

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

**FERRULE VARLIĞININ VE YOKLUĞUNUN; FARKLI
ENDOKRON VE ESTETİK POST-KOR
RESTORASYONLARIN KIRILMA DAYANIKLILIĞINA
ETKİSİNİN, İN VİTRO OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. İrem AKSU

**Protez Programı
DOKTORA TEZİ**

ANKARA

2017

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

**FERRULE VARLIĞININ VE YOKLUĞUNUN; FARKLI
ENDOKRON VE ESTETİK POST-KOR
RESTORASYONLARIN KIRILMA DAYANIKLILIĞINA
ETKİSİNİN, İN VİTRO OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. İrem AKSU

**Protez Programı
DOKTORA TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Nur Emel Hersek**

ANKARA

2017

ONAY SAYFASI

FERRULE VARLIĞININ VE YOKLUĞUNUN; FARKLI ENDOKRON VE ESTETİK POST-KOR
RESTORASYONLARIN KIRILMA DAYANIKLILIĞINA ETKİSİNİN, İN VİTRO OLARAK
KARŞILAŞTIRILMASI

İrem AKSU

Bu çalışma 29/09/2017 tarihinde jürimiz tarafından "Protez Programı" nda doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı:	<p><i>Prof. Dr. Ender KAZAZOĞLU</i> <i>Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi</i> <i>Protetik Diş Tedavisi</i></p> 
Tez Danışmanı:	<p><i>Prof. Dr. Nur Emel HERSEK</i> <i>Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi</i> <i>Protetik Diş Tedavisi</i></p> 
Üye:	<p><i>Prof. Dr. Nesrin ANIL</i> <i>Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi</i> <i>Protetik Diş Tedavisi</i></p> 
Üye:	<p><i>Prof. Dr. Handan YILMAZ</i> <i>Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi</i> <i>Protetik Diş Tedavisi</i></p> 
Üye:	<p><i>Doç. Dr. Ahmet Atila ERTAN</i> <i>Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi</i> <i>Protetik Diş Tedavisi</i></p> 

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun bulunmuştur.

 Tarih 27 Ekim 2017
 Prof. Dr. Diclehan Orhan
 Enstitü Müdürü

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır. Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Tezimin/Raporumun tamamı dünya çapında erişime açılabilir ve bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir.

Tezimin/Raporumun 01/10/2020 tarihine kadar erişime açılmasını ve fotokopi alınmasını (İç Kapak, Özet, İçindekiler ve Kaynakça hariç) istemiyorum.

Tezimin/Raporumun.....tarihine kadar erişime açılmasını istemiyorum ancak kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisinin alınmasını onaylıyorum.

Serbest Seçenek/Yazarın Seçimi

İrem AKSU



ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında özgün olduğunu, Doç. Dr. İrem DÜZGÜN danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.

İrem AKSU



TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim ve tez çalışmam süresince özverili akademik kişiliği ile her türlü bilgi ve deneyimini benden esirgemeyen; taşıdığı annelik duygusuyla da karşılaştığım her türlü zorluklarda beni yüreklendiren, mutluluklarımı en samimi duygularıyla paylaşan, öğrencisi olmaktan onur duyduğum danışman hocam Sayın Prof. Dr. Nur E. HERSEK'e,

Doktora eğitimim boyunca klinik ve akademik alanda edindiği güncel bilgilerini her daim paylaşmaktan çekinmeyen, tecrübeleri doğrultusunda bana hiçbir şeyin imkansız olmadığını gösteren, tez çalışmamın da her aşamasında ikinci bir danışmanım gibi büyük bir özveriyle bana destek olan hocam Sayın Doç. Dr. Ahmet Atila ERTAN'a,

Protetik diş tedavisi alanında temelimin oluşturulmasında payı büyük olan, Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde öğrencisi olduğum yıllardan itibaren bilgi birikimine ve akademik duruşuna büyük saygı duyduğum, doktora eğitimim süresince de desteğini benden esirgemeyen ve tez jürimde bulunarak beni onurlandıran hocam Sayın Prof. Dr. Ender KAZAZOĞLU'na,

Doktora yeterlilik jürimde olduğu gibi tez jürimde de bulunarak katkılarını esirgemeyen ve beni onurlandıran hocalarım Sayın Prof. Dr. Nesrin ANIL ve Sayın Prof. Dr. Handan YILMAZ'a,

Doktora eğitimime sağladıkları katkılardan dolayı Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın diğer değerli öğretim üyelerine,

Tez örneklerimin kanal tedavisi aşamasında malzeme desteğini ve tecrübelerini benden esirgemeyen arkadaşım Uzm. Dt. Ahmet KELEŞ'e,

Uzm. Dt. Recep TÜRKEN, Dt. Nigar BAGHİROVA, Uzm. Dt. Büşra ŞENÖZ, Dt. A. Çağatay ÖZTÜRK, Uzm. Dt. Didem KARABEKMEZ, Dt. Fatma PEHLİVANLAR, Dt. Aybike ŞAHLANAN, Dt. Ahmet ŞANVER, Dt. Burak AĞAR ve tüm çalışma arkadaşlarıma,

Her mutlu anımı paylaşarak çoğalttıkları gibi her sıkıntımı da paylaşarak hafifleten, hayatımın tüm önemli dönemlerinde bana destek olan kardeşlerim; Dr. Elif EROĞLU, Mali Müşavir M. Özlem GÖDEK, Dr. Günışıl YALÇIN, Dt. Öykü ÇAPALI, Dr. Taner TAN, Dt. E. Aytuna YARDIM, Dt. Ravza ERASLAN, Dt. Zeynep ŞAHİN, Dr. Burçe ORMAN, Müh. Cansu ÖNDEMİR ve Özge GÖDEK'e,

Son olarak hayatımda attığım her adımda koşulsuz sevgi, fedakarlık ve sabırla beni destekleyerek ayaklarımın her daim yere sağlam basmasını sağlayan, varlıklarından güç aldığım, beni bugünlere getirebilmek için sarf ettikleri sonsuz emeğe ve hayatıma kattıkları her güzel şeye minnettar olduğum, hayatımın sonuna kadar evlatları olmaktan gurur duyacağım annem Beyhan AKSU ve babam Ömer R. AKSU'ya

Sevgi, saygı ve minnet duygularıyla çok teşekkür ederim....

