çok üyeli restorasyon yapımında da tercih edilir hale gelmiştir.

Tam seramik restorasyonların dentin rengine benzer bir kor materyali üzerine hazırlanmaları daha estetik sonuçların elde edilmesini sağlar. Günümüzde birçok farklı metal desteksiz kron sistemi mevcuttur. McLean ve Hughes (84) 1965'te kristalin fazın kompozisyonunu değiştirip alüminyum kristalleri ekleyerek ilk güçlendirilmiş seramiği bulmuşlardır.

Tam seramik restorasyonlar üretim şekillerine göre şu şekilde sınıflandırılabilir:

- Dökülebilir seramikler,
- Refraktör day üzerinde elde edilen seramikler,
- CAD/CAM sistemleriyle elde edilen seramikler,
- Isı- basınçla presleme tekniği ile elde edilen seramikler.

2.10. Freze Teknolojisi

2.10.1 Freze Teknolojisinin tarihsel gelişimi

Frezeleme tekniğinde üretim, bilgisayar yardımı ile işleme sistemi (dijital) ve analog işleme sistemi olarak ikiye ayrılabilir. **Analog sistemlerde** üretimden önce dental restorasyonun bir kopyasının freze işlemi için hazırlanması gerekir. **Dijital sistemlerde** (CAD-CAM) ise üç boyutlu verilerin toplanması, bilgisayar ortamında dizayn edilmesi ve freze üretim aşamaları büyük oranda otomatik olarak yapılır (85)

Analog sistemleri arasında 1991'de piyasaya sürülen ve en çok bilinen Celay (Mikrona Technologie, Spreitenbach, Switzerland) sistemidir. Bu sistemler frezeleme ile kopyalama esasına göre çalışır. Preperasyondan sonra alınan ölçüden model elde edilir, restorasyonun kopyası mum veya rezinden model üzerinde hazırlandıktan sonra kopyalama cihazına sabitlenir ve elle taranır. Tarama işlemi sırasında frezeleme cihazına hareketler eş zamanlı olarak verilir ve seramik bloğa şekil verilir (85) .

ZrO₂ seramiklerin kullanıma girmesi ile birlikte CAD/CAM teknolojisi de gelişmeye başlamıştır. CAD/CAM, yani bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim teknolojinin birçok alanında kullanılan bir üretim şeklidir. İlk kez 1977'de ABD'de Bruce Altschuler tarafından optik okuyucular ile ağız içi dokuların bilgisayarda görüntülenebilmesi sağlanmıştır. Restoratif diş hekimliğine girişi ise ancak 1980'lerde başlamış, 1984'de Francois Duret, Duret sistemini geliştirmiş ve bir üyeli restorasyonları üretmiştir. Üretimi ve uygulanabilirliği ile ilk dental CAD/CAM uygulaması 1985 yılında CEREC 1 sistemi İsviçre'de Mörmann ve Brandestini tarafından tanıtılmıştır (86) .

Günümüzde CAD/CAM sistemleri inley, onlay, post-kor, laminate veneer, kron ve köprü sistemleri, hareketli bölümlü protezlerin iskelet yapıları, implant destekli protezlerde dayanak, kron-köprü ve hibrit protez alt yapı tasarımlarında ve üretimlerinde kullanılmaktadır (14,85,87) .

Dental CAD/CAM sistemlerinin avantajları:

- Geleneksel ölçü alma yöntemleri ortadan kalkmış ve bekleme süresi kısalmıştır.
- Daha iyi restorasyonların daha kısa sürede bitirilmesi sağlanmıştır.

- Tek seansta restorasyonlar bitirilebildiği için hem hastalar hem de hekimler için zaman kaybı olmamaktadır. Bazı vakalar için geçici kron hazırlama zorunluluğu ortadan kalkmıştır.
- Hata yapma oranı azalmış ve indirekt restorasyonlardan kaynaklanabilecek muhtemel çapraz kontaminasyonların önüne geçilmiştir (88) .

Dental CAD/CAM sistemlerinin dezavantajları:

- Birçok yeni sisteme rağmen üretim maliyeti hala fazladır.
- Monokromatik blokların kullanılması ile beklenen estetik bazen karşılanamamaktadır.
- Ekipmanların kullanılması için deneyimli elemanlara gerek duyulmaktadır.
- Derin subgingival marjinlere sahip olan dişlerin bilgisayar ortamına aktarılması zor olmakta ve iyi bir retraksiyonun yapılması zorunlu hale gelmektedir (88) .

Diş hekimliğinde CAD/CAM ile bir restorasyonun üretimi 3 şekilde gerçekleştirilebilir. Birincisi *chairside* (hasta başında) üretimdir. Bu üretim şeklinde sistemin ağız içi kamerası mevcuttur. Sadece CEREC sistemi bu şekilde üretim olanağı sağlamaktadır. İkincisi laboratuvarda üretimdir. Dişhekimi ölçüyü laboratuvara gönderir, CAD/CAM işleminin basamakları laboratuvarda gerçekleşir. Üçüncüsü de laboratuvar dışında ayrı bir üretim merkezinde işlemin tamamlanmasıdır. Restorasyonun görüntülenmesi üretim merkezine bağlı bir laboratuvarda gerçekleşir, elde edilen görüntü internet yardımıyla restorasyonun üretileceği merkeze gönderilir. Bu üretim sisteminin amacı laboratuvarda sadece görüntüleme cihazının bulunması sayesinde maliyetin azaltılmış olmasıdır (89) .

2.10.1 CAD/CAM Kısımları

Tüm CAD/CAM sistemleri 3 kısım içerir (98):

- a. Tarayıcı (*Scanner*): Tarama aşaması, bilginin bilgisayara aktarılmasını sağlayan, konvansiyonel sistemde ölçüyle eşleştirilebilecek bir aşamadır.

- b. Yazılım (*Software*): Bilgisayara aktarılan bilginin işlenmesini protetik bir restorasyona dönüştürülmesini sağlayan yazılımdır.
- c. Üretim Cihazları (*Hardware*): Tasarım yapıldıktan sonra, onu somut protetik bir restorasyona dönüştüren tornalama ünitesidir.

CAD/CAM sistemlerinde temel farklılıklar tarayıcı üniteleri arasında görülmektedir. Bu ünitelerde yazılıma altyapıların tanıtılması için; lazer okuyucu, optik tarayıcı ya da mekanik yöntemle, kimyasal olarak sertleşen rezinin tanıtılması yöntemleri kullanılır.

CAD/CAM sistemleri içerisinde Lava, Cercon, DC Zirkon, Denzir, Celay, Cerec, Everest, Zeno Tec ve Zirkonzahn Sistemi sayılabilir.

2.10.2 Lava Sistem

Lava sistem; optik tarayıcı (Lava Scan), bilgisayar destekli freze makinesi (CAM, Lava Form), sinterizasyon için bir fırın (Lava Therm) ve CAD/CAM yazılımından oluşmaktadır. Bu sistemde genel olarak %3 mol yitriumla kısmi olarak sinterize edilen ZrO₂ seramik bloklar kullanılır. İşleme optik tarayıcı ile ölçüden elde edilen modelden yüzeye temas etmeden taranarak başlanır. CAD desteği ile üç boyutlu olarak bilgisayara aktarılır ve teknisyenin mum modelasyon yapmasına gerek kalmadan altyapı elde edilir. İkinci sinterizasyonda %20-25 büzülme göstereceği için bu oranlarda büyütülmüş altyapılar hazırlanır. Sinterlenmiş altyapılar veneer seramiği (Lava Ceram) ile kaplanmaktadır.

2.10.3 Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative

Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative bloklar rezin ve seramik materyallerinin fiziksel ve estetik özelliklerini içeren nanoseramik rezin bloklar olarak tanıtılmışlardır. İçeriğinde 20 nm çapında silika nanomerler ve 4-11 nm çapında zirkonya nanomerler bulunmaktadır. Blokların üretim aşamasında silan bağlantısının kullanılmasıyla rezin matris ve nanomer yapı arasında kimyasal bağlantı oluşturulur. Bu kimyasal bağlantı sonucu oluşan nanopartikül demetleri 0.6 - 10 mikrometre boyutundadır. Resin matrix içerisinde yüksek oranda gömülü olarak bulunan bu seramik nanopartikül yapı materyale mükemmel kırılma ve aşınma

dayanıklılığı sağlamaktadır. Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative içerisindeki nanomer ve nanopartikül seramik demetleri oranı %80 oranındadır. Üretim sırasında bloklar saatler süren ısısal işleme maruz bırakılmaktadır. Yarı sinterize seramik blokların aksine tam sinterize nanoseramik bloklar ekstra ısısal işlem gerektirmemesi yönüyle de avantaj sağlamaktadır.

Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative'in avantajları

- Fabrikasyon sırasında ısısal işlemler tamamlandığından, restorasyon üretilmesi sırasında ekstra ısısal işleme gerek duymazlar.
- Nanomer yapılarından dolayı yüksek aşınma ve kırılma dayanıklılığı gösterirler.
- Nanomer içeriği materyalin kolay mekanik polisajına izin verir ve polisaj retansiyonu cam seramiklerle benzerlik gösterirken kompozitten yüksektir.
- Yüksek reziliens özelliği ve dentine benzerlik gösteren elastisite modülü sayesinde çiğneme sırasında dişe iletilen kuvvetleri dişe beraber absorbe edebilir.
- Işıklı polimerize olan kompozitler kullanılarak tamir veya ilave işlemine olanak vermesi klinisyen için avantajdır.
- Floresans özelliğinin dişe benzerliği estetik alanlarda kullanımını avantajlı hale getirmektedir.

2.11 Isı-basınç Tekniği ile Elde Edilen Seramik Restorasyonlar:

Bu sistemde kullanılan seramikler IPS Empress 1, IPS Empress 2 ve IPS e.max Press'tir. IPS Empress 1 lösitle güçlendirilmiş cam seramiktir. Kırılma dayanıklılığı düşük olduğundan, tek kronlarda kullanımı uygundur. IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) lityum disilikat cam seramiktir (SiO₂-Li₂O). IPS Empress 2'nin kırılma dayanıklılığı IPS Empress 1'den daha yüksektir. Ön segmentteki üç üyeli köprülerin yapımında kullanılabilir. IPS e.max Press 2005 yılında tanıtılan ve IPS Empress 2'den daha yüksek kırılma dayanıklılığına ve daha üstün estetik özelliklere sahip bir materyaldir. Bu sistemde istenilen renkteki cam seramik ingot, 920°C de eritilir mum atımının ardından basınç ve vakum altında

presleme tekniği ile istenilen kalıba dökülür. Bu materyallere ek olarak zirkonyum postlarla birlikte kullanılması için IPS Empress Cosmo materyali 1997 yılında Ivoclar firması tarafından kullanıma sunulmuştur.

2.12 Post Kor Restorasyonların Simantasyonu

Post-kor restorasyonların simantasyonunda, siman materyalinin doğru seçilmesi sızıntıyı önlemek, tutuculuğu ve direnci sağlamak için önemlidir. Seramik restorasyonların başarısı ise, doğru seçilen yapıştırıcı siman ve simantasyon tekniği ile bütünleşmektedir (54) .

2.12.1 İdeal bir Siman Materyalinde Bulunması Gereken Özellikler

- 1- Toksik olmamalı, pulpa ve diğer dokuları irrite etmemeli,
- 2- Tükürük ve ağız sıvılarında çözünmemeli,
- 3- Yeterli fiziksel direnç ve dayanıklılığa sahip olmalı,
- 4- Yeterli sıkışma direncine, çekme direncine ve adezyona sahip olmalı,
- 5- Mine, dentin, metal alaşımlar, porselen ve akrilik rezin gibi materyallerle bağlantısı iyi olmalı,
- 6- Estetik restorasyonların simantasyonunda simanın rengi diş yapısına benzer olmalı,
- 7- Uygun film tabakası ve vizkositeye sahip olmalı,
- 8- Pulpayı diğer restoratif materyallerin zararlı etkilerinden korumalı,
- 9- Metal restorasyonlar altındaki galvanik akım etkisini minimum düzeye indirmeli,
- 10- Yeterli çalışma süresi olmalıdır (90) .

Simantasyon diş ve post arasındaki tutuculuk, stres dağılımı ve sızıntının önlenmesinde en önemli faktördür. Simanlar adeziv ve adeziv olmayan simanlar olmak üzere ikiye ayrılır. Çinko fosfat, polikarboksilat ve cam iyonmer simanlar adeziv olmayan simanlardır bunlar mekanik tutuculuk sağlarlar. Bu simanların elastisite modüllerinin dentininkinden düşük olması bir dezavantajdır. Resin simanlar ve resin modifiye cam iyonmer simanlar adeziv simanlardır (54,91) . Dental rezinlerin sertleşme işlemi, serbest radikal ilaveli polimerizasyonla

olmaktadır ve bu işlem ojenol (2-metoksi-4-allofenol) gibi fenolik bileşiklerle engellenir. Pek çok endodontik kanal dolgu maddesi ojenol içerir ve kök kanalının basınç altında tıkanması, ojenolün kök dentin tübüllerine ve lateral kanallara itilmesine sebep olur. Bu durumda rezin simantasyon başarısızlıkla sonuçlanabilir.

Diş yapılarına rezin simanın tutunması, mine ve dentinin asitle pürüzlendirilmesi ve dentin adezivi kullanılmasıyla artar. Monomerin demineralize dentin dokusuna nüfuz ederek polimerize olmasıyla hibrit tabakasının oluşumunun yanısıra mikromekanik tutuculuk sağlanmış olur. Bu hibrit tabakasının kalınlığı 2-5 μ 'dur. Hibrid tabakada uzunlukları 10-20 μ m olan rezin taglar oluşur ve demineralize dentin için mikromekanik tutuculuk sağlar (92) . Rezin saçakların (tag) oluşumu kökün koronal kısmında daha fazladır(93) . Birçok in vitro çalışmada gösterilmiştir ki adeziv olarak simante edilen pürüzsüz yüzeyle postların, çinko fosfatla simante edilenlere göre kırılma dayanıklılığı çok daha yüksektir. Fiber postlar kullanıldığında mutlaka adeziv sistemle simante edilmelidir; çünkü fiber postların dezavantajı üç nokta bükülme (*three point bending*) testinde dayanıksız çıkmasına sebep olan su emilimidir, bu durum adeziv simantasyonla engellenmeye çalışılır.

Simanların, plastik deformasyon ve mikrosızıntı potansiyeli, su abzorbsiyonu, sertleşme karakteristiği, sıkışma direnci, elastisite modülü, uygulama ve bağlantı özelliklerinin postun başarısı üzerinde rol oynadığı yapılan araştırma sonucu tespit edilmiştir (54) .

3. GEREÇ ve YÖNTEM

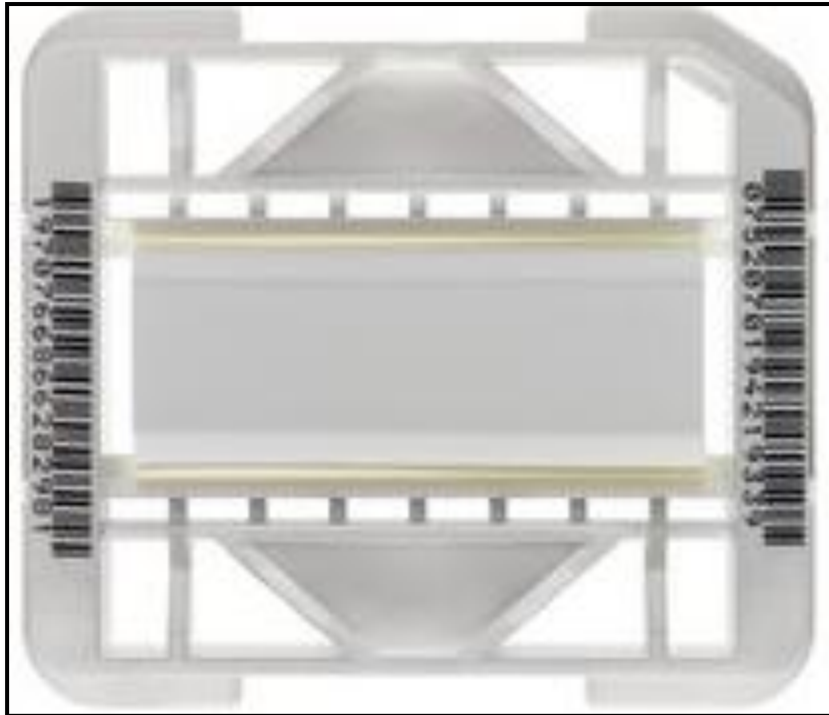
3.1. Çalışma Gruplarının Belirlenmesi

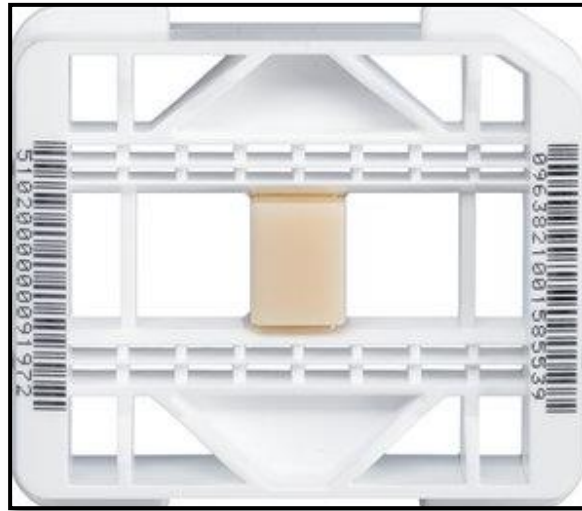
Bu çalışma günümüzde yaygın olarak kullanılan fiber ve zirkonyum oksit post-kor sistemlerini ve bunlara alternatif olarak Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative bloklardan üretilen monoblok post-kor'ları kırılma dayanıklılığı açısından in-vitro olarak değerlendirmek amacıyla planlandı. Değerlendirilecek olan post-kor sistemleri sıklıkla estetik bölgelerde aşırı kron harabiyetine uğramış dişlere yapılması planlanan tam seramik restorasyonların altında kullanılan sistemlerdir. Bu durum göz önüne alınarak çalışmada periodontal nedenlerle çekimi yapılmış maksiller santral kesici dişler kullanıldı. Örneklerin standardizasyonunun sağlanması için kök boyu 13-14 mm olan santral kesici dişler çalışmaya dahil edildi. Çatlak ya da fraktür hattına sahip, kron – kök aksı çakışmayan, çürük ya da travma sonucu oluşan kron harabiyetine sahip dişler çalışmaya dahil edilmedi. Çekim sonrası dişlere, diş üzerinde bulunan artık dokuların temizlenmesi amacıyla detertraj ve ultrasonik temizleme işlemleri uygulandı. Deney süresince dişler salin solüsyonunda bekletilmiştir. Çalışmada, her bir grup rastgele seçilmiş 10 dişten oluşacak şekilde 4 grup oluşturuldu (Tablo 3.1).

Test 1 grubu dişten alınan ölçünün Lava Scan optik tarayıcı ile bilgisayara aktarılması ve dijital model üzerinde monoblok post-kor tasarımı yapılmasını içermektedir. Tasarımı yapılan post-kor'lar Lava™ zirkonyum oksit bloklardan (Şekil 3.1) Lava Form freze cihazında yontularak üretildi. Test 2 grubunda dişlere Test 1 grubunda yapılan işlemler uygulanmış fakat monoblok post-kor'ların üretilmesi için 3M™ ESPE™ Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative bloklar kullanıldı (Şekil 3.2). Test 3 grubunda prefabrike zirkonyum postların(CosmoPost; Ivoclar, Schaan, Liechtenstein)(Şekil 3.3) üzerine IPS Empress Cosmo Ingot (Şekil 3.4) materyalinden kor yapılarak monoblok post-kor yapısı oluşturuldu. Test 4 grubunda RelyX™ fiber postlar (Şekil 3.5) dişlere simante edilmiş daha sonra direkt teknikle 3M ESPE Filtek Z350 Kompozit (Şekil 3.6) uygulanarak, kor yapısı oluşturuldu.

Tablo 3.1 Test Gruplarının Dağılımı

Test Grupları	n	Post Yapısı	Kor Yapısı
Test Grubu 1	10	Yontulmuş Lava™ Zirkonyum Oksit Post	Yontulmuş Lava™ Zirkonyum Oksit Kor
Test Grubu 2	10	Yontulmuş Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative Post	Yontulmuş Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative Kor
Test Grubu 3	10	Prefabrik Zirkonyum Oksit Cosmo Post	Isı-Basınçla Preslenmiş IPS Empress Cosmo Kor
Test Grubu 4	10	Prefabrik Fiber Post	Kompozit Kor

**Şekil 3.1** Lava™ Zirkonyum Oksit Blok



Şekil 3.2 Lava™ Ultimate Restorative Blok



Şekil 3.3 CosmoPost Seti



Şekil 3.4 IPS Empress Cosmo Ingot



Şekil 3.5 RelyX™ Fiber Post Seti

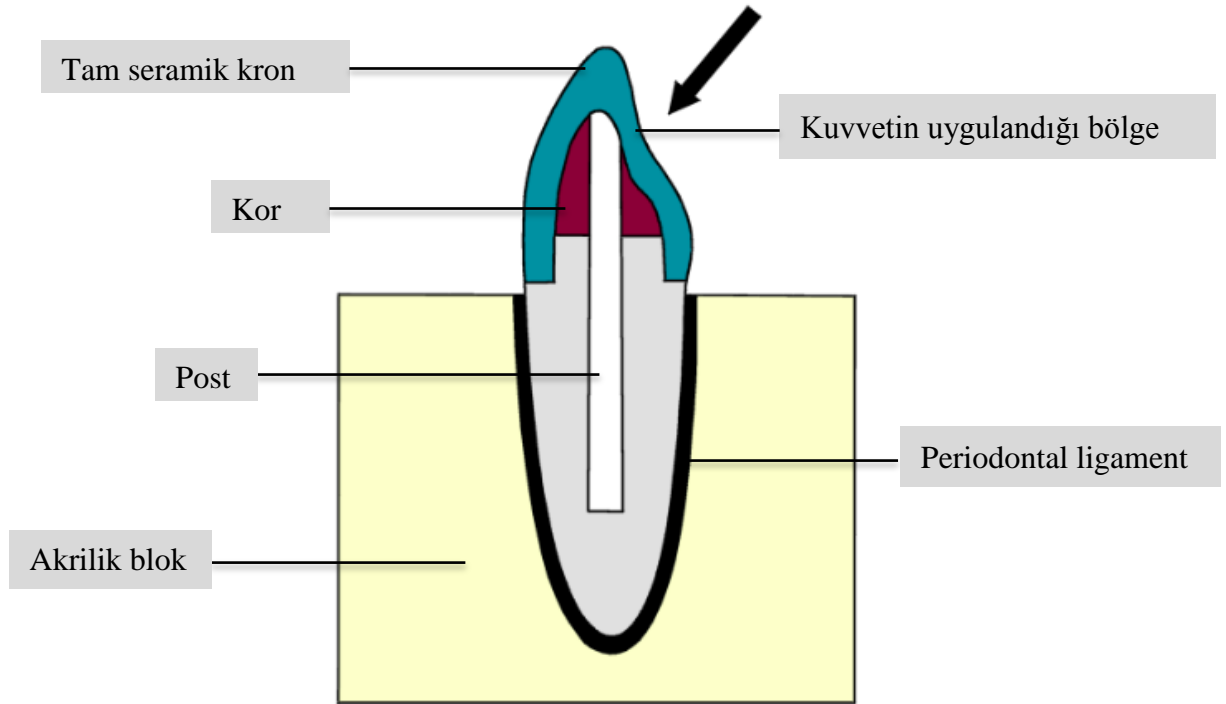


Şekil 3.6 3M ESPE Filtek Z350 Kompozit

a. Çalışma Tasarımı

Dişlerin kron kısımları mine-sement sınırının 2 mm insizalinden, elmas separe ile su soğutması altında köklerinden ayrıldı. 1 mm kalınlığında elmas frezle (Diatech, Coltane/Whaledent AG 9450 Altstatten/Switzerland) dişler prepare edilerek 1 mm genişliğinde *shoulder* basamak oluşturuldu. Biyolojik aralığı oluşturmak, periodontal ataçmanı taklit etmek amacıyla diş köklerinin etrafı mumla (Dipping Wax, Bego Wilhelm-Herbst-Straße 1 D-28359 Bremen, Germany) kaplandı.

Dişler mum ile kaplanmış kök kısımları tamamen içinde kalacak şekilde 2x2x2 cm boyutlarında agar agar ölçü materyali kullanılarak oluşturulmuş kalıplara gömüldü. Akrilik modeller oluşturulurken şeffaf akrilik rezin (Vertex, Vertex Dental B.V P.O Box 10 3700 Zeist The Netherlands) kullanılmış, dişler uzun eksenlerine paralel olacak şekilde gömüldü (Şekil 3.7).



Şekil 3.7 Çalışma Örneklerinin Şematik Çizimi

Akrilik modeller oluşturulduktan sonra dişler çıkarılarak sıcak su ve buhar ile akrilik modeldeki mum uzaklaştırıldı. Bunun sonucunda diş ile akrilik model arasında oluşan boşluğa polivinil siloksan light body (Elite HD+ Light Body Normal Setting, Zhermack, 45021 Badia Polesine(Rovigo)-Italy) enjekte edilerek periodontal ligament aralığı oluşturuldu.

Dekorasyon işlemi sonucunda 15 mm uzunluğu olan dişlere kök kanal tedavisi uygulandı. Kök boyundan 1 mm kısa olacak şekilde çalışma boyu belirlendi. 15 #K file apikal foramene ulaşacak şekilde yerleştirilerek kök kanal boyları tekrar ölçüldü ve kanal boyları onaylandı. Kök kanallarının preperasyonu Protaper (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) nikel titanyum döner eğe sistemi ile # F5'e kadar yapıldı. Preperasyon sırasında kök kanal kayganlaştırıcısı olarak Rc-Prep (Primer Dental Products, Tulsa, UK) kullanıldı.

Kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında her eğe arasında kök kanalları 2 ml %2,5'lik sodyum hipoklorit (NaOCl) ile irrigate edildi. Smear tabakası bir dakika boyunca % 17 etilen diamin tetraasetik asit (EDTA) ve ardından 2 ml %2,5 NaOCl

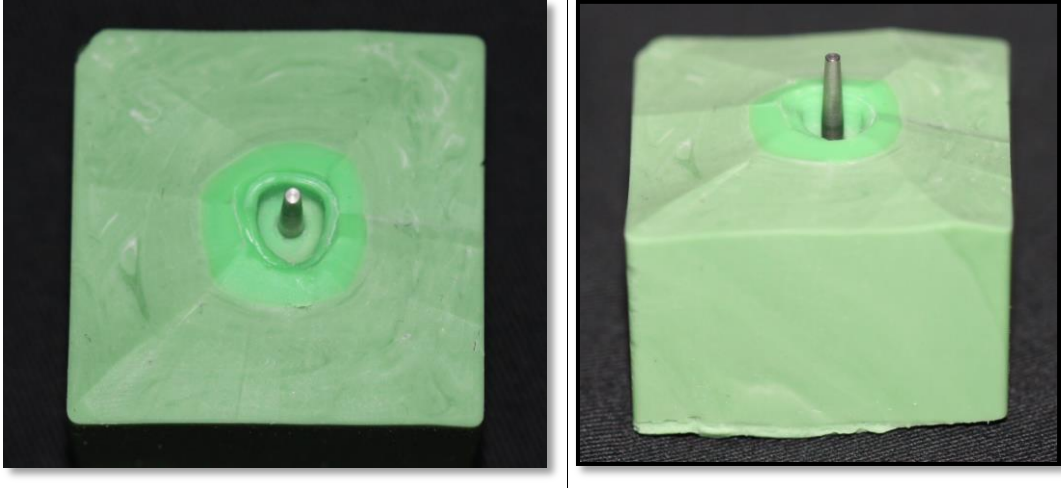
ile yıkanarak kaldırıldı. Kanallar son olarak 2 ml salin solüsyonu ile yıkandı ve #50 0.02 mm çapında kağıt konilerle kurulandı.

Tüm kanallar tek kon tekniği ile AH Plus Jet (Dentsply, Dentsply DeTrey GmbH 78467 Konstanz, Germany) kök kanal dolgu patı ve F4 Protaper gutta-perkaları ile dolduruldu. Koronal kısımda kalan gutta-perka ısıtılmış bir el aleti yardımıyla giriş kavitesinin 2 mm apikalinden kesilerek uzaklaştırıldı. Bu boşluk geçici dolgu materyali ile kapatıldı ve örnekler kanal dolgusunun tam olarak sertleşmesi için bir hafta % 100 nemli ortamda bekletildi.

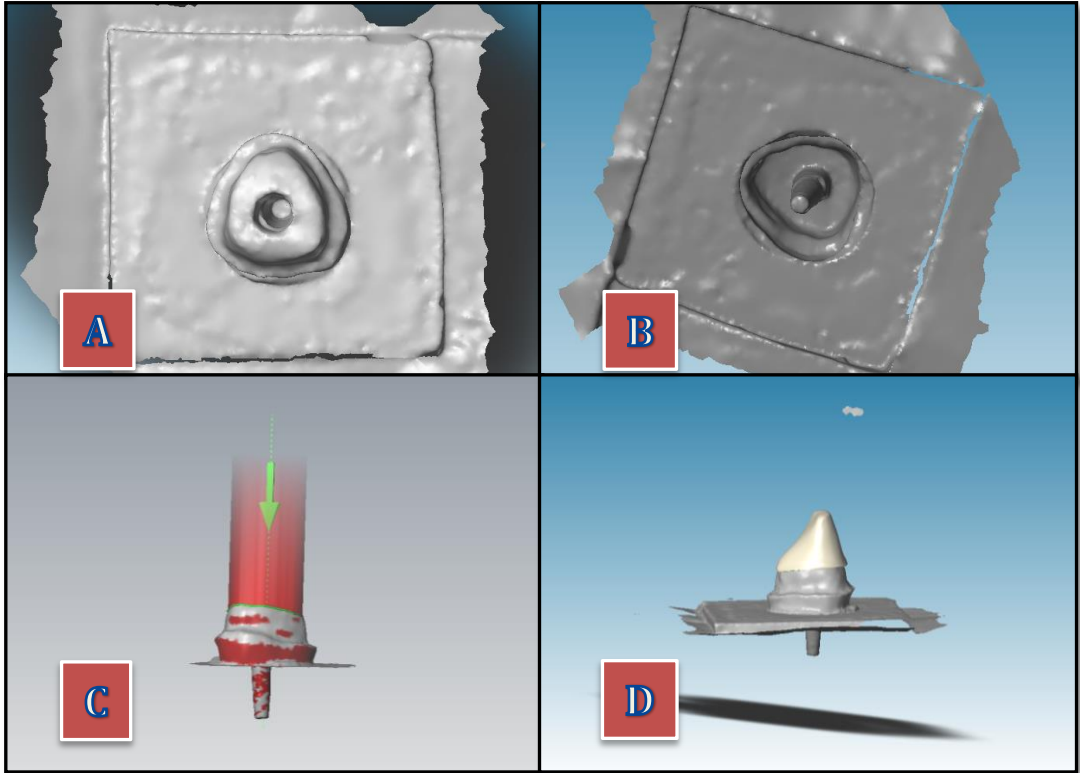
Kök kanal dolgusu tamamlanan dişlerin koronal kısmındaki geçici dolgu maddesi çıkarıldıktan sonra, dişin kök kanal preparasyonu aşamasına geçildi. Kanal dolgusunun çıkarılması için dişlerde önce *peaso reamer* setindeki 1 ve 2 nolu frezler kullanıldı. Bütün gruplardaki kanal preparasyonlarının standardizasyonunun sağlanması için prefabrik Cosmopost setindeki 1.4 mm çapındaki frezle kök kanal preparasyonu tamamlandı. Kök kanal preparasyonu sonucunda 1.4 mm çapında 8 mm derinliğinde post-kor preparasyonları oluşturuldu.