ÖZET

Aksu, İ. Ferrule varlığının ve yokluğunun; farklı endokron ve estetik post-kor restorasyonların kırılma dayanıklılığına etkisinin, in vitro olarak karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protez Programı Doktora Tezi, Ankara, 2017. Kanal tedavili arka dişlerin restoratif tedavisinde, ferrule miktarı ve şeklinin değerlendirilerek dayanıklılığı ve estetik özellikleri yüksek bir restorasyon uygulanması önemlidir. Bu çalışmanın amacı; 2 mm çevresel ferrule varlığında ve yokluğunda, kanal tedavili arka dişlere uygulanan fiber post-kor ve monoblok zirkonya post-kor destekli restorasyonlar ile standart endokron ve kök içi uzatmalı endokron restorasyonların kırılma dayanıklılıklarının ve başarısızlık tiplerinin değerlendirilerek karşılaştırılmasıdır. 80 adet alt çene 1. ve 2. büyük azı dişi, ferrule olan (2 mm çevresel) ve ferrule olmayan test gruplarını oluşturmak için rastgele 2 gruba (n=40) ayrılmıştır. Dişlerin ferrule durumuna uygun olarak preparasyonu gerçekleştirildikten sonra kanal tedavileri yapılmıştır. Daha sonra bu 2 grup (n=40), fiber post-kor, monoblok zirkonya post-kor, standart endokron ve kök içi uzatmalı endokron gruplarını oluşturmak için rastgele 4 alt gruba (n=10) ayrılmıştır. Örneklere, her gruba ait restorasyon tipine uygun olarak preparasyon yapıldıktan sonra, fiber post-kor grubu kron restorasyonları ve diğer gruplara ait tüm restorasyonlar yarı sinterize zirkonya bloklardan yontularak üretilmiştir. Sinterizasyon aşaması tamamlandıktan sonra restorasyonların tamamı dual cure kompozit rezin siman ile simante edildikten sonra mine-sement sınırının 2 mm apikalinden akrilik rezin bloklara gömülmüştür. Örneklerin kırılma dayanıklılığının ölçülmesi amacıyla, universal test cihazı kullanılarak her bir dişin uzun eksenine 45 derece eğimle statik yükleme yapılmıştır. Ferrule olan ve ferrule olmayan grupların ortalama kırılma dayanıklılık değerleri sırasıyla; 619 N ve 334 N olarak kaydedilmiştir. Fiber post-kor, monoblok zirkonya post-kor, standart endokron ve kök içi uzatmalı endokron gruplarının ortalama kırılma dayanıklılık değerleri ise sırasıyla; 461 N, 498 N, 412 N ve 532 N olarak bulunmuştur. Elde edilen veriler, Tek Yönlü Varyans Analizi (One-Way ANNOVA) ve post hoc Tukey HSD testi gibi istatistiksel analiz yöntemleriyle incelenmiştir. İstatistiksel olarak p<0,05 için sonuçlar anlamlı kabul edilmiştir. Ferrule yokluğunda; monoblok zirkonya post-kor grubundaki örneklerin kırılma dayanıklılığı (403 N), standart endokron grubuna (229 N) göre istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde yüksek bulunmuştur. Ferrule varlığında ise; kök içi uzatmalı endokron grubundaki örneklerin kırılma dayanıklılığı (730 N), standart endokron (576 N) ve fiber post-kor (568 N) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Ferrule varlığı; tüm grupların kırılma dayanıklılığını önemli derecede arttırırken, en yüksek olumlu etkiyi endokron restorasyonlarda göstermiştir. Karşılaştırılan gruplarda ferrule varlığında, kök içi uzatmalı endokron restorasyonlar en yüksek olmak üzere, değerlendirilen tüm restorasyon tipleri yeterli ortalama kırılma dayanıklılığı göstermiştir.

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

ABSTRACT

AKSU, İ. The effect of ferrule presence on the fracture strength of different endocrown types and esthetic post-core restorations – An in vitro study. Hacettepe University Institute of Health Sciences, Ph.D. Thesis in Prosthodontics, Ankara, 2017. It is important to use a restoration with high durability and esthetic qualities by evaluating the height and design of the ferrule in the restorative treatment of the posterior endodontically treated teeth. The purpose of this study was; In the presence and absence of 2 mm circumferential ferrule, to evaluate and compare the fracture strength and failure modes of four groups; fiber post-core restorations, monoblock zirconia post-core restorations, standard endocrown restorations and endocrown restorations with intraradicular extension, applied to endodontically treated posterior teeth. Eighty mandibular first and second molar teeth randomly assigned 2 groups (n=40) to create test groups with ferrule (2 mm circumferential) and no ferrule. After the preparation of the teeth according to the ferrule condition, endodontic treatment was performed. Subsequently, 4 subgroups (n = 10) were randomly selected to form these 2 groups (n = 40), fiber post-core, monoblock zirconia post-core, standard endocrown and endocrown with intraradicular extension groups. After preparation of each group, crown restorations of fiber post-core group and all restorations of the other groups were manufactured from pre-sintered zirconia blocks. After completing the sintering phase, all the restorations were cemented with dual cure composite resin cement. The specimens were embedded in acrylic resin blocks 2 mm apical to the cemento-enamel junction. In order to measure the fracture strength of the specimens, a static load was applied with 45 degrees inclination to the long axis of each tooth using a Universal testing machine. Mean fracture strength of group with ferrule and no ferrule were recorded respectively; 619 N and 334 N. In addition to, mean fracture strength of fiber post-core, monoblock zirconia post-core, standard endocrown and endocrown with intraradicular extension groups were respectively; 461 N, 498 N, 412 N, and 532 N. The obtained data were analyzed statistically with One-Way ANNOVA and post hoc Tukey HSD tests. The results for $p < 0.05$ were considered statistically significant. In the absence of ferrule; the fracture strength of the monoblock zirconia post-core group (403 N) was found to be statistically significantly higher than that of the standard endocrown group (229 N). In the presence of ferrule; the fracture strength of the endocrown with intraradicular extension group (730 N) was found to be statistically significantly higher than that of the standard endocrown group (576 N) and fiber post-core group (568 N). 2 mm circumferential ferrule presence; increased the fracture strength of all groups significantly, while the most effective was the fracture strength of the endocrown restorations. When all the study groups were compared, the highest fracture strength results were evaluated at the endocrown restorations with intraradicular extension.

Keywords: CAD/CAM, ceramic post-core, endocrown, fiber post-core, fracture strenght.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER	xiii
TABLolar	xvi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Kanal Tedavili Dişlerde Meydana Gelen Değişiklikler	4
2.1.1. Biyolojik Değişiklikler	4
2.1.2. Mekanik Değişiklikler	6
2.2. Kanal Tedavili Dişlerin Restoratif Tedavilerinde Temel Prensipler	8
2.2.1. Dişe Bağlı Faktörler	9
2.2.2 Hastaya Bağlı Faktörler	17
2.3. Kanal Tedavili Dişlerin Restoratif Tedavi Seçenekleri	18
2.4. Post-Kor Restorasyonları	19
2.4.1. Post-Kor Restorasyonlarının Tarihçesi	19
2.4.2. Post-Kor Restorasyonların Tanımı	20
2.4.3. Post-Kor Restorasyonların Endikasyon ve Kontraendikasyonları	20
2.4.4. Post-Kor Restorasyonların Görevleri ve Dayanıklılığına Etki Eden Faktörler	21
2.4.5. İdeal Post-Kor Restorasyonunun Sahip Olması Gereken Özellikler	24
2.4.6. Post-Kor Restorasyonların Sınıflandırılması	25
2.4.7 Post-Kor Restorasyonların Avantaj ve Dezavantajları	39
2.5. Endokron Restorasyonları	40

2.6. Kanal Tedavili Dişlerin Kronla Restorasyonunda Kullanılan CAD/CAM Seramik Materyallerinin Sınıflandırılması	45
3. GEREÇ ve YÖNTEM	49
3.1. Çalışmada Kullanılacak Dişlerin Belirlenmesi ve Çalışma için Hazırlanması	49
3.2. Çalışma Gruplarının Oluşturulması	50
3.3. Ferrule Var/Yok Gruplarının Hazırlanması	50
3.4. Kök Kanal Tedavisi Prosedürü	51
3.5. Farklı Tip Restorasyon Gruplarının Oluşturulması	55
3.5.1. Fiber Post-Kor Grubu	55
3.5.2. Monoblok Zirkonya Post-Kor Grubu	62
3.5.3. Standart Endokron Grubu	68
3.5.4. Kök İçi Uzatmalı Endokron Grubu	73
3.6. Akrilik Modellerin Oluşturulması	78
3.7. Kırma Testinin Gerçekleştirilmesi	80
3.8. İstatiksel Analiz	82
4. BULGULAR	83
5. TARTIŞMA	95
6. SONUÇLAR	109
7. KAYNAKLAR	111
8. EKLER	
Ek 1. Etik Kurul	
9. ÖZGEÇMİŞ	