3.2.1 Test Grubu 1

Bu gruptaki örneklerden prefabrik Cosmopost setindeki 1.4 mm çapındaki metal ölçü postu ile polivinil siloksan ölçü maddesi (Elite HD+Putty Soft ve Light Body Normal Setting, Zhermack 45021 Badia Polesine(Rovigo)-Italy) kullanılarak ölçü alındı (Şekil 3.8). Ölçüler TiO₂ ile pudralanarak , optik tarama Lava Scan cihazı ile yapıldı. Dijital ortamda elde edilen modeller üzerinde kök kanal boşluğuna uygun post-kor yapısı, kor kısmı serviko-insizal olarak 4 mm olacak şekilde tasarlandı (Şekil 3.9, Şekil 3.10). Tasarımı tamamlanan örnekler LavaTM zirkonyum oksit bloklardan üretildi. Bütün örneklerin üretilmesi tamamlandıktan sonra sinterizasyon işlemi için örnekler Lava Therm fırınında 1500°C de 7 saat süren sinterleme işlemine maruz bırakıldı. Sinterizasyon sonrası örneklerin tesviye ve uyumlama işlemleri yapıldıktan sonra simantasyonları gerçekleştirildi (Şekil 3.11).

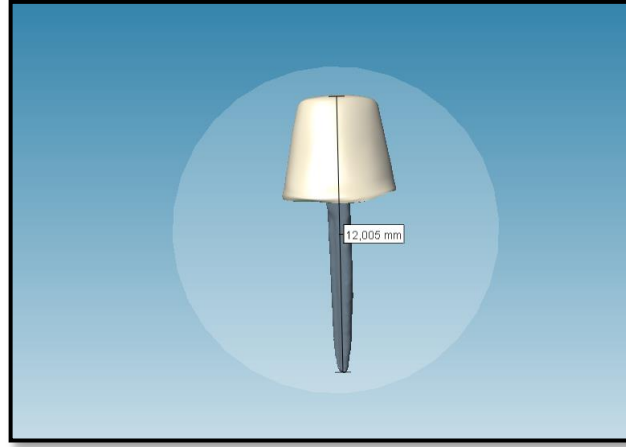


Şekil 3.8 Akrilik Örneklerden Metal Ölçü Postu ile Alınan Polivinilsiloksan Ölçü

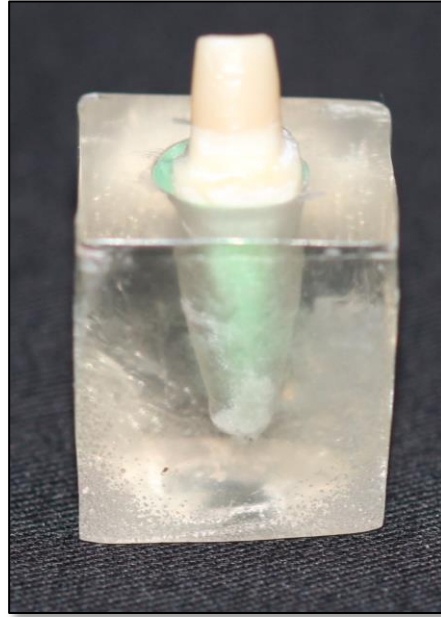


Şekil 3.9 Test 1 Grubu örneğinin bilgisayar ortamında tasarım aşamaları

- Optik tarama sonrası modelin bilgisayara aktarılması (korondan görünüm)
- Optik tarama sonrası modelin bilgisayara aktarılması (apikalden görünüm)
- Marjin hatlarının bilgisayar ortamında belirlenmesi sonrasında post-kor restorasyonunun giriş yolunun belirlenmesi
- Post-kor restorasyonunun bilgisayar ortamında tasarlanması



Şekil 3.10 Test 1 Grubu örneğinin bilgisayar ortamında tasarlanması

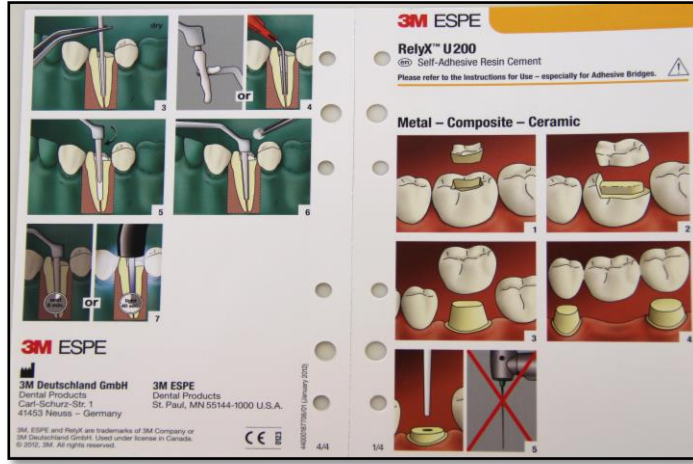


Şekil 3.11 Test 1 Grubu örneğinin simantasyonu sonrası

Test 1 Grubu için post-kor restorasyonlarının simantasyon işlemi;

Üretilen zirkonyum oksit post-kor'lar 125 μm 'lik Al_2O_3 tozu (S-UAustral, Schuler Dental, D-7900 ULM Eberhard-Finckh-Str.39,Germany) ile pürüzlendirildi. Kök kanal boşluğu yıkanıp 55 no'lu kağıt konilerle (Sure-endo, Sure Dent Corporation, Gyeonggi- do, Korea) kurutuldu. Self adhesive rezin siman (RelyXTM

U200, 3M-ESPE, Seefeld, Germany) üretici firmanın önerileri doğrultusunda post etrafına uygulandı (Şekil 3.12) ve post-kor restorasyonu kök kanalına yerleştirildi. Halojen ışık kaynağı (Hilux, Benlioğlu Dental, Ankara, Turkey) ile polimerizasyon işlemi gerçekleştirildi.

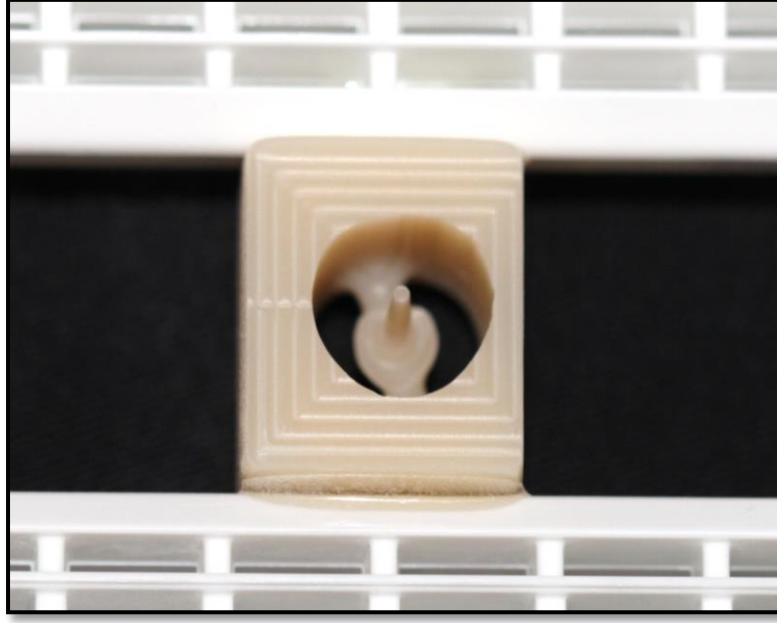


Şekil 3.12 Restorasyon simantasyonu için bilgilendirme broşürü

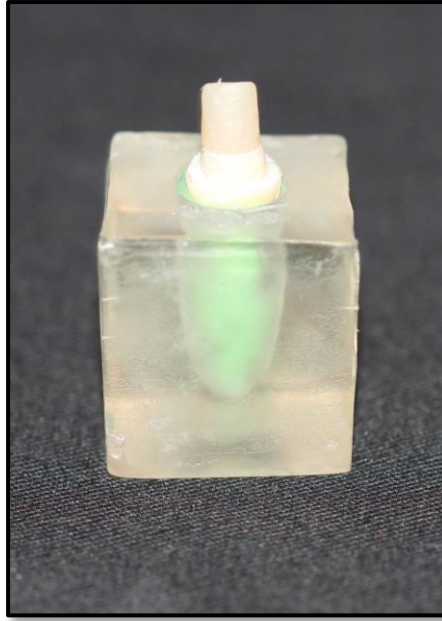
3.2.2 Test Grubu 2

Test 2 grubunun, ölçü, optik tarama ve dijital tasarım aşamaları Test 1 Grubu ile aynı şekilde uygulandı. Standardizasyon açısından post uzunluğu 8 mm ve kor uzunluğu 4 mm olan post-kor tasarımı, bu grupta Lava™ Ultimate CAD/CAM Restoratif bloklardan (Şekil 3.13) üretildi. Blokların fabrikasyonu sırasında tam sinterizasyon işlemi gerçekleştirilmesi nedeniyle Lava™ Ultimate CAD/CAM Restoratif bloklardan üretilen post-kor'lar için ekstra sinterizasyon işlemine gerek duyulmadı. Tesviye ve uyumlama işlemi tamamlanan örnekler simantasyona hazır hale getirildi.

Cam seramik yapısında olmalarından dolayı örneklerin post kısımlarına 30 saniye (sn) hidroflorik asit (HF) asit uygulanıp ve 20 sn hava su spreyi ile yıkandı. Daha sonra silan ajanı 10 sn uygulanarak 5 sn hava su spreyi ile kurutuldu. Kök kanal boşluğu yıkanıp 55 no'lu kağıt konilerle (Sure-endo, Sure Dent Corporation, Gyeonggi-do, Korea) kurutuldu. Örneklerin yüzey işlemleri tamamlandıktan sonra self adhesive rezin siman (RelyX™ U200, 3M-ESPE, Seefeld, Germany) ile simantasyon işlemi gerçekleştirildi (Şekil 3.14).



Şekil 3.13 Lava™ Ultimate Restorative bloktan post-kor'un yontulması

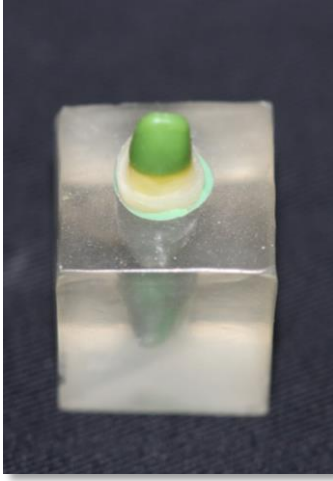


Şekil 3.14 Lava™ Restorative post-kor'un simantasyonu sonrası

3.2.3 Test Grubu 3

Bu gruptaki dişlere 1.4 mm çapında cosmopostlar yerleştirildi. Serviko-insizal boyutu 6 mm olacak şekilde kor yapı mum modelasyonu (Finess All-Ceramic Inlay Wax, Ceramco, Burlington, UK) yapılmıştır (Şekil 3.15).

Modelasyonu tamamlanan post-kor restorasyonu tijlenerek revetmana alındı (IPS Empress Investment, Ivoclar) (Şekil 3.16). Presleme işlemi IPS Empress Cosmo ingottan 5 bar basınç altında 900 °C de mum atımı ve ilk ısıtma işlemleri sonrasında gerçekleştirildi . Presleme sonrası revetman uzaklaştırılması işlemi yapıldı(Şekil 3.17). Tesviye işlemi sonrasında örnekler simantasyona hazır hale getirildi.



Şekil 3.15 Kor modelasyonunun görüntüsü



Şekil 3.16 Manşete alınmadan önce modelasyonların tijlenmesi



Şekil 3.17 Presleme işlemi sonrası revetmanın uzaklaştırılması

Üretilen cosmopost-ips empress kor yapısının post kısmı 125 μ 'luk Al₂O₃ (S-UAustral, Schuler Dental, D-7900 ULM Eberhard-Finckh-Str.39,Germany) tozu ile pürüzlendirildi. Kök kanal boşluğu yıkanıp 55 no'lu kağıt konilerle (Sure-endo, Sure Dent Corporation, Gyeonggi- do, Korea) kurutuldu. Cam seramik yapıda olan kor kısma ise 30 sn HF asit uygulanıp ve 20 sn hava su spreyi ile yıkandı. Daha sonra silan ajanı 10 sn uygulanarak 5 sn hava su spreyi ile kurutulmuştur. Yüzey işlemleri tamamlandıktan sonra self adhesive rezin siman (RelyX™ U200, 3M-ESPE, Seefeld, Germany) üretici firmanın önerileri doğrultusunda post etrafına uygulanmış ve post-kor restorasyonu kök kanalına yerleştirildi. Halojen ışık kaynağı (Hilux, Benlioğlu Dental, Ankara, Turkey) ile polimerizasyon işlemi gerçekleştirildi (Şekil 3.18).

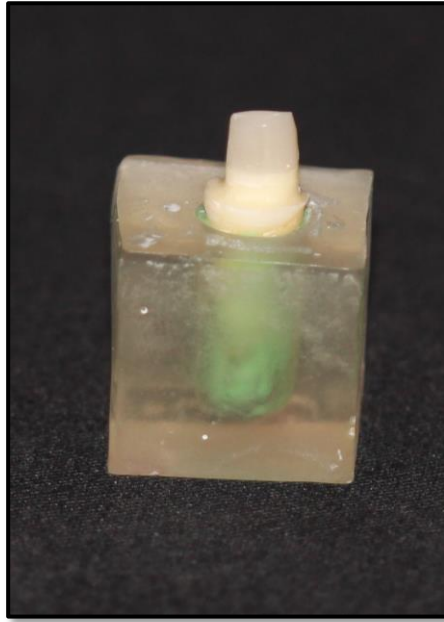


Şekil 3.18 Cosmopost – IPS Empress Cosmo Kor simantasyonu sonrası

3.2.4 Test Grubu 4

Test 4 grubunda dişlere klinik kullanımı yaygın olan fiber post ve konvansiyonel kompozit kor sistemi uygulandı. Dişlere RelyX Fiber Postlar (3M ESPE Dental Products, UK) , self adhesive rezin siman (RelyX™ U200, 3M-ESPE, Seefeld, Germany) ile simante edildi. Simantasyon sonrası serviko-insizal olarak 4 mm boyutunda kor yapı Filtek Supreme Ultra Universal Restorative (3M ESPE

Dental Products, UK) kullanılarak oluşturuldu (Şekil 3.19).

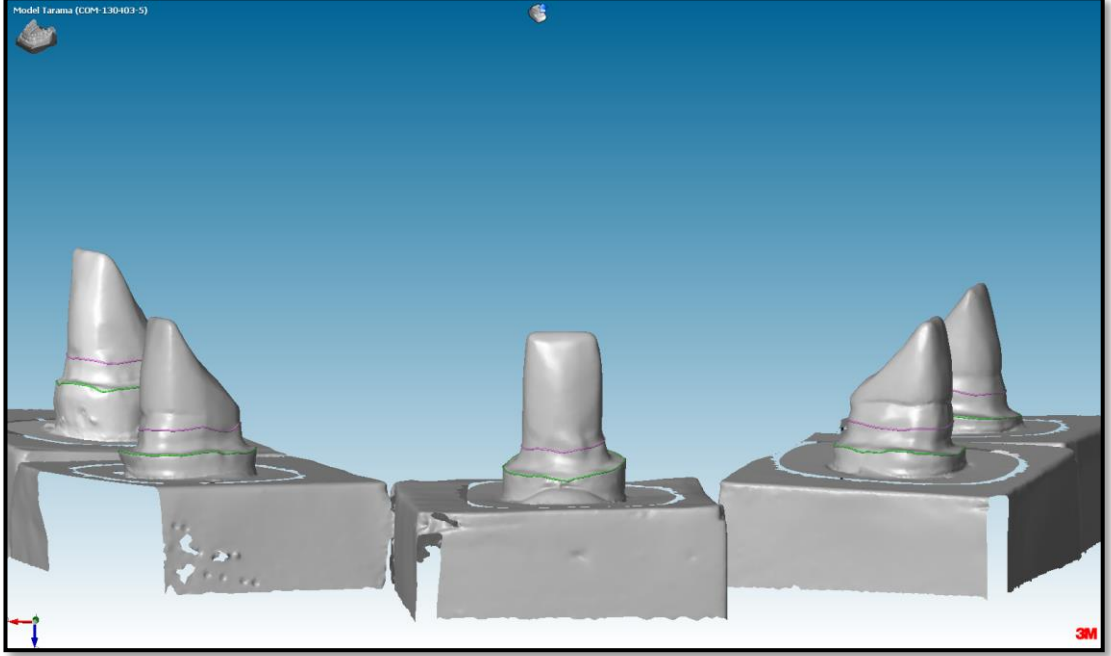


Şekil 3.19 Fiber post ve kompozit kor

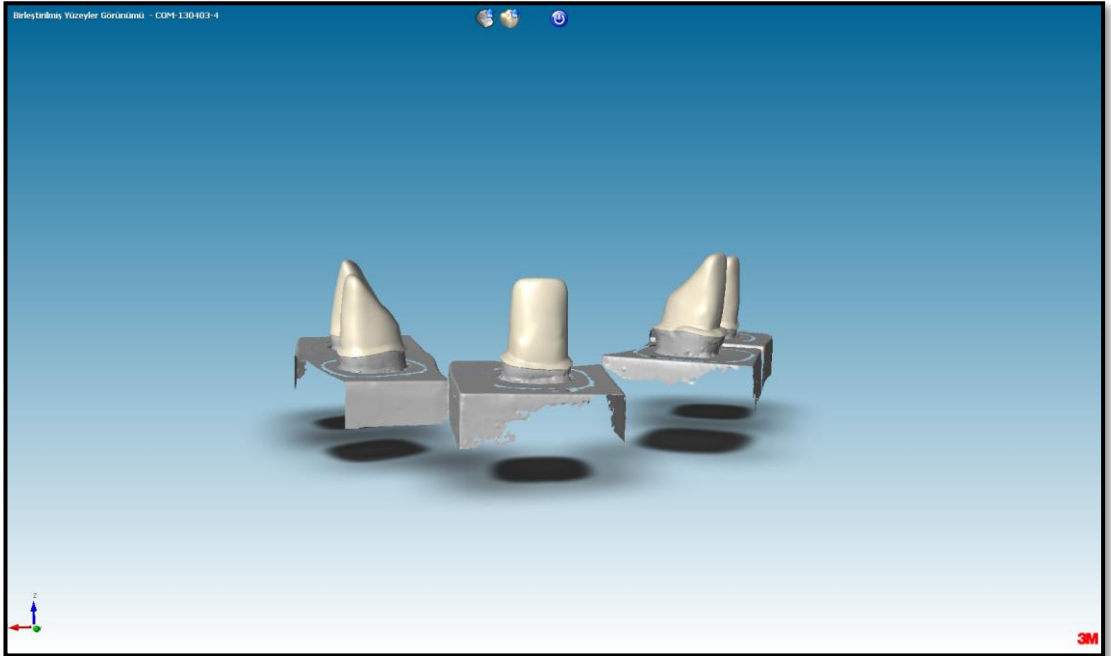
Bütün test gruplarındaki örneklerin hazırlanması ve simantasyonu tamamlandıktan sonra Lava Scan cihazı ile beşerli gruplar halinde tekrar optik tarama işlemi gerçekleştirilerek post-kor yerleştirilmiş örnekler bilgisayar ortamına aktarıldı (Şekil 3.20). Dijital ortamda örneklerin üzerine koping tasarımı yapıldı. Koping için kalınlık her bölge 0.5 mm olacak şekilde tasarım yapıldı (Şekil 3.21). Kopingler Lava™ zirkonyum oksit bloklardan üretildi. Sinterizasyon işlemi için örnekler Lava Therm fırınında 1500°C de 7 saat süren sinterleme işlemine maruz bırakıldı. Daha sonra tesviye işlemi yapılan örnekler simantasyona hazır hale getirildi.

Hazırlanan kopingler 125 µm'lik Al₂O₃ (S-UAustral, Schuler Dental, D-7900 ULM Eberhard-Finckh-Str.39,Germany) tozu ile pürüzlendirildi. Test 2 ve Test 3 gurubunda kor yapısı cam seramik yapıda olduğundan örneklerin kor kısımlarına 30 sn HF asit uygulanıp ve 20 sn hava su spreyi ile yıkandı. Daha sonra silan ajanı 10 sn uygulanarak 5 sn hava su spreyi ile kurutuldu. Koping ve kor yapılarına gerekli yüzey işlemleri uygulandıktan sonra self adhesive rezin siman (RelyX™ U200, 3M-

ESPE, Seefeld, Germany) ile kopinglerin simantasyonu yapıldı (Şekil 3.22, 3.23, 3.24, 3.25).



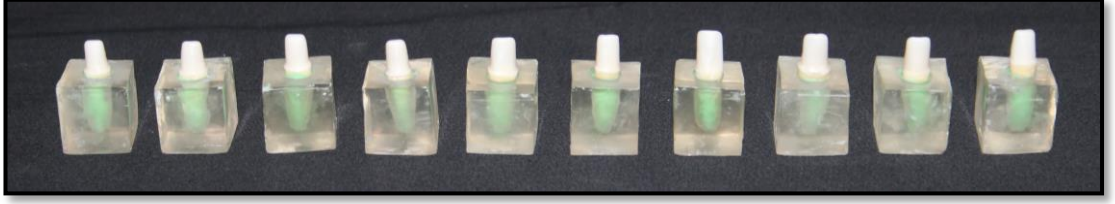
Şekil 3.20 Simantasyon sonrası örneklerin optik tarama görüntüsü



Şekil 3.21 Bilgisayar ortamında koping tasarımları



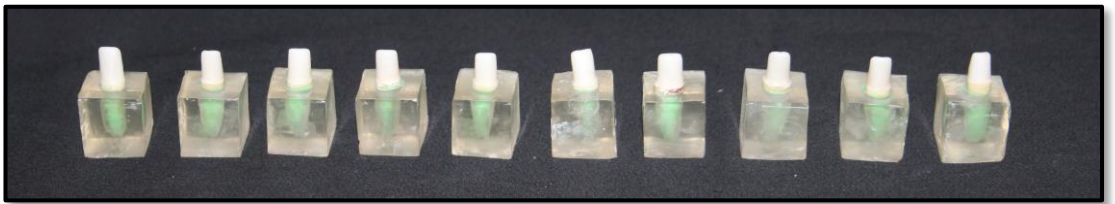
Şekil 3.22 Lava™ Zirkonyum Oksit Post-Kor Örneği (Grup 1)



Şekil 3.23 Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative Post-Kor Örneği (Grup 2)

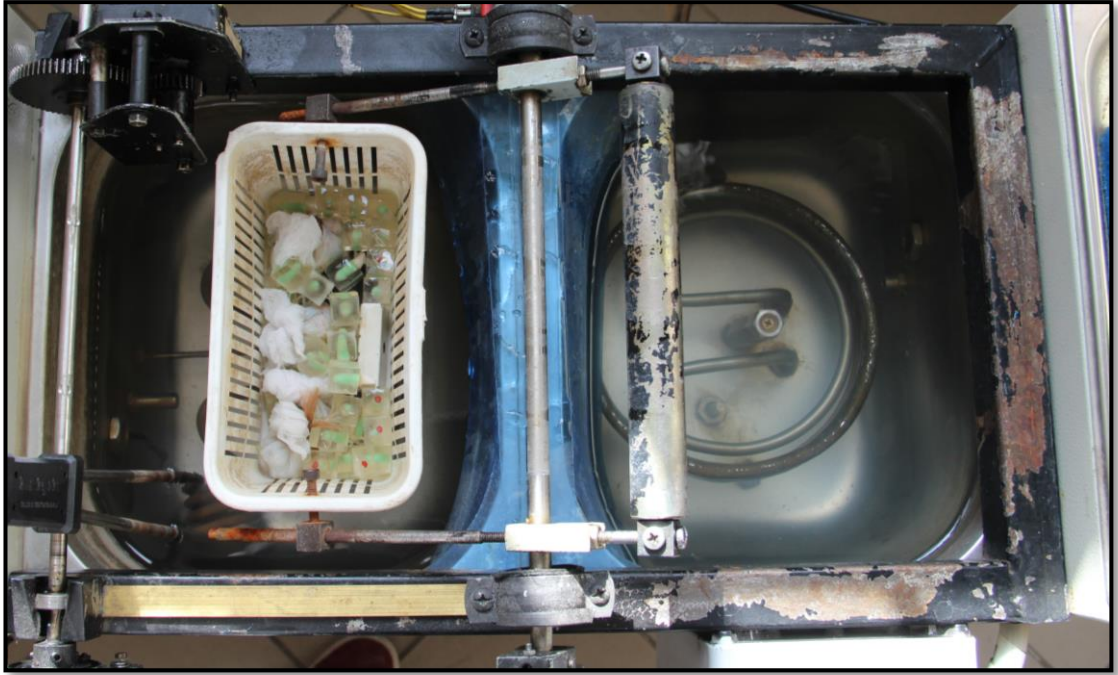


Şekil 3.24 Prefabrik Cosmo Post – IPS Empress Kor Örneği (Grup 3)



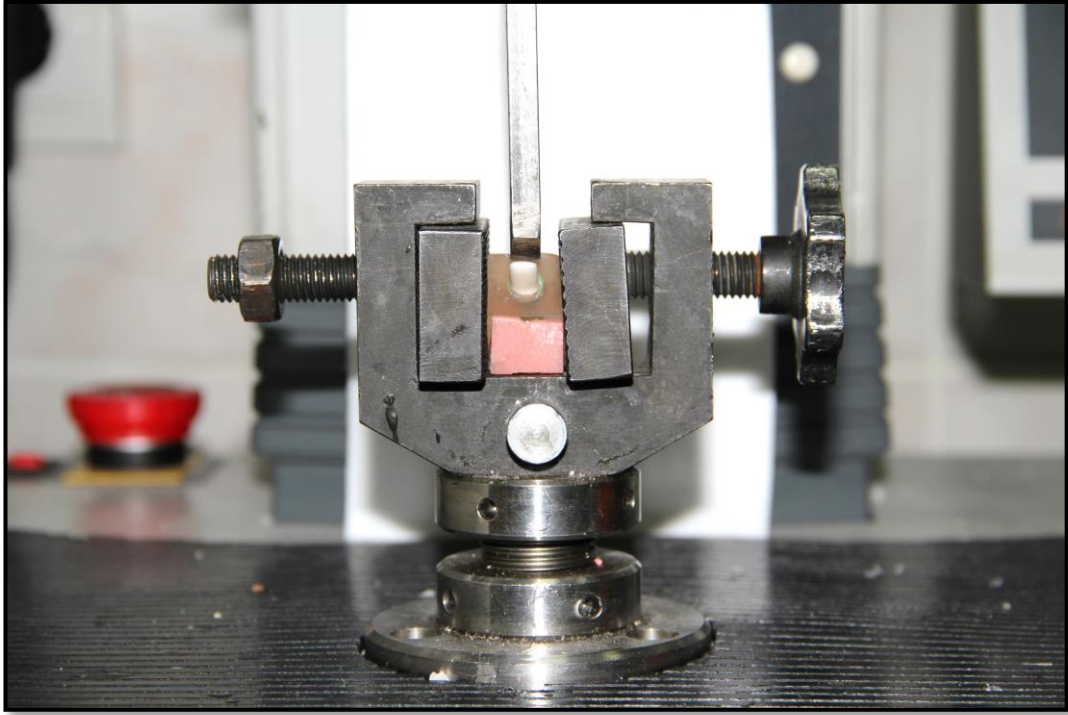
Şekil 3.25 Prefabrik Fiber Post – Kompozit Kor Örneği (Grup 4)

Bu aşamadan sonra örneklere Ankara Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Geliştirme (ARGE) Laboratuvarında 20 sn 5°C’de, 20 sn 55°C’de tutularak ve döngüler arasında 20 sn olacak şekilde, ağızdaki beş yıllık hizmet süresine karşılık gelmesi için 6000 defa ısısızal döngü (*Thermocycling*) (Water Bath, Nüve Sanayi Malzemeleri İmalat ve Ticaret A.Ş, Ankara, Türkiye) uygulandı (Şekil 3.26).



Şekil 3.26 Isısızal döngü cihazı

Yaşlandırma işlemleri yapılan örnekler bir hafta boyunca distile suda bekletildi. Daha sonra örnekler Ankara Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi ARGE Laboratuvarında uzun eksenlerine 45° açılı düzeneğe yerleştirildi. Universal test cihazında (Lloyd LRX, Lloyd Instruments, Fareham, UK) 1mm/dak başlık hızıyla kuvvet uygulanarak kırılma dayanıklılığı ölçüldü. Örneklere kuvvet palatal bölgeden, insizal bölgenin 2 mm apikalinde olacak şekilde uygulandı (Şekil 3.27). Universal test cihazı ile kuvvet uygulanan örneklerde başarısızlığın görüldüğü anda alınan maksimum kuvvetler kaydedildi.



Şekil 3.27 Universal test cihazına yerleştirilmiş örnek

3.3 İstatistiksel Yöntem

Dayanıklılık testi sonunda ortaya çıkan verilerin analizi SPSS (Statistical Package for Social Science) 11.5 paket programında yapıldı. Sürekli değişkenlerin dağılımının normale yakın olup olmadığı Shapiro Wilk testi ile varyansların homojenliği ise Levene testi ile araştırıldı. Kırılma dayanıklılığı için tanımlayıcı istatistikler ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum biçiminde gösterildi. Gruplar arasında ortalama kırılma dayanımı yönünden farkın önemliliği Tek Yönlü Varyans Analizi (One-Way ANOVA) ile değerlendirildi. Tek yönlü varyans analizi sonucunun önemli bulunması halinde post hoc Tukey HSD testi kullanılarak farka neden olan durumlar tespit edildi. $p < 0,05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

Universal test cihazında (Lloyd LRX, Lloyd Instruments, Fareham, UK) 1mm/dak başlık hızıyla kuvvet uygulanarak kırılma dayanıklılığı ölçülen test gruplarından alınan kırılma dayanıklılığı ile ilgili bulgular bu bölümde belirtilmiştir.

Tablo 4.1’de test gruplarına ait, statik yükleme sonucunda ortaya çıkan ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum kuvvet değerleri belirtilmiştir.

Tablo 4.1 Gruplara Göre Kırılma Dayanımlarına İlişkin Tanımlayıcı İstatistikler

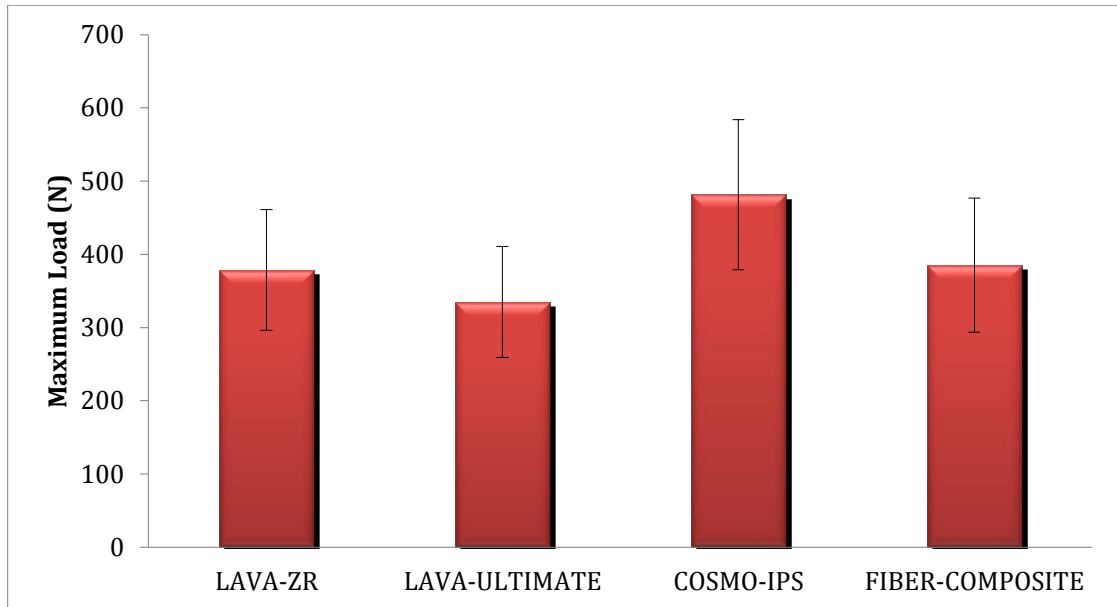
Gruplar	n	Ortalama (Newton)	Std.Sapma (Newton)	Minimum (Newton)	Maksimum (Newton)
LAVA ZR	10	378,74	82,44	249,21	483,83
LAVA ULTIMATE	10	334,93	75,87	150,20	396,57
COSMO-IPS	10	481,49	102,36	276,65	620,43
FIBER-COMPOSITE	10	385,43	91,64	224,76	543,09
Toplam	40	395,15	100,93	150,20	620,43

Tablo 4.1’de tek yönlü varyans analizine (One-Way ANOVA) göre gruplar arasında ortalama kırılma dayanıklılığı yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($F=4,855$ ve $p=0,006$). Farka neden olan durumları tespit etmek amacıyla post hoc Tukey HSD testiyle yapılan değerlendirmeye göre LAVA-ZR grubu ile sırasıyla; LAVA ULTIMATE, COSMO-IPS ve FIBER-COMPOSITE grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı ($p=0,689$; $p=0,063$ ve $p=0,998$). LAVA ULTIMATE grubunun ise ortalama kırılma dayanıklılığının COSMO-IPS grubuna göre düşük olduğu, istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0,004$). LAVA ULTIMATE grubu ile FIBER-COMPOSITE grubu arasında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p=0,585$). Benzer şekilde, COSMO-IPS grubu ile FIBER-COMPOSITE arasında da istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p=0,091$). Tablo 4.2’de gruplar arasında yapılan çoklu karşılaştırmalara ait ayrıntılar verilmiştir.