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
µm	Mikrometre
Al₂O₃	Aluminyum Oksit
Au-Pt	Altın-Platin
CAD/CAM	Bilgisayar Yardımıyla Tasarım/Bilgisayar Yardımıyla Üretim
CaO	Kalsiyum Oksit
CeO₂	Seryum Dioksit
Cr-Ni	Krom-Nikel
dk	Dakika
DO	Distookluzal
EDTA	Etilen Diamin Tetraasetik Asit
GPa	Gigapaskal
m₂	Metrekare
MgO	Magnezyum Oksit
ml	Mililitre
mm	Milimetre
MOD	Meziyookluzodistal
MPa	Megapaskal
N	Newton
NaOCl	Sodyum Hipoklorit
nm	Nanometre
°	Derece
°C	Santigrat Derece
Pd-Pt-Cu	Paladyum-Platin-Bakır
PSZ	Bölümlü Stabilize Zirkonya
sn	Saniye
SiO₂	Silisyum Dioksit
Ti	Titanyum
TiO₂	Titanyum Dioksit
Y₂O₃	Yttriyum Oksit
Y-TZP	Yttriyumla Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristal

ZrO₂	Zirkonyum Dioksit
ZrSiO₄	Zirkonyum Silikat
mm/dk	Milimetre/Dakika

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Kanal Tedavili Dişlerin Restoratif Tedavi Seçenekleri	18
3.1. Nikel Titanyum Döner Eğe Sistemi	52
3.2. Test Gruplarının şematik çizimleri	54
3.3. Dentolic fiber post seti.	56
3.4. Panavia F 2.0, Kuraray dual cure rezin siman	57
3.5. Ferrule varlığında ve yokluğunda fiber post ve kompozit kor uygulanan diş örneklerinin bukkal görünümü.	58
3.6. Ferrule yokluğunda ve varlığında, fiber post ve kompozit kor uygulanan örneklerin okluzalden görünümü.	58
3.7. 2 mm ferrule varlığında fiber post-kor uygulanmış bir örneğin ölçüsü	59
3.8. Fiber post-kor grubu örneğinin bilgisayar ortamında tasarım aşamaları	60
3.9. KATANA Zirconia HT bloklar.	60
3.10. Bilgisayar destekli freze cihazı	60
3.11. Restorasyon simantasyonu için bilgilendirme broşürü	61
3.12. Restorasyon simantasyonu için bilgilendirme broşürü	62
3.13. Ferrule yokluğunda, monoblok zirkonya post-kor restorasyonu için prepare edilen örnekler	63
3.14. Ferrule varlığında, monoblok zirkonya post-kor restorasyonu için prepare edilen örnekler	63
3.15. Ferrule yokluğunda, monoblok zirkonya post-kor grubu örneğinden polivinil siloksan ölçü maddesiyle alınan ölçünün görünümü.	64
3.16. Ferrule varlığında, monoblok zirkonya post-kor grubu örneğinden polivinil siloksan ölçü maddesiyle alınan ölçünün görünümü.	64
3.17. Monoblok zirkonya post-kor grubu örneğinin bilgisayar ortamında tasarım aşamaları.	65
3.18. Monoblok zirkonya post-kor grubu örneğinin bilgisayar ortamında taranması.	66
3.19. 2 mm ferrule bulunan gruba ait, bilgisayar ortamında tasarlanıp üretilen, 3 mm kor yüksekliğine ve 7 mm post uzunluğuna sahip monoblok zirkonya post-kor örneği.	66

- 3.20.** Ferrule yokluğunda ve varlığında simante edilmiş monoblok zirkonya post-kor örneklerinin bukkalden görünümü. 67
- 3.21.** Simante edilmiş monoblok zirkonya post-kor grubunun, kron restorasyonlarının bilgisayar ortamında tasarım aşamaları. 68
- 3.22.** Ferrule yokluğunda, standart endokron restorasyonu için prepare edilen örnekler. 69
- 3.23.** Ferrule varlığında, standart endokron restorasyonu için prepare edilen örnekler. 69
- 3.24.** Ferrule yokluğunda, standart endokron grubu örneğinden polivinil siloksan ölçü maddesiyle alınan ölçünün görünümü. 70
- 3.25.** Ferrule varlığında, standart endokron grubu örneğinden polivinil siloksan ölçü maddesiyle alınan ölçünün görünümü. 70
- 3.26.** Standart endokron grubu örneğinin bilgisayar ortamında tasarım aşamaları. 71
- 3.27.** Standart endokron grubu örneğinin bilgisayar ortamında tasarlanması. 72
- 3.28.** Ferrule yokluğunda ve ferrule varlığında standart endokron gruplarına ait bilgisayar ortamında tasarlanıp üretilen örnekler. 72
- 3.29.** Simante edilmiş standart endokron grubu örneğinin bukkalden görünümü 73
- 3.30.** Ferrule yokluğunda, kök içi uzatmalı endokron restorasyonu için prepare edilen örnekler. 74
- 3.31.** Ferrule varlığında, kök içi uzatmalı endokron restorasyonu için prepare edilen örnekler. 74
- 3.32.** Ferrule yokluğunda, kök içi uzatmalı endokron grubu örneğinden polivinil siloksan ölçü maddesiyle alınan ölçünün görünümü. 75
- 3.33.** Ferrule varlığında, kök içi uzatmalı endokron grubu örneğinden polivinil siloksan ölçü maddesiyle alınan ölçünün görünümü. 75
- 3.34.** Kök içi uzatmalı endokron grubu örneğinin bilgisayar ortamında tasarım aşamaları. 76
- 3.35.** Kök içi uzatmalı endokron grubu örneğinin bilgisayar ortamında tasarlanması. 77