Tablo 4.2 Çoklu Karşılaştırma Sonuçları

Çoklu Karşılaştırmalar	Ortalama Fark	Standart Hata	p değeri	%95 Güven Aralığı	
				Alt Sınır	Üst Sınır
LAVA ZR – LAVA ULTIMATE	43,80	39,64	0,689	-62,96	150,56
LAVA ZR – COSMO IPS	-102,75	39,64	0,063	-209,51	4,01
LAVA ZR – FIBER COMPOSITE	-6,69	39,64	0,998	-113,45	100,07
LAVA ULTIMATE – COSMO IPS	-146,56	39,64	0,004	-253,31	-39,80
LAVA ULTIMATE – FIBER COMPOSITE	-50,49	39,64	0,585	-157,25	56,27
COSMO IPS – FIBER COMPOSITE	96,06	39,64	0,091	-10,70	202,82

Şekil 3.28 da Gruplara ait dayanıklılık testi bulguları grafiksel olarak ifade edilmiştir. Kırılma dayanıklılığı açısından maksimum değerler COSMO-IPS grubuna ait örneklerde ölçülmüştür.

**Şekil 3.28** Gruplara göre kırılma dayanıklılığı karşılaştırması

Bu çalışmada uygulanan statik yükleme sonucu gruplara ait örneklerde görülen başarısızlık tipleri farklılık göstermiştir. Lava Zr grubunda (Grup 1) örneklerin 5 tanesinde kök kırığı, 3 örnekte kök ve post kırığı görülürken 2 örnekte koping ve kor kırığı görülmüştür. Lava Ultimate grubunda (Grup 2) örneklerin 3 tanesinde kök kırığı, 4 örnekte kök ve post kırığı görülürken 3 örnekte koping ve kor kırığı görülmüştür. Cosmo - IPS grubunda (Grup 3) örneklerin 6 tanesinde kök kırığı, 2 örnekte kök ve post kırığı görülürken 2 örnekte koping ve kor kırığı görülmüştür. Fiber - Composite grubunda (Grup 4) örneklerin 4 tanesinde kök kırığı, 2 örnekte kök ve post kırığı görülürken 4 örnekte koping ve kor kırığı görülmüştür (Tablo 4.3)

Tablo 4.3 Gruplara göre başarısızlık tipi dağılımı

Gruplar	Kök Kırığı	Kök ve Post Kırığı	Koping ve Kor Kırığı
LAVA ZR	5	3	2
LAVA ULTIMATE	3	4	3
COSMO - IPS	6	2	2
FIBER - COMPOSITE	4	2	4

5. TARTIŞMA

Kullanılacak post-kor sistemi seçilirken çeşitli kriterler değerlendirilmelidir. Kalan diş dokusu miktarı, dişin morfolojisi, estetik ve fonksiyonel ihtiyaçlar, dişin arktaki pozisyonu, periodontal durum bu kriterlerden öne çıkanlardır. İdeal post-kor sistemi ekonomik olmalı ve klinik uygulama aşamaları kolay olmalıdır (14) . Rutin klinik uygulamada estetik post materyali olarak klinisyenlerin öncelikli tercihi fiberle güçlendirilmiş postlar ve direkt yöntemle kompozit kor yapısının oluşturulmasıdır.

Post-kor'larla ilgili çalışmalar gerek *in vitro* gerekse *in vivo* olarak yapılabilir. *In vivo* çalışmalar klinik değeri oldukça yüksek ve yapılması güç çalışmalardır. *In vivo* çalışmalar genellikle, *in vitro* çalışmalarla kanıtlanmış sonuçların geçerliliğinin tespit edilmesi amacıyla yapılırlar. *In vivo* çalışmalarda en büyük sorun; hastaların ve dişlerin standardize edilememesi ve çalışmanın hastaya bağlı olarak yürütülmesidir. *In vitro* testlerde birçok faktör sonucu etkilemektedir. Restoratif materyaller, dişler, kullanılan test yöntemleri ve aletler *in vitro* çalışmaların birbiri ile karşılaştırılmasını zorlaştırmaktadır (94) . Özel bir materyal veya tekniğin araştırılması için ise *in vitro* çalışmalar tercih edilir. Bu çalışmada yeni bir materyal olarak Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative bloklardan tek parça halinde post-kor üretilmesi planlanmış ve uygulanmıştır. Uygulanan test tekniği olarak ise estetik post-kor materyallerinin ve üretim tekniğinin değerlendirildiği bu çalışmada, *in vitro* test yöntemlerinden biri olan ve post-kor çalışmalarında sıklıkla uygulanan kırılma dayanıklılığı (fracture strength) testi uygulanmıştır (2,33,72) .

Kök kanal morfolojisinin yuvarlak kesit göstermediği durumlarda prefabrik post ile kanal duvarları arasında kalan boşluk miktarı fazla olduğunda döküm postların tercih edilmesinin restorasyon başarısı için avantajlı olacağı rapor edilmiştir (59) . Bu durumun gerekliliği üst yapı materyali olarak tam seramik restorasyonların kullanılacağı durumlarda ve estetiğin ön planda olduğu anterior bölgede ortaya çıktığında estetik post-kor materyallerinin seçilmesi uygundur. Bittner ve arkadaşları 2010 yılında yaptıkları *in vitro* bir çalışmada CAD/CAM yöntemiyle tek parça halinde ürettikleri zirkonyum oksit post-kor restorasyonların diş dokusuna adaptasyonunu ve kırılma dayanıklılığını değerlendirmişlerdir. Rezin örnek taraması yöntemiyle bilgisayar ortamına tasarımı aktararak üretilen restorasyonların diş dokusuna adaptasyonunun, rezin örneklerden daha düşük olduğunu rapor etmişlerdir.

Bunun yanında zirkonyum oksit post-korların kırılma dayanıklılığının, değerli alışımdan üretilen döküm post-korlardan, prefabrik zirkonyum oksit post ve IPS Empress kor yapısı olan restorasyonlardan istatistiksel olarak farklı olmadığını göstermişlerdir (14) .

Rutin klinik uygulamada kullanılan ölçü materyalinin boyutsal stabilite özelliği, model oluşturulması için alçı dökülene kadar geçen süre ve kullanılan alçının detay verme kalitesi gibi durumlar ağız ortamına tam olarak uygun restorasyon tasarlamada risk oluşturabilmektedir. CAD/CAM sisteminin yapılacak restorasyona göre direkt ölçü tarama özelliğine olanak tanınması bir avantajdır. Bu durumlar göz önüne alınarak bu çalışmada CAD/CAM sistemi ile post-kor restorasyonları üretilirken örneklerden alınan ölçünün Lava Scan cihazı ile taraması yapılmıştır.

Estetik post-kor sistemleri kullanıldığı durumlarda restorasyonun uzun dönem başarısı için yeterli sağlam diş dokusu bulunması, işlem sırasında diş dokusunun zayıflatılmaması, ferrule etkisinin bulunması ve diş dokusuna post-kor'un başarılı bağlantısı önemlidir (9,47,95-97) .

Seramikte uygulanan yüzey değişikliği yöntemleri, hem prefabrik seramik postlara direkt kompozit ya da seramik kor yapımında, hem de bu postların kök kanalına simantasyonunda önem taşımaktadır. Porselen yüzeyine, alüminyum oksit ile aşındırma ya da kuartz elmas frezle aşındırma sonrası, hidroflorik asit ve silan ajanı uygulanması seramik ve kompozit yüzey arasında yeterli bağlantı dayanıklılığı sağlamaktadır (98-100) . Hidroflorik asit uygulamasıyla camsı fazlardan birinin çözülmesi sonucu, seramiğin mikro yapısı değişir ve bağlantı kuvveti artar (99,100) .

Alüminyum oksit tozları ile kumlama işlemi yapılması; 50, 100 ve 250 µm arasında değişen Al₂O₃ parçacıklarının yüzeye belirli basınç altında püskürtülüp yüzeyde pürüzlülük oluşması esasına dayanmaktadır (101,102) . Sahafî ve arkadaşları post yüzeylerinde Al₂O₃ tanecikleri ile kumlama işleminin, adeziv rezinler ve postlar arasındaki bağlanma dayanıklılığını arttırmak için etkili bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir (103) . Kern ve arkadaşları, zirkonya seramik yüzeylerine uyguladıkları, silan uygulama, tribokimyasal silika kaplama ve alüminyum oksitle pürüzlendirme yöntemlerini karşılaştırmış ve alüminyum oksit kumu ile pürüzlendirme yöntemini daha başarılı bulmuşlardır. (12) . Al₂O₃ ile

kumlama işlemi, materyal hacminde kayıp ve yüzey alanında bir artışla sonuçlanan plastik deformasyon ve pürüzlendirme aracılığıyla yüzey yapısının değiştirilmesi olarak da ifade edilmiştir (103-105) . Yapılan bir çalışmada zirkonyum oksit yüzeyine 110 µm Al₂O₃ tanecikleri uygulanırken diğer çalışmada ise 50 µm Al₂O₃ tanecikleri uygulanmıştır. Tanecik boyutunun artışının mikroretansiyonda artışa neden olarak yüksek bağlantı değerleri verdiği bildirilmiştir (103,104) .

Bir başka yüzey değişikliği yöntemi olan silan uygulaması, seramiğin inorganik fazı ile rezinin organik fazı arasında bağlantı kurulmasını sağlamaktadır (106,107) .

Bu değerlendirmeler göz önüne alınarak bu çalışmada zirkonyum oksit post, zirkonyum oksit kor ve zirkonyum oksit kopinglere yüzey işlemi olarak 125 µm Al₂O₃ kumlaması yapılmıştır. IPS Cosmo ve LavaTM Ultimate yüzeyleri ise HF asitle pürüzlendirilip, sonrasında silan ajanı uygulanmıştır.

Goldrich, Cooper, Kantarawicz, postun en az restore edilen klinik kronun uzunluğu kadar olmasını önermişlerdir. Hudis ve arkadaşları, Sorenson ve Martinof, Lewis ve Smith, post uzunluğunun en az kök uzunluğunun yarısı kadar veya kök uzunluğunun 2/3'ü kadar olması gerektiğini savunurken, Trabert ve Cooney, Krammer ve arkadaşları ve Shillingburg ve arkadaşları, post uzunluğunun radyografik apekten 3 mm. kısa, kök uzunluğunun 2/3'ü ile 3/4'ü kadar olması gerektiğini, bunun da optimum stres dağılımına ve maksimum retansiyona neden olabileceğini belirtmişlerdir (108-110) .

LavaTM Ultimate CAD/CAM Restorative blokların boyu 20 mm, eni 12 mm'dir. Lava Form cihazına yatay olarak taşıyıcı iskeleti ile yerleştirilen bloklar maksimum 12 mm uzunluğunda post-kor üretilmesine izin vermektedir. Fabrikasyonu sırasında sinterizasyon işlemi tamamlandığı için laboratuvar işlemleri sırasında ekstra bir sinterizasyon işlemine gerek duyulmamaktadır. Bu limitasyonlar doğrultusunda bu çalışmada 15 mm kök boyunun 8 mm'sine kadar uzanan post ve 4 mm uzunluğundaki kor yapısı bütün gruplar için standardize edilmiştir. Bu durumu Sorenson ve Martinof, Lewis ve Smith'in çalışma sonucu rapor ettikleri bilgiler desteklemektedir (109) .

Yapılan çalışmalarda post-kor uygulanmış dişlerde ferrule etkisinin oluşturulmasının uzun dönem başarı ve dayanıklılık için etkili bir kriter olduğu rapor

edilmiştir (8,37,111) . Akkayan ve arkadaşları yaptıkları çalışmada ferrule yüksekliğinin artmasının kırılma dayanıklılığını arttırdığını rapor etmişler ve ferrule etkisi için etkili yüksekliğin 2 mm olduğunu bildirmişlerdir (2) . Sorensen ve Engelman kanal tedavili dişlerin kırılma eşik değeri üzerinde, kron marjininin koronalinde kalan sağlam diş dokusunun anahtar etken olduğunu rapor etmişlerdir (50) . Bu kapsamda Libman ve Nicholls döküm post-korlarda 0.5-2 mm arasında değişen ferrule miktarları üzerinde çalışmışlardır. Bu çalışma sonucunda restorasyon prognozunun en iyi olduğu durum en az 1.5 mm'lik ferrule yüksekliğinin sağlandığı durumdur (112) . Yapılan çalışmalarda ferrule etkisi oluşturulmamış dişlerde alınan kırılma dayanıklılığı değerleri 320N – 780N arasında bulunmuş, 2mm ferrule etkisi oluşturulmuş dişlerde ise bu aralık 350N – 1500N arasında belirlenmiştir (63,113-116) . Bu değerlendirmeler doğrultusunda bu çalışmada örnekler hazırlanırken dekorone edilmiş dişler üzerinde 2 mm ferrule yüksekliği oluşturulmuştur.

Çinko oksit öjenol içeren kök kanal dolgu patlarının kullanımının post-kor simantasyonunda kullanılan rezin simanın polimerizasyonunu olumsuz yönde etkileyerek bağlantı dayanıklılığını düşürdüğü rapor edilmiştir (117-119) . Aleisa ve arkadaşları yaptıkları in vitro bir çalışmada bir tanesi rezin içerikli kök kanal dolgu patı ve 2 tanesi öjenol içerikli kök kanal dolgu patı kullanılarak kanal tedavileri yapılmış 3 grup oluşturmuşlardır. Fiber postların simantasyon bağlantı direncini değerlendirdikleri çalışmada rezin içerikli kök kanal dolgu patının kullanıldığı grupta yüksek bağlantı değerleri elde etmişlerdir (119) *In vitro* çalışmalar sonucunda etkinliği rapor edilmiş olan rezin içerikli kök kanal dolgu patı kullanımı bu çalışma dizaynında da yerini almıştır. Yaptığımız bu çalışmada AH Plus Jet (Dentsply, Dentsply DeTrey GmbH 78467 Konstanz,Germany) kök kanal dolgu patı kullanılmıştır.

Daha önce yapılan çalışmalara göre *gutta percha*' nın çıkartılarak kanal boşluğunun hazırlanabilmesi için en güvenli ve hızlı yöntemin; ısıtılmış aletler olduğu bildirilmiştir (38,120) . Bunun yanında *peaso reamer*'ların kanal içindeki *gutta percha*' nın çıkarılması amacıyla kullanılabileceği belirtilmektedir (38) . Yaptığımız çalışmada bu amaçla öncelikle *peaso reamer* setindeki 1 ve 2 nolu frezler kullanılmış daha sonra prefabrik postla uyumlu, üretici firmanın setinde bulunan çelik frezler kullanılmıştır. CAD/CAM yöntemi ile üretilen Lava™ Zirkonyum Oksit

post-korların ve Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative post-korların kendilerine ait özel frezleri bulunmamaktadır. Bu nedenle standardizasyonun sağlanması amacıyla bütün gruplarda CosmoPost setinde bulunan 1,4 mm çapındaki frez kullanılmıştır.