- 3.36.** Ferrule yokluğunda ve ferrule varlığında kök içi uzatmalı endokron gruplarına ait bilgisayar ortamında tasarlanıp üretilen örnekler. 77
- 3.37.** mm ferrule bulunan gruba ait, bilgisayar ortamında tasarlanıp üretilen, 7 mm kron yüksekliğine, 3 mm kök içi uzantıya sahip, kök içi uzatmalı endokron örneği. 78
- 3.38.** Ferrule yokluğunda, fiber post-kor örnekleri. 79
- 3.39.** Ferrule varlığında, fiber post -kor örnekleri. 79
- 3.40.** Ferrule yokluğunda, monoblok zirkonya post-kor örnekleri 79
- 3.41.** Ferrule varlığında, monoblok zirkonya post-kor örnekleri. 79
- 3.42.** Ferrule yokluğunda, standart endokron örnekleri. 79
- 3.43.** Ferrule varlığında, standart endokron örnekleri 79
- 3.44.** Ferrule yokluğunda, kök içi uzatmalı endokron örnekleri. 80
- 3.45.** Ferrule varlığında, kök içi uzatmalı endokron örnekleri. 80
- 3.46.** Ferrule yokluğunda ve varlığında, farklı gruplara ait tüm örneklerin görüntüsü. 80
- 3.47.** Universal Test Cihazı ve örneğin cihaza yerleştirilmesi. 81
- 3.48.** Örneğin 45° açılı ile fonksiyonel yüklemeye maruz bırakılması. 81
- 3.49.** Örnekte kırılma gerçekleştiği andaki maksimum kuvvet değerinin ekran görüntüsü. 82
- 4.1** Restorasyon tipi göz önüne alınmadan, örneklerden ferrule yokluğuna/varlığına göre elde edilen kırılma değerleri. En yüksek ortalama kırılma değerleri ferrule varlığında tespit edilmiştir. 84
- 4.2** Ferrule yokluğu/varlığı durumu göz önüne alınmadan, farklı tip restorasyonlardan oluşan gruplardan elde edilen kırılma değerleri. En yüksek ortalama kırılma değeri kök içi uzatmalı endokron grubuna aittir.86
- 4.3** Tüm gruplara göre kırılma dayanıklılıkları. En yüksek ortalama kırılma dayanıklılık değeri ferrule varlığında, kök içi uzatmalı endokron grubunda elde edilmiştir. 88
- 4.4** Tüm gruplara göre kırılma dayanıklılıkları. En yüksek ortalama kırılma dayanıklılık değeri ferrule varlığında, Kök İçi Uzatmalı Endokron grubunda elde edilmiştir. 91
- 4.5** Ferrule varlığının, restorasyonların dayanıklılığına % olarak etkisi. 92

TABLolar

Tablo		Sayfa
3.1.	Gruplara göre örnek sayılarının dağılımı	53
3.2.	Değerlendirilen test grupları	53
4.1.	Gruplara göre istatistiksel analize dahil edilen örnek sayılarının dağılımı	83
4.2.	Restorasyon tipi göz önüne alınmadan, ferrule yokluğunun/varlığının kırılma dayanıklılığına etkisine ilişkin tanımlayıcı istatistikler	84
4.3.	Ferrule yokluğu/varlığı göz önüne alınmadan, farklı restorasyon tiplerinin kırılma dayanıklılıklarına ilişkin tanımlayıcı istatistikler	85
4.4.	Tüm grupların kırılma dayanıklılıklarına ilişkin tanımlayıcı istatistikler	87
4.5.	Grupların kırılma dayanıklılıklarına ilişkin tanımlayıcı istatistikler	88
4.6.	Ferrule yokluğunda grupların çoklu karşılaştırma sonuçları	89
4.7.	Ferrule varlığında grupların çoklu karşılaştırma sonuçları	90
4.8.	Ferrule bulunmayan test gruplarına göre başarısızlık tipi dağılımı	93
4.9.	Ferrule bulunan test gruplarına göre başarısızlık tipi dağılımı	94

1. GİRİŞ

Kanal tedavili dişlerin fonksiyonlarını uzun yıllar devam ettirebilmesi, şüphesiz ki başarılı bir restoratif tedavi ile mümkündür. Canlılığını yitirmiş bu dişlerle ilgili literatürdeki ortak görüş, vital dişlere kıyasla kırılmaya daha yatkın hale geldikleridir (1-4). Bazı araştırmacılar kanal tedavisini takiben meydana gelen biyolojik değişiklikler sebebiyle dişlerin daha kırılğan hale geldiğini savunurken (5-9); bazıları ise mekanik değişikliklerin, dişlerin kırılma dayanıklılığını daha fazla azalttığını bildirmişlerdir (6, 10-15).

Kanal tedavisini takiben yapılacak restoratif tedavide kalan diş dokusunun mümkün olduğunca korunarak ferrule etkisinin sağlanması hem dişlerin kırılma dayanıklılığını artırır hem de restorasyona yeterli direnci sağlayarak uzun ömürlü olmalarını sağlar (16, 17). Ferrule etkisinin sağlanmasında ferrule yüksekliği ve lokalizasyonu önemlidir (17-21). 2 mm yüksekliğinde ve koronal yönde çevresel ferrule varlığı ise kırılmaya karşı en etkili olanıdır (18, 20-24). Devital dişlerde olası bir biyomekanik başarısızlığın önüne geçilmesinde ferrule varlığı kadar önemli olan bir diğer nokta da uygun restorasyon tipi ve materyalini seçmektir.

16. yy'dan günümüze kadar vital olmayan dişlerin restoratif tedavilerinde kullanılmak üzere birçok restorasyon geliştirilmiştir (25). Bu restorasyonlar arasından post-kor restorasyonları ise günümüzde hala geniş bir klinik kullanım alanına sahiptir. Kalan diş dokusunun uygulanacak kor ve kron restorasyonuna yeterli tutuculuk ve desteklik sağlayamayacağının düşünüldüğü durumlarda uygulanan post restorasyonunun, dişin dayanıklılığını arttırdığı yönündeki görüş (26); bazı yazarlar tarafından kabul edilmemekte ve kırılma dayanıklılığında, kalan sağlıklı diş dokusu miktarının önemli olduğu vurgulanmaktadır. Bu görüşte olanlar; kök kanalı içinde post boşluğu için yapılan hazırlık nedeniyle kaldırılan dentin dokusunun, zaten kırılmaya yatkın olan dişleri daha çok zayıflattığını belirtmişlerdir (27, 28).

Post-kor restorasyonları arasında ilk olarak metal alaşımlardan üretilen, fiziksel özellikleri yüksek; döküm veya prefabrike postlar kullanılmıştır. Ancak üretildikleri metalden kaynaklı yetersiz optik özellikleri nedeniyle yapılacak restorasyonların estetiğini olumsuz yönde etkilemeleri, yüksek elastiklik modülü sebebiyle kuvvetler karşısında kök kırıklarına yol açmaları ve korozyona

uğramaları gibi dezavantajları, metal içermeyen fiber post ve seramik postlardaki gelişmelerin önünü açmıştır (29-33). Doğal diş rengine uyumlu fiber postlar, dentine yakın elastiklik modülleri ile uygulanan kuvvetlerin azaltılarak kök dentinine iletilmesini sağlayan, kanal tedavili dişlerin restoratif tedavisinde sıklıkla kullanılan bir post-kor restorasyonudur (34, 35). Ancak yapılan çalışmalarda, fiber-rezin bağlantısındaki problemler nedeniyle genellikle fiber post-kor destekli restorasyonlarda desimantasyon problemi yaşandığı belirtilmiştir (36-39). Bunun yanında, tam seramik restorasyonlarla birlikte kullanıldığında sergiledikleri yüksek estetik ve metal postlarla karşılaştırılabilir dayanıklılığı ile seramik postlar da önemli bir tedavi alternatifi haline gelmiştir (39-42). Ancak elastiklik modüllerinin yüksek olması ve oluşan stresleri direkt diş dokusuna iletmesi kök kırığı ihtimalini arttırmaktadır (43-45).

Adeziv diş hekimliği ve CAD/CAM teknolojisindeki gelişmeler, estetik ve mekanik özellikleri yüksek seramik materyallerden monoblok yani tek parça halinde üretilen post-kor ve farklı endokron restorasyonların üretilmesini mümkün kılmıştır (46-48). Zhou ve ark. (49) yaptıkları çalışmada, post ve kor yapının aynı seramik materyalinden tek parça halinde üretildiği monoblok zirkonya post-kor destekli restorasyon uygulanan dişlerin kırılma dayanıklılığının, prefabrike zirkonya post-kor destekli restorasyon uygulanan dişlerin kırılma dayanıklılığına kıyasla daha yüksek olduğunu rapor etmişlerdir. Geleneksel post-kor restorasyonlarında, post ve kor yapılarının farklı elastiklik modülüne sahip materyallerden üretilmesi nedeniyle oluşabilen mekanik sorunlar ve bağlantı sayısı fazlalığından kaynaklanan problemler bu güncel post-kor sistemiyle elimine edilir (50, 51). Bununla birlikte, monoblok zirkonya post-kor restorasyonlarını değerlendiren in vitro ve in vivo çalışmalar oldukça azdır.

Kanal tedavili dişlerin restoratif tedavisinde özellikle son yıllarda kullanımı artan endokron restorasyonlar ise adeziv diş hekimliğinin prensiplerini temel alan, post-kor restorasyonlara kıyasla daha konservatif restorasyonlardır (47, 52). Yapılan in vitro çalışmaların birçoğu, pulpa odasını içeren santral retansiyon kavitesine sahip standart endokron restorasyonlarla restore edilen dişlerin kırılma dayanıklılığının, post-kor destekli restorasyonlarla restore edilen dişlere kıyasla daha yüksek olduğunu bildirilmiştir (53, 54). Bunun yanında yeni bir endokron

tasarımı olan kök içi uzatmalı endokronlar ise, pulpa odasından sağladığı makroretansiyonun ve adeziv simantasyonla sağladığı mikroretansiyonun yanında kök kanalından da retansiyon ve desteklik sağlayan restorasyonlardır (55). Fakat literatüre yeni giren kök içi uzatmalı endokron tasarımıyla ilgili çalışmalar oldukça sınırlıdır.

Post-kor restorasyonları ile restore edilen devital dişlerde ferrule varlığının önemi birçok çalışmada belirtilmekle birlikte (16, 17, 21); ferrulenin, kök desteği olmayan veya minimum olan endokron restorasyonlarının kırılma dayanıklılığına etkisini değerlendiren herhangi bir çalışma bulunmamaktadır.

Literatürdeki bu bilgiler ve eksiklikler doğrultusunda yaptığımız bu in vitro çalışmanın amacı; ferrule varlığının, farklı restorasyonlarla restore edilen kanal tedavili dişlerin kırılma dayanıklılığı üzerine etkisinin belirlenmesi ile birlikte kanal tedavili dişlerin protetik tedavisinde yaygın bir kullanım alanına sahip olan fiber post-kor destekli restorasyonlar ile daha güncel tedavi seçenekleri olan monoblok zirkonya post-kor destekli restorasyonlar, standart endokron restorasyonlar ve kök içi uzatmalı endokron restorasyonların kırılma dayanıklılığının ve başarısızlık tipinin değerlendirilerek karşılaştırılmasıdır.

2. GENEL BİLGİLER

Restoratif diş tedavilerinin en büyük amacı, dişlerde kaybedilen form, fonksiyon ve estetiğin yeniden kazandırılmasıdır. Çürük, travma ve/veya eski restorasyon gibi etkenler sonucunda kanal tedavisi uygulanan dişlerin kırılmaya daha yatkın olmaları nedeniyle, restoratif tedavileri ayrı bir öneme sahiptir (1-4).

Kanal tedavisi; pulpası geri dönüşümsüz olarak enfekte veya nekroze olmuş dişlere uygulanan bir işlemdir (2, 56, 57). Bu tedavi ile enfekte pulpa dokusu ve onu çevreleyen enfekte kök kanal dentini, kanal tedavisinin ilk aşaması olan mekanik şekillendirme işlemi esnasında çeşitli aletlerle uzaklaştırılırken; kalan doku artıkları, smear tabakası ve patojenik bakteriler ise çeşitli medikal ajanlar ile gerçekleştirilen kanal irrigasyonu işlemi ile uzaklaştırılır. Son olarak, biyouyumlu dolgu materyalleri ile başlangıçta yapılan şekillendirmeye uygun olarak apikalden koronale kadar tüm kök kanalının sızdırmaz bir şekilde doldurulmasıyla kanal tedavisi işlemi tamamlanır (58). Tüm bu aşamaların sonucunda dişlerde hem biyolojik hem de mekanik birçok değişiklikler meydana gelir.

1895'lerin başında Black yaptığı çalışmada, devital dişlerde bulunan dentin dokusunun basınç dayanımının, vital dişlerdeki göre daha az olduğunu ortaya çıkarmıştır (59). Devital ve vital dişlerin sertliklerini karşılaştıran sonraki in vitro araştırmalar ise bu düşünceyi desteklememiştir (60, 61). Fakat Carter ve ark. (62) 1983' de yaptıkları in vitro çalışmayla Black' in görüşünü desteklemiş ve kanal tedavili dişlerde vital dişlere göre kesme dayanımında azalma olduğunu göstermişlerdir.

2.1. Kanal Tedavili Dişlerde Meydana Gelen Değişiklikler

2.1.1. Biyolojik Değişiklikler

Biyolojik değişiklikler, kanal tedavisi sonucunda dişlerin dentin dokusundaki su kaybı ve kollojen ağındaki farklılaşma sebebiyle dentinin fiziksel özelliklerinde meydana gelen değişikliklerdir.

Kanal tedavili dişlerde pulpa dokusu kaybına bağlı gerçekleşen nem içeriğinin değişmesi ve bu durumun dişleri kırılmaya daha yatkın hale getirmesi yıllardır araştırılmış ve tartışılmıştır. Bu konuda iki farklı görüş bulunmaktadır;

Helfer ve ark. (5) yaptıkları in vitro çalışmada kanal tedavisi sonrası %10'luk nem kaybının serbest suda gerçekleştiğini ve bu değişimin devital dişlerin özelliklerini etkilediği kanısına varmışlardır. Pulpa dokusu kaybıyla meydana gelen nem miktarındaki değişim dişin elastikiyetini ve kırılma dayanımını azaltır (6). Kron dentini yaklaşık %13,2 oranında nem içeriğine sahiptir. Kron dentininde bulunan tübül sayısı, kök dentininde bulunan tübül sayısının iki katıdır. Daha az tübüle sahip kök dentininde nem içeriği de düşüktür. Kanal tedavisiyle birlikte organik madde miktarında da bir kayıp gerçekleşerek kök dentininde, koronal dentine göre zaten az olan nem miktarı daha da azalır. Bu sıvı azalmasına bağlı olarak dentin dokusu büzülür. Bunun sonucunda açığa çıkan stres ise önce çatlak, devamında da kırık oluşumunu tetikler. Yani bu noktada savunulan görüş, kırığın direk olarak dentindeki nem kaybından değil, nem kaybına bağlı gerçekleşen dentin dokusundaki büzülme ve stres oluşumuna bağlı olduğu yönündedir (2, 8, 63). Bu değişimlere bağlı olarak devital dişlerde kırığa yol açan, dentin dokusunun fiziksel özelliklerinde de değişimler meydana gelir. Huang ve ark. (7) yaptıkları in vitro çalışmada young modülünde artış olduğunu belirtmişlerdir. Yani dentinin sertliği artarken, esnekliği azalmaktadır. Nem kaybının young modülüne etkisinin az olduğunu gösteren çalışmalar da mevcuttur (10). Winter ve Karl (8) kanal tedavisine bağlı dentin dehidratasyonunun vertikal kök kırıkları üzerine etkisini, daha önce bu konuda yapılan çalışmaları inceleyerek araştırmışlardır. Bu inceleme sonucunda, vertikal kök kırıklarının, dehidratasyona bağlı dentindeki hacim değişimi ile gelişen kök kanalındaki streslerden veya kanal duvarı çevresindeki çevresel gerilimlerden kaynaklandığını belirtmişlerdir. Ancak Papa ve Messer (64) aynı kişilerden protetik amaçla çekilen vital ve devital dişlerin nem içeriklerini kıyasladıkları in vitro çalışmada, bu değerler arasında önemli bir fark olmadığını ifade etmişlerdir.