İndirekt bir restorasyonun uzun dönem başarısında etkili ve büyük bir faktör olarak simantasyonun rolü olduğu belirtilmiştir (67,79,105) . Rezin simanların düşük çözünürlük ve üstün estetik özelliklerinden dolayı konvansiyonel simanlara göre daha avantajlı olduğu ve seramik ve rezin siman arasındaki adeziv bağlantının okluzal yüklere karşı restorasyonun direncini arttırabileceği bildirilmiştir. Rezin simanın dişe, posta, seramik ve metale çok iyi bağlandığı, diğer simanlara göre tutuculuğunun daha iyi olduğu, kökün güçlenmesini sağladığı ve daha az mikrosızıntıya neden olduğu belirtilmiştir(15,121) . Piwowarczyk ve arkadaşları ile Luthy ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmalarda 11 farklı simanın (çinko fosfat siman, 2 farklı cam iyonomer siman, 3 farklı rezin modifiye cam iyonomer siman, 4 farklı rezin siman (Rely X ARC, Panavia F, Variolink II, Compolute) ve bir kendinden adezivli rezin siman (Rely X Unicem)) Y-TZP seramiğe bağlantı direncini değerlendirmişlerdir. Çinko fosfat, konvansiyonel ve rezin modifiye cam iyonomer simanların zirkonya seramikle stabil bir bağlantı oluşturmadığını belirtmişlerdir. En yüksek bağlantı değerlerini rezin siman ve kendinden adezivli rezin simanın sergilediğini belirtmişlerdir (122,123) . Aleisa ve arkadaşlarının doğal dişlere yerleştirilen zirkonyum oksit postların çekme testine karşı bağlantı direncini değerlendirdikleri çalışmada 3 farklı rezin simanın (RelyX ARC, RelyX Unicem, DeTrey) performansını incelemişlerdir. En yüksek bağlantı değerlerini RelyX Unicem rezin simanın uygulandığı gruptan almışlardır (121) . Sonuç olarak seramik postların simantasyonu için en sık kullanılan yöntemin adeziv simantasyon olduğu rapor edilebilir. Post, dentine adeziv olarak simante edildiğinde, kökte stres konsantrasyonunun azaldığını, bağlantı arayüzüne streslerin daha dengeli bir şekilde dağıtıldığını belirtilmektedir. Bu değerlendirmeler doğrultusunda bu çalışmada hem kimyasal hem de ışıkla sertleşen (dual-cure) kompozit rezin siman (RelyX Unicem) kullanılmasına karar verilmiştir (124) .

Araştırmacılar tarafından postun simantasyonunda kullanılacak en uygun yöntem araştırılmıştır. Bunlar arasında; postun üzerine siman sürülmesiyle

simantasyon, yapıştırıcı maddenin lentülo spiral, kağıt kurutucu veya kanal eğesi ile kanala gönderilmesi veya her iki yöntemin aynı anda kullanılması yöntemleri denenmiştir (48,125,126) . Lentülo spiral ile kanal içine önceden simanın gönderildiği teknik en iyi yöntem olarak bulunmuştur. Lentülo kullanmak santrifüj etkisiyle kanal duvarlarına simanın tam olarak uyumunu sağlamakta ve hava kabarcığı oluşumunu engellemektedir. Bu çalışmada ise firmanın önerileri doğrultusunda post üzerine simanın el aleti yardımıya sürülmesi tekniği kullanılmıştır (Bkz: Şekil 3.12). Çalışmada bağlantı direnci test edilmediğinden bu yöntemin etkinliği ile ilgili bir veri alınmamıştır.

In vitro çalışmalarda farklı materyallerden örnek grupları oluşturulabilir. Bazı araştırmacılar sığır dişlerini kullanmışlardır. Bunlar elastisite modülü, dayanıklılık ve bağlayıcılarla olan ilişkileri bakımından doğal dişlere benzerken, doğal dişlere oranla daha büyük boyuttadırlar (111,127) . Rezin dişlerin kullanıldığı çalışmalar da mevcuttur. Rezin dişlerin kullanımı, standardizasyon açısından oldukça avantajlıdır, ancak bu dişler hem elastik özellik hem de bağlayıcılarla olan ilişkileri yönünden doğal dişlere benzememektedir. Ayrıca özellikle rezin simanlarla bağlantılarının çok iyi olması rezin bazlı post materyalleri ile diğer post materyallerinin karşılaştırılmasında yanıtıcı olmaktadır(18,57,128) . Rezin dişlerin kullanıldığı kırılma dayanıklılığı testinin yapıldığı çalışmalarda daha düşük değerler alınmıştır (5,18,73) . Bu nedenlerden dolayı tercih edilmezler.

Bazı araştırmacılar da doğal diş kullanımını tercih etmektedir. Post-korlarla ilgili biyomekanik değerlendirmelerin yapıldığı çalışmalarda doğal diş kullanmanın en büyük dezavantajı; dişlerin mekanik özellik ve boyut bakımından çok geniş bir varyasyona sahip olmalarıdır. Bu özelliklerinin yanında dentin yapısındaki farklılıklar da standardizasyonu güçleştirmektedir. Ancak doğal dişlerin heterojen bir yapıya sahip olması ve tüm dişlerde böyle bir yapının varlığı, farkların kabul edilebilir olmasını sağlamaktadır (129) . Doğal dişlerinin bir başka dezavantajı geniş standart sapmaya neden olan boyut ve mekanik özelliklerindeki farklılıklardır. Bunun yanı sıra, dentinle ilgili farklılıklar su içeriği, diş çekilmeden önceki pulpa durumu, hasta yaşı ve dentin kompozisyonuna bağlıdır. Bu farklılıklar yükleme sırasındaki kırılma sürecini etkileyebilir ve belirtildiği gibi geniş standart sapmaya sahip değerler alınabilir. Bu değerlendirmeler doğrultusunda birçok kırılma

dayanıklılığı çalışmasında olduğu gibi in vitro koşullarda yaptığımız bu çalışmada, anterior insan dişleri kullanılması tercih edilmiştir (130-133) .

Örnek gruplarını oluştururken birçok çalışmada farklı yöntemler kullanılmıştır. Dişlerin boyut ölçüleriyle istatistiksel olarak anlamlı gruplar oluşturan çalışmalar varken, dişleri boyutlarına göre gruplandırıp, rastgele olarak dağıtan çalışmalar da vardır (134-138) . Bu çalışmada tek köklü, düz kanallı, farklı kanal şekilleri göstermeyen, çekilmiş santral dişlerden yararlanılmıştır ve örnek grupları rastgele olarak oluşturulmuştur.

Diş sert dokuları ile restoratif materyallerin elastisite modüllerinin benzer olmasının yapılan restorasyonların ve uygulandıkları dişin prognozu üzerinde önemli etkileri vardır. Eksternal restorasyon uygulaması için kullanılan restoratif materyal, diştten daha düşük elastisite modülüne sahipse, kuvvetler karşısında koheziv başarısızlık gösterip çatlamaya veya kırılmaya maruz kalır. Restoratif materyal, diş sert dokularından daha yüksek elastisite modülüne sahipse, uygulandığı dişte, stres birikim noktaları oluşturarak dişte kırılmalara yol açabilir (139) . Metal postların elastisite modülünün dentinden daha yüksek olması, kök kırığı oluşturması, rezin simanla bağlantısının zayıf olması ve zamanla korozyona uğrayarak estetik restorasyonlar altında renklenmelere yol açması, araştırmacıları farklı post-kor sistemlerine yönlendirmiştir (140) . Dental seramikler biyouyumlu olmaları, fiziksel olarak dayanıklı olmaları, optik özelliklerinin dişe benzerlik göstermesi gibi özellikleriyle restoratif diş hekimliği uygulamalarında yaygın kullanıma ulaşmışlardır. Dental seramiklerin post-kor materyali olarak kullanıldığı durumlarda da başarılı sonuçlar ortaya çıkmıştır (13,141) . Diş dokusuna benzer fiziksel özellikler gösteren prefabrik fiber postlar ve Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative bloklardan üretilen post-korlar bu çalışmaya dahil edilmiştir. Bu çalışmada Lava Zr ve Cosmo - IPS gruplarında kök kırıkları daha fazla görülürken Lava Ultimate ve Fiber - Composite gruplarında ise kök kırıkları daha az görülmüştür.

Dişler alveol soketine periodontal ligamentlerle bağlanırlar. Bu yapı gelen kuvvetlerin dağıtılarak kemiğe iletilmesini sağlar ve tampon görevi görür. Çalışmalarda periodontal membran kalınlığı 0.2 mm ve 0.3 mm arasında değişmektedir. Post-kor çalışmalarında periodontal membran uygulanan ve

uygulanmayan araştırmalar yapılmıştır (72,127,135,136,142,143) . Bu çalışmada doğal diş yapısını taklit etmek ve kuvvet uygulama sırasında köklerin doğrudan akrilik kaide ile temasının engellenmesi amacıyla periodontal membran uygulanması uygun bulunmuştur. Yöntem olarak periodontal ligament aralığını taklit etmek için önce dişler 0.2 – 0.3 mm mumla kaplanmıştır. Dişler akrilik rezine gömülerek çalışma örnekleri hazırlandıktan sonra sıcak su ve buhar uygulaması yapılarak dişler etrafındaki mum uzaklaştırılmıştır. Oluşan boşluğa akışkan silikon materyali uygulanmıştır. Direkt olarak silikon materyali uygulanmamasının sebebi, ilk uygulama için silikon materyalinin istenilenden akışkan olması ve kalınlığını kontrol edilememesidir. Materyal olarak polivinilsiloksan materyali kullanılmıştır nknn bu materyalin elastisite modülü doğal diş periodontal ligamentine yakındır (144) .

Post-kor çalışmalarının bir kısmında post-kor restorasyonları üzerine kron yapılmamış; post yerleştirme şeklinin veya post türünün kök kırıkları üzerine etkisi araştırılırken kuvvet direkt post veya kor materyaline uygulanmıştır. Diğer bir kısım araştırmada ise post-kor restorasyonlarının prognozu açısından bilezik ve kron yapımının gerekliliğinden söz edilmiştir (14,133,145,146) Cormier ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada zirkonyum oksit postların kırılma dayanıklılığını değerlendirmişlerdir. Zirkonyum oksit postu kor yapısı uygulamadan test ettiklerinde 101.5 N'luk ortalama değer almışlardır. Kor yapısı uyguladıklarında kırılma dayanıklılığı ortalama değer 179.7 N olarak bulunurken, post-kor üzerine kron uyguladıklarında ortalama kırılma dayanıklılığı değer 238.8 N olarak belirlenmiştir (40) . Kliniği daha iyi taklit edebilmek amacıyla bu çalışmada post-korların simantasyonu sonrası rneklerle CAD/CAM yöntemi ile 0.5 mm kalınlığında standart ykseklie sahip zirkonyum oksit kopingler yapılmıştır.

Ağız ortamında dişler farklı sıcaklık değerlerine maruz kalmaktadır. *In-vitro* alışmalara bu özelliği kazandırmak zordur ancak ısısız döngü ile ağız ortamı taklit edilmeye çalışılır. alışmalarında ısısız döngü uygulayan araştırmacılar olduğu gibi uygulamayanlarda vardır (72,142,143,147,148) . Bu çalışmada örneklerle, ağız ortamını taklit etmek amacıyla 5 yıllık kullanım süresine karşılık gelen 6000 siklus ısısız döngü işlemi uygulanmıştır.

Bu çalışmada, kuvvet anterior dişlere ağızda gelen kuvvet açısına uygun olarak, dişlerin uzun eksenlerine 45° açıyla uygulanmıştır (2,96,102) . Bu tasarım

kök boyunca ve köke dik olarak gelen kuvvetlerin dengeli dağılmasını sağlar ve ağız içinde protrusiv harekette görülen eğilme streslerini taklit eder. Uygulamaya çalıştığımız deney düzeneği Sınıf I kapanışta anterior dişlere gelen kuvvet açısı ile uyumludur.

Universal test cihazının başlığının yük uygulama hızındaki farklılıklar çalışmalar arasındaki karşılaştırmayı karmaşık hale getirmektedir. Literatürde 0.01 mm/dk (149) ve 3 cm/dk (130) arasında değişen hızlar tanımlanmıştır. Bu açıdan düşünüldüğünde artmış uygulama hızları örneklerin dayanıklılığının azalmasına neden olabilir. Bu nedenle uyguladığımız 1mm/dak hızı deneysel düzeneğin uygun analizinin yapılmasına imkan vermektedir. Bu çalışmada test edilen örneklerin maksimum yük altındaki kırılma dayanıklılığı incelendiği için statik yükleme testi tercih edilmiştir.

Bakke ve arkadaşlarının yaptıkları bir in vivo çalışmada, anterior bölgede dişlere gelen maksimum kuvvetin ortalama 222 N olduğunu rapor etmişlerdir (150) . Çalışmamızda alınan ortalama dayanıklılık değerleri gruplara göre sırasıyla ; 378,74 N (Lava Zr) , 334,93 N (Lava Ultimate) , 481,49 N (Cosmo-Ips) , 385,43 N (Fiber-Composite) olarak ölçülmüştür. Gruplarda belirlenen bütün ortalama değerler anterior bölgede oluşabilecek fizyolojik maksimum kuvvetin üstündedir. Bu durumda yapılan restorasyonlar kırılma dayanıklılığı açısından anterior bölge için risk oluşturmamaktadır.

Estetik post materyalleri arasında zirkonyum oksit postlar fiber postlara göre oldukça rijittir ve diş kırıklarına neden olabilirler. Diğer taraftan zirkonyum oksit postların, titanyum ve fiber postlara göre elastisite modülünün daha yüksek olmasından dolayı yatay kuvvetlere karşı daha dirençli olduğu bildirilmiştir (78,151) . Bitter ve arkadaşları, Qing ve arkadaşları yaptıkları çalışmalarda, postun elastisite modülündeki artışın dentin streslerini azalttığını bildirmişlerdir. Bu sonuç yapılan sonlu elemanlar testi ile desteklenmiştir (83,152) . Birçok çalışmada dentin benzeri elastisite modülüne sahip postların kalan diş yapısında stres dağılımı açısından daha avantajlı olduğu belirtilmesine karşın (153-155) post-kor sistemlerinin rijiditesinin ferrule etkisi oluşturulmuş endodontik tedavilli dişlerin kırılma dayanıklılığı açısından test edildiği durumlarda bir etkisinin olmadığı belirtilmiştir (156) .

Rosentritt ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada, titanyum, zirkonyum oksit ve fiberle güçlendirilmiş postlarla restore edilmiş kompozit rezin kora sahip endodontik tedavili dişleri kırılma dayanıklılığı açısından değerlendirilmişlerdir. Zirkonyum oksit postun kırılma dayanıklılığının titanyum postlara göre ve bu ikisinin kırılma dayanıklılığının fiberle güçlendirilmiş postlarınkine göre daha yüksek olduğunu rapor etmişlerdir (8,157-160) . Mannocci ve arkadaşları, quartz fiber, karbon-quartz fiber ve zirkonyum oksit postlarla restore edilmiş dişlerin periyodik yüklemelerini değerlendirmişlerdir. Fiberle güçlendirilmiş postların zirkonyum oksit postlara göre kök kırığı oluşum riskini minimuma indirdiği bildirilmiştir (161) . Rijit postlarla yapılan çalışmalarda, genellikle kökün apikal yarısında kırıklar oluşmuştur. Ancak, Bittner ve arkadaşlarının fiberle güçlendirilmiş postlarla yaptığı çalışmada kırıklar geri dönüşümü zor ve kökün servikal yarısında oluşmuştur. Bu sonuç elastisite modülü dentine benzer olan postların genelde daha telafi edilebilir başarısızlık modeli oluşturduğu görüşünü tersine çevirmiştir (14) . Bu çalışmada kök kırıkları genel olarak servikal üçlüde görülmüştür. Bu durum Bittner ve arkadaşlarının ortaya koyduğu sonuçlar tarafından desteklenmektedir.

Stabilite ve kırılma dayanıklılığının ölçüldüğü çalışmalarda sonuçlar çalışma tasarımından (kuvvet uygulama doğrultusu gibi), diş seçiminden, dişlerin değişken boyutlarından ve ağız içi ortamın taklidinin zorluğundan (periodontal ligament gibi) büyük ölçüde etkilenmektedir. Dişin sınıflandırılması (anterior, posterior), kalsifikasyon derecesi, kuvvetin uygulandığı bölgenin mine-sement birleşiminden uzaklığı, kuvvetin yönü, kor yüksekliği gibi birçok faktör çekilmiş dişin kırılma dayanıklılığında etkilidir. Post-kor restorasyonlar üzerine yapılan çalışmalarda birçok yeni materyal kullanılmaktadır ve bunlar karşılaştırılırken materyallerin mekanik ve adeziv özellikleri değerlendirilmektedir. Genel olarak kullanılan materyallerin fiziksel özellikleri materyallerin performansını belirlemede iken, çalışma içinde veya çalışmalar arasında standardize edilemeyen faktörler farklı sonuçların ortaya çıkmasına neden olabilmektedir. Bu çalışmada dentin dokusuna benzer fiziksel özellikler gösteren LavaTM Ultimate CAD/CAM Restorative bloklardan üretilen post-korların kırılma dayanıklılığı açısından başarılı olduğunu değerlendirebiliriz.