Kanal tedavili dişlerde görülen bir diğer biyolojik değişiklik ise kollajen ağının zayıflamasıdır. Kollajen ağında bulunan kovalent intermoleküler çapraz bağlar dentin matriksine stabilite ve çekme dayanımı sağlar. Bu nedenle kollajen çapraz bağlarının yoğunluğu dişin dayanıklılığı açısından önemlidir. Fakat devital dişlerde hem dehidratasyon hem de yaşlanma sonucunda kollajen yapısı zayıflamaktadır (9, 10).

2.1.2. Mekanik Değişiklikler

Endodontik giriş kavitesi, çürük ve eski restorasyonlara bağlı madde kayıplarının dentinin fiziksel özelliklerine etkisi, kanal irrigasyonunda kullanılan solüsyonların dentine fizikokimyasal etkisi ve devital dişlerde proprioepsiyon duyusu kaybı kanal tedavili dişlerde meydana gelen mekanik değişikliklerdir.

Kanal tedavili dişlerde; çürük ve/veya eski restorasyon ve endodontik giriş kavitesi gibi sebeplerle sert doku kaybı oluşur. Nem kaybına bağlı dentinin fiziksel özelliklerindeki değişime kıyasla, çeşitli sebeplerle gerçekleşen sert doku kaybı devital dişlerin dayanıklılığının azalmasında daha büyük bir etkiye sahiptir (10). Reeh ve ark.'nın (11) vital ve devital dişlerin kırılma dayanıklılığını karşılaştırdığı bir in vitro çalışmada, biyolojik değişikliklere kıyasla diş dokusundaki fazla madde kaybının dişleri daha kırılğan hale getirdiği ve vital dişlerin devital dişlere göre % 5 daha sert olduğu belirtilmiştir. Fakat bir başka in vitro çalışmada, aynı kişilerden çekilen karşılıklı vital ve devital dişlerin biyomekanik özellikleri karşılaştırılmış ve buna göre vital dişler devital dişlerden %3,5 daha sert bulunmasına rağmen kırılma yükleri arasında anlamlı bir fark bulunmazken, kanal tedavisinden sonra dişlerin daha kırılğan bir yapıya sahip olmadığı vurgulanmıştır (65).

Çürük ve/veya eski restorasyon bulunan bir dişe kanal tedavisi uygulanmadan önce eski restorasyon çıkarılıp çürük lezyonu temizlenir. Sağlam dentin dokusu elde edildikten sonra kavite düzeltilip, pulpa tavanı kaldırılarak kanal tedavisine başlanır (10). Eğer çürük ve/veya eski restorasyon sınırları geniş ise buna bağlı olarak sert doku kaybı daha fazla olur ve dişin kırılma dayanıklılığı azalır (6).

Kanal tedavili dişlerde görülen kırıklar, basit kasp kırıklarından dişlerin çekimini gerektiren kök kırıklarına kadar değişkenlik gösterir (4). Bu değişkenliğin en büyük sebebi ise kavite preparasyonuna marjinal sırtların da dahil edilmesidir. Marjinal sırtları içine alan kavite preparasyonunun dişlerin kırılmaya karşı direncini azalttığı yapılan in vitro çalışmalar ile belirtilmiştir (11, 12). Reeh ve ark. (11) yaptıkları in vitro çalışmada; endodontik giriş kavitesinin %5, okluzal kavitenin (bir yüzlü) %20 ve meziyookluzodistal (üç yüzlü) kavitenin ise dişi %63 oranında gelen kuvvetlere karşı zayıflattığını bildirmişlerdir. Kanal tedavisi ve restoratif işlemler sırasında gerçekleştirilen kavite preparasyonu sonucu kasp esnekliğinin artması, dişlerin kırılma ihtimalini de arttırır. Kasp bükülmesi, kavite sınırları genişledikçe

artar ve endodontik genişletmeyi takiben en yüksek değerdedir (66). Costa ve ark. (13) yaptıkları in vitro çalışmada, çürüksüz üst çene küçük azı dişlerinde farklı meziyookluzodistal (MOD, üç yüzlü) kavite genişliklerinin kırılma dayanıklılığına etkisini incelemişler ve en geniş meziyookluzodistal (MOD, üç yüzlü) kavite preparasyonu bulunan dişlerde daha fazla kırılmaya yatkınlık olduğunu belirtmişlerdir.

Khera ve ark. (14) yaptıkları sonlu elemanlar analizinde, farklı boyun genişliğine, farklı kavite derinliğine ve farklı aksiyal duvar kalınlığına sahip MOD kavitesi bulunan dişleri basma dayanımı altında değerlendirmişler ve diş ve/veya kasp kırıklarında en önemli faktörün kavite derinliği olduğunu, boyun genişliğinin ise derinliğe göre daha az etkili olduğunu öne sürmüşlerdir. Blaser ve ark. (67) da yaptıkları in vitro çalışmada, kavite derinliğinin dişin zayıflamasına etkisini araştırmışlardır. Bunun sonucunda ise dar bir boyun ve derin bir pulpa odası preparasyonunun, geniş bir boyun ve sığ bir pulpa odası preparasyonundan daha fazla zayıflatıcı etkiye sahip olduğunu belirtmişlerdir.

Kanal tedavisi esnasında pulpa dokusunun çıkarılması, dentinde herhangi bir kimyasal değişime yol açmaz. Fakat kök kanalının irrigasyonunda kullanılan sodyum hipoklorit, şelatör ajanı (EDTA) ve kalsiyum hidroksit gibi kanal irrigantları ve medikal ajanlar kanal dentininde birtakım etkileşimlere yol açarak özelliklerini değiştirir.

Sodyum hipoklorit (NaOCl) ve etilen diamin tetraasetik asit (EDTA) kanal tedavisinde yaygın olarak kullanılan irrigantlardır. Fakat yüksek konsantrasyonlarda uzun dönem kullanımları dentinin fiziksel özelliklerini olumsuz yönde etkiler; dentinin bükülme dayanımını, elastiklik modülünü ve mikrosertliğini azaltır (6). Sodyum hipoklorit (NaOCl) kanal irrigasyonunda kullanıldığında vital ve nekrotik dokuları yok ederek antibakteriyel bir etki sağlar. Bunu da proteolitik aktivitesi ile gerçekleştirir. Ancak uzun peptid zincirlerini yok ederken kollojenleri de parçalar. Bu yıkım, dentinin elastiklik modülünde ve bükülme dayanımında azalmaya yol açar (10). Bu olumsuz etkisi uygun konsantrasyonlarda ve kısa süreli kullanımlarda söz konusu olmaz. Genellikle farklı sürelerde etki gösteren; %0,5, %3 ve %5'lik konsantrasyonları kanal tedavisinde tercih edilir (57). EDTA ise bir şelatör ajandır ve NaOCl ile birlikte belirli bir

sıraya göre kanal irrigasyonunda kullanılmaktadır. EDTA ile kanal şekillendirilmesi sırasında hem biriken smear tabakası kaldırılır hem de kanal aletlerinin kanal içinde hareketini kolaylaştıran kayganlaştırıcı etkisinden yararlanır. EDTA'ın yüksek konsantrasyonda ve uzun süreli kullanımı kalsiyum miktarını azaltır ve kollojen olmayan proteinleri etkiler (6). Bunun sonucunda dentin erozyonu gerçekleşir ve buna bağlı olarak da dentin dokusu yumuşayarak kırığa yatkınlığı artar (10). Araştırmalara göre, %17'lik EDTA'ın 1-5 dk kullanılması kanal duvarlarını temizler ve böylece yapılan kanal dolgusu kanal duvarlarına daha iyi adapte olur (57).

Dişler, duyu reseptörleri ve periodontal mekanoreseptörler ile donatılmıştır. Bu reseptörler, duyu algı ve motor fonksiyon için dişlere uygulanan okluzal yükün büyüklüğü, yönü ve oranının geribildirimini sağlar (68). Dişlerin apikal kısmında bulunan bazı pulpal sinirler ise orta derecede dokunma ve basınç algısında rol oynarlar. Dişlere kanal tedavisi uygulandıktan sonra pulpa dokusunun kaybına bağlı olarak propriosepsiyon mekanizmasının kaybolması, çiğneme sırasında dişin kendini koruma fonksiyonunu azaltır ve böylece gelen kuvvetlere karşı diş savunmasız bırakır (15). Farklı bir görüşe göre ise; devital dişlerde geribildirim mekanizması kaybolmaz, sadece duyu alımı değişir. Buna bağlı olarak da devital dişler ancak, vital dişlere uygulanan fonksiyonel okluzal yükün iki katı bir yük uygulandığında rahatsızlık hissini algılar (10).

Günümüze kadar birçok araştırmacı kanal tedavili dişlerde oluşan biyolojik ve mekanik değişiklikleri göz önüne alarak, bu dişlerin restoratif tedavilerinin oldukça önemli ve bir o kadar da karmaşık olduğunu vurgulamışlardır. Çünkü kanal tedavisinin uzun dönem başarısından söz edebilmek ancak sonrasında gerçekleştirilen başarılı bir restoratif tedavi ile mümkündür. Bu nedenle daimi bir restorasyon planlarken bazı temel prensiplerin dikkatle değerlendirilmesi gerekir (3, 4, 69-71).

2.2. Kanal Tedavili Dişlerin Restoratif Tedavilerinde Temel Prensipler

Kanal tedavili dişleri restore etmeden önce dişe ve hastaya bağlı bazı faktörler değerlendirilmelidir.

2.2.1. Dişle Bağlı Faktörler

a. Dişin Semptomatik Durumu

Teknik standartlara uygun bir kanal tedavisini takiben dişte, çiğneme esnasında ya da perküsyonda herhangi bir hassasiyet yoksa ve kanal tedavisinden önce diş nekroz değilse bu durumda daimi bir restorasyon planlanabilir. Ancak dişte kanal tedavisi öncesinde bir enfeksiyon varlığı mevcut ise ve kanal tedavisi tamamlandıktan sonra da okluzal ve/veya lateral kuvvetler varlığında hassasiyet hatta ağrı gibi semptomlar geliyorsa bu durumda herhangi bir restoratif işlem planlamadan birkaç hafta boyunca dişin takibi yapılmalıdır. Bu süre zarfında dişte var olan semptomlar kaybolmaz, hasta şikayeti düzelmezse veya dişte bir eksüda çıkışı gözlemlenirse kanal tedavisi işlemi tekrar edilmelidir. Hastada daimi restorasyon planı ancak semptomsuz durum elde edildiğinde düşünülebilir (4).

b. Dişin Periapikal Durumu

Kanal tedavisinin uygulanmasının en büyük nedenlerinden biri pulpadaki enfeksiyona bağlı bir apikal periodontitis (periapikal lezyon) oluşmasını önlemek veya apikal periodontitis (periapikal lezyon) bulunan dişleri tedavi etmektir (72). Kanal tedavisinden önce periapikal lezyon bulunan veya kanal tedavisini takiben periapikal lezyon gelişen dişlerin restoratif tedavileri dikkatle ele alınmalıdır. Çünkü bazen semptom gösteren ve iyileşme bulunmayan lezyonlu dişlerin tedavisinin başarısız olup çekilme riskleri söz konusudur. Böyle bir durumda kanal tedavisinden sonra herhangi bir daimi restorasyon yapmadan önce dişin iyi analiz edilmesi ve ona göre bir plan izlenmesi gerekmektedir.

Çalışmaların büyük çoğunluğuna göre, kanal tedavisinin başarı oranı tedavi öncesi bir periapikal lezyon varlığında büyük oranda azalmaktadır (73, 74). Sjogren ve ark. (75) yaptıkları çalışmada periapikal lezyon bulunmayan dişlerin %96'sından fazlasının başarıyla tedavi edildiğini ve bir problem oluşturmadığını, bunun yanı sıra pulpa nekrozu ve periapikal lezyonları olan dişler ile periapikal lezyonları tekrar tedavi gören dişlerde sırasıyla %86 ve %62 daha düşük başarı oranı ve sonrasında da birçok problem oluştuğunu belirtmişlerdir.

Periapikal lezyonun iyileşme süresi, radyografik lezyonun başlangıç boyutuna ve takip süresine bağlıdır. Eğer dişte mevcut lezyon 2 mm'den küçük ise

kanal tedavisini takiben restorasyon yapımına başlanabilir. Ancak 2 mm'den büyük bir lezyon varlığında kanal tedavisini takiben lezyonun iyileşmesi bir süre takip edilmelidir (4). Takip süresi ile ilgili farklı görüşler bulunmaktadır. Bazı araştırmacılar 6 ay- 1 yıllık bir takip süresi gerektiğini ileri sürerken (76), bazıları ise tam bir iyileşmeden söz edebilmek için 5 yıllık bir gözlem süresi gerektiğini belirtmişlerdir (75). Hastalar, başarısızlık riski, takip süresi ve maliyet hakkında bilgilendirilmeli ve hasta onayı doğrultusunda bir tedavi planı yapılmalıdır (4).

c. Dişin Fonksiyonel Durumu

Restoratif tedavi planlaması yapılmadan önce, dişin arktaki pozisyonu, mezyodistal boyutu ve etkilendiği kuvvetler değerlendirilmelidir. Uygulanacak restorasyon tipi ve materyali de bu kriterler göz önünde tutularak seçilmelidir.

Chan ve ark, (77) yaptıkları retrospektif bir çalışmada 13 yılda, 274 hastada meydana gelen 315 adet vertikal kök kırığı vakasını incelemişlerdir. Yapılan araştırma sonucunda, 315 adet vertikal kök kırığının %60'ının kanal tedavili dişlerde gerçekleşmiş olduğunu ve en fazla kök kırığı oranının %53 ile alt çene 1. büyük azı dişlerinde olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca, dişin bulunduğu ark da meydana gelen kök kırığı oranını etkilemektedir. Alt çene 1. büyük azı dişinde rapor edilen vertikal kök kırığı oranı, üst çene 1. büyük azı dişine kıyasla 2 kat daha fazladır. Benzer şekilde, hem kanal tedavisi öncesi hem de kanal tedavisi sonrası alt çene 1. büyük azı dişinin üst çene 1. büyük azı dişi ve üst çene 1. küçük azı dişine kıyasla kırığa daha fazla yatkın olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur (78).