Bu çalışmanın tasarımında in vitro koşullar klinik uygulamaları dikkate alınarak belirlense de, in vitro çalışmalardan elde edilen veriler in vivo çalışmalardan

elde edilen veriler kadar güvenilir değildir. Çalışma sonucunda ortaya çıkan bulguların klinik uygulamalarımızda bize rehber olacak niteliğe sahip olduklarını söyleyebiliriz. CAD/CAM yöntemi ile Grup 1 (Lava Zr) ve Grup 2 (Lava Ultimate) de üretilen post-korların kırılma dayanıklılığı ve ekonomik anlamda klinik uygulama için alternatif olabileceğini söylemek mümkündür. Materyal olarak eksta bir laboratuvar işlemi gerektirmemesi nedeniyle hasta başında (*chairside*) CAD/CAM yöntemi ile post-kor restorasyonların Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative bloklardan üretilmesi klinisyen için zaman kaybının önüne geçebilir.

6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

1. Estetik post-kor materyallerini ve üretim tekniklerini değerlendirmek için planladığımız bu *in vitro* çalışmanın sonucunda, bütün post-kor sistemlerinin kırılma dayanıklılığı değerleri, literatürde belirtilen doğal dişlere gelen kuvvetlerle karşılaştırıldığında kabul edilebilir bulunmuştur.

2. Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative bloklardan CAD/CAM yöntemi ile üretilen post-kor restorasyonları *in vitro* koşullarda yeterli kırılma dayanıklılığı göstermiştir. Klinik uygulamarda yaygın olarak kullanılabilmesi için prospektif klinik çalışmalarla, klinik performanslarının değerlendirilmesine ihtiyaç vardır.

3. Lava Ultimate grubu ile Fiber – Composite grubu kırılma dayanıklılığı testinde benzer sonuçlar vermiştir. *In vitro* koşullarda yapılan bu çalışmada, elastisite modülleri birbirleriyle ve dentinle benzerlik gösteren bu iki gruptan alınan sonuçlar, Lava Ultimate grubu için, klinik uygulanabilirlik açısından pozitif sonuçlar ortaya koymuştur.

4. Postun kök kanalına uyumunun kırılma dayanıklılığını arttırdığı savını göz önüne alarak; CAD/CAM ile Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative bloklardan kök kanalına tam uyumlu post-kor restorasyonlarının üretilmesi, klinisyene ve hastaya zaman kazandıran avantajlı bir yöntemdir.

5. Klinik uygulamalarda, daha uzun kök boyuna sahip dişlere CAD/CAM yöntemi ile Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative bloklardan tek parça halinde post-kor üretilmesi için, daha büyük boyutlarda blokların üretilmesi gerekmektedir.

6. Hasta başında (*chairside*) CAD/CAM ile post-kor restorasyonlarının üretilmesi için ağız içi kameralar, kök kanalını tarayabilecek şekilde geliştirilmelidir.

KAYNAKLAR

1. Ates, M. (2011). Zirkonyum Oksit Post ile Restore Edilen Dişlerde Yaşlanma ve Yükleme Sonrası Koronal Mikrosızıntının Değerlendirilmesi. Ankara University, Ankara.
2. Akkayan, B., Gulmez, T. (2002) Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent*, 87 (4), 431-437.
3. Bilgin, M.S. (2008). Post Kor Sistemlerinin Fraktür Analizi ve Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile Değerlendirilmesi. Selçuk University, Konya.
4. Hedlund, S.O., Johansson, N.G., Sjogren, G. (2003) Retention of prefabricated and individually cast root canal posts in vitro. *Br Dent J*, 195 (3), 155-158; discussion 147.
5. Oblak, C., Jevnikar, P., Kosmac, T., Funduk, N., Marion, L. (2004) Fracture resistance and reliability of new zirconia posts. *J Prosthet Dent*, 91 (4), 342-348.
6. Dietschi, D., Romelli, M., Goretti, A. (1997) Adaptation of adhesive posts and cores to dentin after fatigue testing. *Int J Prosthodont*, 10 (6), 498-507.
7. Kosmac, T., Oblak, C., Jevnikar, P., Funduk, N., Marion, L. (1999) The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater*, 15 (6), 426-433.
8. Rosentritt, M., Furer, C., Behr, M., Lang, R., Handel, G. (2000) Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth-coloured posts and cores. *J Oral Rehabil*, 27 (7), 595-601.
9. Schwartz, R.S., Robbins, J.W. (2004) Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod*, 30 (5), 289-301.
10. Christel, P., Meunier, A., Heller, M., Torre, J.P., Peille, C.N. (1989) Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res*, 23 (1), 45-61.
11. Zalkind, M., Hochman, N. (1998) Direct core buildup using a preformed crown and prefabricated zirconium oxide post. *J Prosthet Dent*, 80 (6), 730-732.
12. Kern, M., Wegner, S.M. (1998) Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater*, 14 (1), 64-71.
13. Butz, F., Lennon, A.M., Heydecke, G., Strub, J.R. (2001) Survival rate and fracture strength of endodontically treated maxillary incisors with moderate defects restored with different post-and-core systems: an in vitro study. *Int J Prosthodont*, 14 (1), 58-64.
14. Bittner, N., Hill, T., Randi, A. (2010) Evaluation of a one-piece milled zirconia post and core with different post-and-core systems: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, 103 (6), 369-379.
15. Sarı, T. (2007). Farklı Fiber Post Sistemlerinin Mikrosızıntı ve Kırılma Dayanımlarının İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi. Selçuk University, Konya.

16. Smith, C.T., Schuman, N. (1998) Prefabricated post-and-core systems: an overview. *Compend Contin Educ Dent*, 19 (10), 1013-1018, 1020; quiz 1022.
17. Keyf, F. (1992) Aşırı Madde Kaybına Uğramış Dişlerin Protetik Onarımı: Post-core sistemlerinin retantif özellikleri. *Gazi Üniversitesi Dişhekimliği Dergisi*, 9, 209-221.
18. Ottl, P., Hahn, L., Lauer, H., Fay, M. (2002) Fracture characteristics of carbon fibre, ceramic and non-palladium endodontic post systems at monotonously increasing loads. *J Oral Rehabil*, 29 (2), 175-183.
19. Koutayas, S.O., Kern, M. (1999) All-ceramic posts and cores: the state of the art. *Quintessence Int*, 30 (6), 383-392.
20. Ramfjord, S.F., Costich, E.R. (1968) Healing after exposure of periosteum on the alveolar process. *J Periodontol*, 39 (4), 199-207.
21. Costich, E.R., Ramfjord, S.P. (1968) Healing after partial denudation of the alveolar process. *J Periodontol*, 39 (3), 127-134.
22. Freedman, G.A. (2001) Esthetic post-and-core treatment. *Dent Clin North Am*, 45 (1), 103-116.
23. Holm-Pedersen, P., Lang, N.P., Muller, F. (2007) What are the longevities of teeth and oral implants? *Clin Oral Implants Res*, 18 Suppl 3, 15-19.
24. Tait, C.M., Ricketts, D.N., Higgins, A.J. (2005) Restoration of the root-filled tooth: pre-operative assessment. *Br Dent J*, 198 (7), 395-404.
25. Peroz, I., Blankenstein, F., Lange, K.P., Naumann, M. (2005) Restoring endodontically treated teeth with posts and cores--a review. *Quintessence Int*, 36 (9), 737-746.
26. Tait, C.M., Ricketts, D.N., Higgins, A.J. (2005) Weakened anterior roots--intraradicular rehabilitation. *Br Dent J*, 198 (10), 609-617.
27. Lambjerg-Hansen, H., Asmussen, E. (1997) Mechanical properties of endodontic posts. *J Oral Rehabil*, 24 (12), 882-887.
28. Sedgley, C.M., Messer, H.H. (1992) Are endodontically treated teeth more brittle? *J Endod*, 18 (7), 332-335.
29. Reeh, E.S., Douglas, W.H., Messer, H.H. (1989) Stiffness of endodontically-treated teeth related to restoration technique. *J Dent Res*, 68 (11), 1540-1544.
30. Kantor, M.E., Pines, M.S. (1977) A comparative study of restorative techniques for pulpless teeth. *J Prosthet Dent*, 38 (4), 405-412.
31. Trabert, K.C., Caput, A.A., Abou-Rass, M. (1978) Tooth fracture--a comparison of endodontic and restorative treatments. *J Endod*, 4 (11), 341-345.
32. Sokol, D.J. (1984) Effective use of current core and post concepts. *J Prosthet Dent*, 52 (2), 231-234.
33. Baratieri, L.N., De Andrada, M.A., Arcari, G.M., Ritter, A.V. (2000) Influence of post placement in the fracture resistance of endodontically treated incisors veneered with direct composite. *J Prosthet Dent*, 84 (2), 180-184.

34. Heydecke, G., Butz, F., Strub, J.R. (2001) Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study. *J Dent*, 29 (6), 427-433.
35. Guzy, G.E., Nicholls, J.I. (1979) In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. *J Prosthet Dent*, 42 (1), 39-44.
36. McDonald, A.V., King, P.A., Setchell, D.J. (1990) In vitro study to compare impact fracture resistance of intact root-treated teeth. *Int Endod J*, 23 (6), 304-312.
37. Sahafi, A., Peutzfeldt, A., Ravnholt, G., Asmussen, E., Gotfredsen, K. (2005) Resistance to cyclic loading of teeth restored with posts. *Clin Oral Investig*, 9 (2), 84-90.
38. Morgano, S.M. (1996) Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. *J Prosthet Dent*, 75 (4), 375-380.
39. Torbjørner, A., Fransson, B. (2004) A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *Int J Prosthodont*, 17 (3), 369-376.
40. Cormier, C.J., Burns, D.R., Moon, P. (2001) In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration. *J Prosthodont*, 10 (1), 26-36.
41. Cheung, W. (2005) A review of the management of endodontically treated teeth. Post, core and the final restoration. *J Am Dent Assoc*, 136 (5), 611-619.
42. Ricketts, D.N., Tait, C.M., Higgins, A.J. (2005) Tooth preparation for post-retained restorations. *Br Dent J*, 198 (8), 463-471.
43. Ricketts, D.N., Tait, C.M., Higgins, A.J. (2005) Post and core systems, refinements to tooth preparation and cementation. *Br Dent J*, 198 (9), 533-541.
44. Al-Omiri, M.K., Al-Wahadni, A.M. (2006) An ex vivo study of the effects of retained coronal dentine on the strength of teeth restored with composite core and different post and core systems. *Int Endod J*, 39 (11), 890-899.
45. Naumann, M., Preuss, A., Frankenberger, R. (2007) Reinforcement effect of adhesively luted fiber reinforced composite versus titanium posts. *Dent Mater*, 23 (2), 138-144.
46. Loney, R.W., Kotowicz, W.E., McDowell, G.C. (1990) Three-dimensional photoelastic stress analysis of the ferrule effect in cast post and cores. *J Prosthet Dent*, 63 (5), 506-512.
47. Baba, N.Z., Golden, G., Goodacre, C.J. (2009) Nonmetallic prefabricated dowels: a review of compositions, properties, laboratory, and clinical test results. *J Prosthodont*, 18 (6), 527-536.
48. Stockton, L.W. (1999) Factors affecting retention of post systems: a literature review. *J Prosthet Dent*, 81 (4), 380-385.
49. Hunter, A.J., Feiglin, B., Williams, J.F. (1989) Effects of post placement on endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*, 62 (2), 166-172.

50. Isidor, F., Brondum, K., Ravnholt, G. (1999) 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*, 12 (1), 78-82.
51. Lloyd, P.M., Palik, J.F. (1993) The philosophies of dowel diameter preparation: a literature review. *J Prosthet Dent*, 69 (1), 32-36.
52. Fernandes, A.S., Shetty, S., Coutinho, I. (2003) Factors determining post selection: a literature review. *J Prosthet Dent*, 90 (6), 556-562.
53. Rosenstiel, S.F., Land, M.F., Fujimoto, J. (2001). Restoration of The Endodontically Treated Tooth. Contemporary Fixed Prosthodontics (s. 272-312). United States of America: Mosby
54. Morgano, S.M., Brackett, S.E. (1999) Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. *J Prosthet Dent*, 82 (6), 643-657.
55. Robbins, J.W. (2002) Restoration of the endodontically treated tooth. *Dent Clin North Am*, 46 (2), 367-384.
56. Bergman, B., Lundquist, P., Sjogren, U., Sundquist, G. (1989) Restorative and endodontic results after treatment with cast posts and cores. *J Prosthet Dent*, 61 (1), 10-15.
57. Morgano, S.M., Milot, P. (1993) Clinical success of cast metal posts and cores. *J Prosthet Dent*, 70 (1), 11-16.
58. Trabert, K.C., Cooney, J.P. (1984) The endodontically treated tooth. Restorative concepts and techniques. *Dent Clin North Am*, 28 (4), 923-951.
59. Schneider, R.L. (1994) A one-appointment procedure for cast post and core restorations. *J Prosthet Dent*, 71 (4), 420-422.
60. Hochman, N., Zalkind, M. (1999) New all-ceramic indirect post-and-core system. *J Prosthet Dent*, 81 (5), 625-629.
61. Şahin, B. (2009). Estetik post sistemlerin tutuculuğu üzerine farklı yüzey uygulamalarının ve siman sistemlerin etkisi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi, İstanbul.
62. Purton, D.G., Payne, J.A. (1996) Comparison of carbon fiber and stainless steel root canal posts. *Quintessence Int*, 27 (2), 93-97.
63. Akkayan, B. (2004) 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*, 92 (2), 155-162.
64. Raygot, C.G., Chai, J., Jameson, D.L. (2001) Fracture resistance and primary failure mode of endodontically treated teeth restored with a carbon fiber-reinforced resin post system in vitro. *Int J Prosthodont*, 14 (2), 141-145.
65. Vallittu, P.K., Lassila, V.P., Lappalainen, R. (1994) Transverse strength and fatigue of denture acrylic-glass fiber composite. *Dent Mater*, 10 (2), 116-121.

66. John, J., Gangadhar, S.A., Shah, I. (2001) Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. *J Prosthet Dent*, 86 (4), 424-427.
67. Ferrari, M., Vichi, A., Grandini, S. (2001) Efficacy of different adhesive techniques on bonding to root canal walls: an SEM investigation. *Dent Mater*, 17 (5), 422-429.
68. Braden, M., Davy, K.W., Parker, S., Ladizesky, N.H., Ward, I.M. (1988) Denture base poly(methyl methacrylate) reinforced with ultra-thin modulus polyethylene fibers. *Br Dent J*, 164 (4), 109-113.
69. Chow, T.W., Cheng, Y.Y., Ladizesky, N.H. (1993) Polyethylene fibre reinforced poly(methylmethacrylate)--water sorption and dimensional changes during immersion. *J Dent*, 21 (6), 367-372.
70. Rodd, H. (1998) An accurate method for the measurement of blood loss during dental procedures. *Br Dent J*, 184 (4), 177.
71. Ichikawa, Y., Akagawa, Y., Nikai, H., Tsuru, H. (1992) Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent*, 68 (2), 322-326.
72. Heydecke, G., Butz, F., Hussein, A., Strub, J.R. (2002) Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *J Prosthet Dent*, 87 (4), 438-445.
73. Asmussen, E., Peutzfeldt, A., Heitmann, T. (1999) Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent*, 27 (4), 275-278.
74. Piconi, C., Maccauro, G. (1999) Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20 (1), 1-25.
75. Manicone, P.F., Rossi Iommetti, P., Raffaelli, L. (2007) An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent*, 35 (11), 819-826.
76. Conrad, H.J., Seong, W.J., Pesun, I.J. (2007) Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 98 (5), 389-404.
77. Akagawa, Y., Ichikawa, Y., Nikai, H., Tsuru, H. (1993) Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing. *J Prosthet Dent*, 69 (6), 599-604.
78. Meyenberg, K.H., Luthy, H., Scharer, P. (1995) Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent*, 7 (2), 73-80.
79. Hsu, Y.B., Nicholls, J.I., Phillips, K.M., Libman, W.J. (2002) Effect of core bonding on fatigue failure of compromised teeth. *Int J Prosthodont*, 15 (2), 175-178.
80. Yaman, P., Thorsteinsson, T.S. (1992) Effect of core materials on stress distribution of posts. *J Prosthet Dent*, 68 (3), 416-420.
81. Gateau, P., Sabek, M., Dailey, B. (1999) Fatigue testing and microscopic evaluation of post and core restorations under artificial crowns. *J Prosthet Dent*, 82 (3), 341-347.

82. Qualtrough, A.J., Mannocci, F. (2003) Tooth-colored post systems: a review. *Oper Dent*, 28 (1), 86-91.
83. Bitter, K., Meyer-Lueckel, H., Priehn, K., Kanjuparambil, J.P., Neumann, K., Kielbassa, A.M. (2006) Effects of luting agent and thermocycling on bond strengths to root canal dentine. *Int Endod J*, 39 (10), 809-818.
84. McLean, J.W., Hughes, T.H. (1965) The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J*, 119 (6), 251-267.
85. Hickel, R., Dasch, W., Mehl, A., Kremers, L. (1997) CAD/CAM--fillings of the future? *Int Dent J*, 47 (5), 247-258.
86. Willer, J., Rossbach, A., Weber, H.P. (1998) Computer-assisted milling of dental restorations using a new CAD/CAM data acquisition system. *J Prosthet Dent*, 80 (3), 346-353.
87. Piwowarczyk, A., Ottl, P., Lauer, H.C., Kuretzky, T. (2005) A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *J Prosthodont*, 14 (1), 39-45.
88. Christensen, G.J. (2001) Computerized restorative dentistry. State of the art. *J Am Dent Assoc*, 132 (9), 1301-1303.
89. Beuer, F., Schweiger, J., Edelhoff, D. (2008) Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*, 204 (9), 505-511.
90. Diaz-Arnold, A.M., Vargas, M.A., Haselton, D.R. (1999) Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*, 81 (2), 135-141.
91. Kenneth, J.A., Ralph, W.P. (2003). *Philips' Science of Dental Materials* (Eleventh Edition bs.). United States of America: Mosby.
92. Vichi, A., Grandini, S., Ferrari, M. (2001) Clinical procedure for luting glass-fiber posts. *J Adhes Dent*, 3 (4), 353-359.
93. Ferrari, M., Vichi, A., Mannocci, F., Mason, P.N. (2000) Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent*, 13 (Spec No), 9B-13B.
94. Fokkinga, W.A., Kreulen, C.M., Vallittu, P.K., Creugers, N.H. (2004) A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core systems. *Int J Prosthodont*, 17 (4), 476-482.
95. Dietschi, D., Duc, O., Krejci, I., Sadan, A. (2008) Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence Int*, 39 (2), 117-129.
96. Fernandes, A.S., Dessai, G.S. (2001) Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. *Int J Prosthodont*, 14 (4), 355-363.
97. Dietschi, D., Duc, O., Krejci, I., Sadan, A. (2007) Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature--Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. *Quintessence Int*, 38 (9), 733-743.

98. Suliman, A.H., Swift, E.J., Jr.,Perdigao, J. (1993) Effects of surface treatment and bonding agents on bond strength of composite resin to porcelain. *J Prosthet Dent*, 70 (2), 118-120.
99. Thurmond, J.W., Barkmeier, W.W.,Wilwerding, T.M. (1994) Effect of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain. *J Prosthet Dent*, 72 (4), 355-359.
- 100.Kato, H., Matsumura, H., Tanaka, T.,Atsuta, M. (1996) Bond strength and durability of porcelain bonding systems. *J Prosthet Dent*, 75 (2), 163-168.
- 101.Kato, H., Matsumura, H.,Atsuta, M. (2000) Effect of etching and sandblasting on bond strength to sintered porcelain of unfilled resin. *J Oral Rehabil*, 27 (2), 103-110.
- 102.Sen, D., Poyrazoglu, E., Tuncelli, B.,Goller, G. (2000) Shear bond strength of resin luting cement to glass-infiltrated porous aluminum oxide cores. *J Prosthet Dent*, 83 (2), 210-215.
- 103.Sahafi, A., Peutzfeld, A., Asmussen, E.,Gotfredsen, K. (2004) Effect of surface treatment of prefabricated posts on bonding of resin cement. *Oper Dent*, 29 (1), 60-68.
- 104.Bitter, K., Priehn, K., Martus, P.,Kielbassa, A.M. (2006) In vitro evaluation of push-out bond strengths of various luting agents to tooth-colored posts. *J Prosthet Dent*, 95 (4), 302-310.
- 105.Sahafi, A., Peutzfeldt, A., Asmussen, E.,Gotfredsen, K. (2003) Bond strength of resin cement to dentin and to surface-treated posts of titanium alloy, glass fiber, and zirconia. *J Adhes Dent*, 5 (2), 153-162.
- 106.Chen, J.H., Matsumura, H.,Atsuta, M. (1998) Effect of different etching periods on the bond strength of a composite resin to a machinable porcelain. *J Dent*, 26 (1), 53-58.
- 107.Kamada, K., Yoshida, K.,Atsuta, M. (1998) Effect of ceramic surface treatments on the bond of four resin luting agents to a ceramic material. *J Prosthet Dent*, 79 (5), 508-513.
- 108.Hudis, S.I.,Goldstein, G.R. (1986) Restoration of endodontically treated teeth: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 55 (1), 33-38.
- 109.Sorensen, J.A.,Martinoff, J.T. (1984) Clinically significant factors in dowel design. *J Prosthet Dent*, 52 (1), 28-35.
- 110.von Krammer, R. (1986) Anchored core for the rehabilitation of posterior teeth. *J Prosthet Dent*, 55 (1), 38-42.
- 111.Mitsui, F.H., Marchi, G.M., Pimenta, L.A.,Ferraresi, P.M. (2004) In vitro study of fracture resistance of bovine roots using different intraradicular post systems. *Quintessence Int*, 35 (8), 612-616.
- 112.Libman, W.J.,Nicholls, J.I. (1995) Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns. *Int J Prosthodont*, 8 (2), 155-161.

113. Pontius, O., Nathanson, D., Giordano, R., Schilder, H., Hutter, J.W. (2002) Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems and endodontically treated incisors without coronaradicular reinforcement. *J Endod*, 28 (10), 710-715.
114. Forberger, N., Gohring, T.N. (2008) Influence of the type of post and core on in vitro marginal continuity, fracture resistance, and fracture mode of lithium disilicate-based all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 100 (4), 264-273.
115. Nothdurft, F.P., Seidel, E., Gebhart, F., Naumann, M., Motter, P.J., Pospiech, P.R. (2008) Influence of endodontic posts on the fracture behavior of crowned premolars with Class II cavities. *J Dent*, 36 (4), 287-293.
116. Maccari, P.C., Conceicao, E.N., Nunes, M.F. (2003) Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts. *J Esthet Restor Dent*, 15 (1), 25-30; discussion 31.
117. Bhat, S.S., Hegde, S.K., Rao, A., Shaji Mohammed, A.K. (2012) Evaluation of resistance of teeth subjected to fracture after endodontic treatment using different root canal sealers: An in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*, 30 (4), 305-309.
118. Zmener, O., Martinez Lalis, R., Pameijer, C.H., Chaves, C., Kokubu, G., Grana, D. (2012) Reaction of rat subcutaneous connective tissue to a mineral trioxide aggregate-based and a zinc oxide and eugenol sealer. *J Endod*, 38 (9), 1233-1238.
119. Aleisa, K., Alghabban, R., Alwazzan, K., Morgano, S.M. (2012) Effect of three endodontic sealers on the bond strength of prefabricated fiber posts luted with three resin cements. *J Prosthet Dent*, 107 (5), 322-326.
120. Haddix, J.E., Mattison, G.D., Shulman, C.A., Pink, F.E. (1990) Post preparation techniques and their effect on the apical seal. *J Prosthet Dent*, 64 (5), 515-519.
121. Aleisa, K.I., Almufleh, B.S., Morgano, S.M., Lynch, C.D. (2013) Effect of types of luting agent on push-out bond strength of zirconium oxide posts. *J Dent*, 41 (4), 377-383.
122. Piwowarczyk, A., Lauer, H.C., Sorensen, J.A. (2005) The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Oper Dent*, 30 (3), 382-388.
123. Luthy, H., Loeffel, O., Hammerle, C.H. (2006) Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater*, 22 (2), 195-200.
124. Toksavul, S., Turkun, M., Toman, M. (2004) Esthetic enhancement of ceramic crowns with zirconia dowels and cores: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 92 (2), 116-119.
125. Goldman, M., DeVitre, R., Tenca, J. (1984) Cement distribution and bond strength in cemented posts. *J Dent Res*, 63 (12), 1392-1395.
126. Goldstein, G.R., Hudis, S.I., Weintraub, D.E. (1986) Comparison of four techniques for the cementation of posts. *J Prosthet Dent*, 55 (2), 209-211.

127. Isidor, F., Brondum, K. (1992) Intermittent loading of teeth with tapered, individually cast or prefabricated, parallel-sided posts. *Int J Prosthodont*, 5 (3), 257-261.
128. Yoldas, O., Akova, T., Uysal, H. (2005) An experimental analysis of stresses in simulated flared root canals subjected to various post-core applications. *J Oral Rehabil*, 32 (6), 427-432.
129. Sidoli, G.E., King, P.A., Setchell, D.J. (1997) An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. *J Prosthet Dent*, 78 (1), 5-9.
130. Perez Moll, J.F., Howe, D.F., Svare, C.W. (1978) Cast gold post and core and pin-retained composite resin bases: a comparative study in strength. *J Prosthet Dent*, 40 (6), 642-644.
131. Groten, M., Probst, L. (1997) The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspathic ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 10 (2), 169-177.
132. Isidor, F., Odman, P., Brondum, K. (1996) Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. *Int J Prosthodont*, 9 (2), 131-136.
133. Barkhordar, R.A., Radke, R., Abbasi, J. (1989) Effect of metal collars on resistance of endodontically treated teeth to root fracture. *J Prosthet Dent*, 61 (6), 676-678.
134. Reagan, S.E., Fruits, T.J., Van Brunt, C.L., Ward, C.K. (1999) Effects of cyclic loading on selected post-and-core systems. *Quintessence Int*, 30 (1), 61-67.
135. Martinez-Insua, A., da Silva, L., Rilo, B., Santana, U. (1998) Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. *J Prosthet Dent*, 80 (5), 527-532.
136. Mannocci, F., Ferrari, M., Watson, T.F. (1999) Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic root canal posts. *J Adhes Dent*, 1 (2), 153-158.
137. Eskitascioglu, G., Belli, S., Kalkan, M. (2002) Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis). *J Endod*, 28 (9), 629-633.
138. Bolhuis, P., de Gee, A., Feilzer, A. (2005) The influence of fatigue loading on the quality of the cement layer and retention strength of carbon fiber post-resin composite core restorations. *Oper Dent*, 30 (2), 220-227.
139. Sirimai, S., Riis, D.N., Morgano, S.M. (1999) 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*, 81 (3), 262-269.
140. Kern, S.B., von Fraunhofer, J.A., Mueninghoff, L.A. (1984) An in vitro comparison of two dowel and core techniques for endodontically treated molars. *J Prosthet Dent*, 51 (4), 509-514.
141. Ozkurt, Z., Iseri, U., Kazazoglu, E. (2010) Zirconia ceramic post systems: a literature review and a case report. *Dent Mater J*, 29 (3), 233-245.

142. Martinez-Gonzalez, A., Amigo-Borras, V., Fons-Font, A., Selva-Otaolaurruchi, E., Labaig-Rueda, C. (2001) Response of three types of cast posts and cores to static loading. *Quintessence Int*, 32 (7), 552-560.
143. Qing, H., Zhu, Z., Chao, Y., Zhang, W. (2007) In vitro evaluation of the fracture resistance of anterior endodontically treated teeth restored with glass fiber and zircon posts. *J Prosthet Dent*, 97 (2), 93-98.
144. Ko, C.C., Chu, C.S., Chung, K.H., Lee, M.C. (1992) Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent*, 68 (3), 421-427.
145. Hoag, E.P., Dwyer, T.G. (1982) A comparative evaluation of three post and core techniques. *J Prosthet Dent*, 47 (2), 177-181.
146. Balkenhol, M., Rupf, S., Laufersweiler, I., Huber, K., Hannig, M. (2011) Failure analysis and survival rate of post and core restorations under cyclic loading. *Int Endod J*, 44 (10), 926-937.
147. Strub, J.R., Pontius, O., Koutayas, S. (2001) Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems after exposure in the artificial mouth. *J Oral Rehabil*, 28 (2), 120-124.
148. Naumann, M., Preuss, A., Rosentritt, M. (2006) Effect of incomplete crown ferrules on load capacity of endodontically treated maxillary incisors restored with fiber posts, composite build-ups, and all-ceramic crowns: an in vitro evaluation after chewing simulation. *Acta Odontol Scand*, 64 (1), 31-36.
149. Loney, R.W., Moulding, M.B., Ritsco, R.G. (1995) The effect of load angulation on fracture resistance of teeth restored with cast post and cores and crowns. *Int J Prosthodont*, 8 (3), 247-251.
150. Bakke, M., Holm, B., Jensen, B.L., Michler, L., Moller, E. (1990) Unilateral, isometric bite force in 8-68-year-old women and men related to occlusal factors. *Scand J Dent Res*, 98 (2), 149-158.
151. Beck, N., Graef, F., Wichmann, M., Karl, M. (2010) In vitro fracture resistance of copy-milled zirconia ceramic posts. *J Prosthet Dent*, 103 (1), 40-44.
152. Garbin, C.A., Spazzin, A.O., Meira-Junior, A.D., Loretto, S.C., Lyra, A.M., Braz, R. (2010) Biomechanical behaviour of a fractured maxillary incisor restored with direct composite resin only or with different post systems. *Int Endod J*, 43 (12), 1098-1107.
153. Ferreira, M.C., Kummer, T.R., Vieira, R.S., Calvo, M.C. (2007) Short resin-posts bonding to primary dentin. Microleakage and micro-morphological in vitro study. *J Clin Pediatr Dent*, 31 (3), 202-206.
154. Grandini, S., Goracci, C., Tay, F.R., Grandini, R., Ferrari, M. (2005) Clinical evaluation of the use of fiber posts and direct resin restorations for endodontically treated teeth. *Int J Prosthodont*, 18 (5), 399-404.
155. Basaran, E.G., Ayna, E., Halifeoglu, M. (2012) Microleakage of endodontically treated teeth restored with 3 different adhesive systems and 4 different fiber-reinforced posts. *J Prosthet Dent*, 107 (4), 239-251.

156. Fokkinga, W.A., Kreulen, C.M., Le Bell-Ronnlof, A.M., Lassila, L.V., Vallittu, P.K., Creugers, N.H. (2006) In vitro fracture behavior of maxillary premolars with metal crowns and several post-and-core systems. *Eur J Oral Sci*, 114 (3), 250-256.
157. Ozkurt, Z., Baybora Kayahan, M., Kazazoglu, E. (2012) In vitro comparison of fracture strength of experimental hollow and solid design zirconia dowels. *J Prosthodont*, 21 (5), 385-388.
158. Ausiello, P., Franciosa, P., Martorelli, M., Watts, D.C. (2011) Mechanical behavior of post-restored upper canine teeth: a 3D FE analysis. *Dent Mater*, 27 (12), 1285-1294.
159. Vinothkumar, T.S., Kandaswamy, D., Chanana, P. (2011) CAD/CAM fabricated single-unit all-ceramic post-core-crown restoration. *J Conserv Dent*, 14 (1), 86-89.
160. Goracci, C., Ferrari, M. (2011) Current perspectives on post systems: a literature review. *Aust Dent J*, 56 Suppl 1, 77-83.
161. Mannocci, F., Bertelli, E., Sherriff, M., Watson, T.F., Ford, T.R. (2002) Three-year clinical comparison of survival of endodontically treated teeth restored with either full cast coverage or with direct composite restoration. *J Prosthet Dent*, 88 (3), 297-301.