Dişin fonksiyonel durumunu etkileyen bir diğer faktör de diş kronunun mezyodistal boyutudur. Üst çene küçük azı dişleri gibi mezyodistal boyutu dar olan dişlerin kırılma dayanıklılığı daha azdır (79).

Restoratif bir planlama yapmadan önce dikkat edilmesi gereken diğer bir konu, farklı bölge dişlerinin farklı kuvvet toleransı olduğudur. Arka bölge dişleri daha çok vertikal kuvvetlere karşı koyarken, ön bölge dişleri ise lateral ve kesme kuvvetlerine karşı koyar (3). Çünkü ön bölge dişleri, kuvvetleri uzun eksenleri boyunca değil, açılı olarak karşılar. Lateral kuvvetler vertikal kuvvetlere göre daha çok diş-restorasyon arayüzünde bir zarara yol açar (80). Bunun yanında, arka bölge dişleri ise çiğneme kaslarının pozisyonuna bağlı olarak daha fazla vertikal ve lateral

kuvvetlere maruz kalırlar. Çiğneme sırasında iletilen yükler ise daha çok 1. büyük azı bölgesinden karşılanmaktadır (81). Dolayısıyla arka bölge dişlerinin kırılmaya karşı korunmasına ve bu dişlere uygulanacak restorasyonun mekanik özelliklerinin gelişmiş olmasına dikkat edilmelidir.

Dişlerin bulunduğu bölgenin restoratif tedavi açısından önemini arttıran diğer önemli etken ise estetik beklentilerdir. Arka bölge dişlerine uygulanan restorasyonlara kıyasla, ön bölge restorasyonlarından hastaların estetik beklentileri daha yüksektir. Fakat günümüzde hem mekanik özellikleri yüksek hem de estetik beklentileri karşılayan materyallerin artması arka bölgede de en az ön bölge kadar estetik restorasyonlar yapılabilmesini mümkün kılmaktadır.

d. Mikrosızıntı

Mikrosızıntı; bakterilerin, oral sıvıların, iyonların ve moleküllerin diş ile restorasyon arasına difüzyonudur. Kanal tedavisinin ve sonrasında gerçekleştirilen restoratif tedavinin başarısını etkileyen önemli bir faktör olduğu çeşitli derlemelerde belirtilmiştir (82-84).

Mikrosızıntının iki nedeni vardır. Bunlar, koronal ve apikal sızıntıdır. Koronal sızıntı, geçici dolgu materyalinin kaybı ve/veya marjinal uyumu iyi olmayan, sızdırmazlığı yetersiz daimi restorasyonlar neticesinde bakterilerin, bakteri endotoksinlerinin ve ağız sıvılarının koronal açıklık yoluyla kanal girişlerine taşınmasıdır. Apikal sızıntı ise, mekanik şekillendirme ve irrigasyon işlemlerinden sonra bile hala dentin tübüllerinde aktif olarak kalan bir kısım bakterinin veya koronal sızıntı neticesinde taşınan bakterilerin kanal duvarlarına iyi adapte olamamış yetersiz kanal dolgusunu fırsat bilerek dişin apikaline hatta periapikal dokulara taşınması sonucunda gerçekleşir. Bu mikrosızıntılar, tekrarlayan çürük ve apikal periodontitis gibi tedavi sonrası istenmeyen durumların gelişmesine sebep olarak kanal tedavisinin ve restoratif tedavinin başarısını azaltır (10, 82, 84). Swanson (85) Madison ve Wilcon (86)'ın yaptıkları in vitro çalışmalar kanal tedavisinin uzun dönem başarısı için koronal sızdırmazlığın en az apikal sızdırmazlık kadar önemli olduğunu göstermiştir. Ray ve Trope (87) kanal dolgusu ve daimi restorasyon kalitesinin kanal tedavili dişlerin periapikal durumuna etkisini karşılaştırdıkları çalışmada, kanal tedavisi ve restoratif tedavisi tamamlanmış 1010

adet dişi radyografik ve klinik olarak değerlendirmişlerdir. Bunun sonucunda ise apikal periodontitis oluşmamasında, kenar uyumu iyi bir daimi restorasyonun, iyi bir kanal dolgusundan daha önemli olduğunu belirtmişlerdir. Bunların yanında Gillen ve ark. (84) yaptıkları sistematik derleme ve meta analizde, kanal dolgusunun da daimi restorasyon kadar önemli olduğunu ve kanal tedavisinin başarısının ikisine de bağlı olduğunu vurgulamışlardır.

Mikrosızıntının önlenmesi için başarılı bir kanal tedavisi ile kök kanalı üç boyutlu olarak doldurulmalı ve vakit kaybetmeden kenar uyumu iyi bir daimi restorasyon yapılmalıdır. Üç aydan fazla koronal tıkaması sağlanmamış dişlerde kanal tedavisinin yenilenmesi düşünülebilir (88).

e. Kalan Diş Dokusu Miktarı

Kırılmaya daha yatkın olan kanal tedavili dişlerde yapılacak restoratif tedaviye karar vermeden önce kalan diş dokusunun çok yönlü değerlendirilmesi gerekir (89). Bu değerlendirme geriye kalan diş dokusunda bulunan hem aksiyal duvarların kalınlığına ve sayısına göre hem de ferrulenin varlığına ve miktarına göre yapılmalıdır.

Kalan aksiyal duvarların kalınlığı, kanal tedavili dişlerin kırılmaya karşı direncinde en az kalan duvar sayısı kadar önemlidir (90) ve aynı zamanda kalan sağlam mine ve dentin dokusunu temsil eder (91). Literatürde kalan duvar kalınlığı ile ilgili farklı görüşler bulunmaktadır. Peroz ve ark. (92) yaptıkları derlemede kron-kök yapısının fonksiyonel yüklere dayanmasında kalan aksiyal duvar kalınlığının belirleyici faktörlerden biri olduğunu ve eğer diş direkt tekniklerle restore edilecekse 1 mm aksiyal duvar kalınlığına ihtiyaç olduğunu belirtmişlerdir. Ancak diş, bir kron restorasyonu için prepare edilecekse bu durumda kor yapının stabilizasyonu için aksiyal duvar kalınlığının 1 mm'den fazla olması gerektiğini de vurgulamışlardır. Bunun yanında, kanal tedavili dişlerde yeterli kırılma dayanıklılığı için kalan aksiyal duvar kalınlığının 2 mm olması gerektiğini belirten çalışmalar da bulunmaktadır (90, 93). Scotti ve ark. (93) yaptıkları in vitro çalışmada 2 mm bukkal ve 1,5-2 ve 2,5 mm'lik farklı palatinal duvar kalınlığına sahip küçük azı dişlerden oluşan örnekleri farklı adeziv tekniklerle restore etmiş ve grupların kırılma dayanıklılığını değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın sonucuna

göre, kalan aksiyal duvar kalınlığı 2 mm'den fazla ise kasp kaplamasına gerek kalmadan fiber post destekli bir kompozit restorasyon kırılmaya karşı yeterli dayanıklılığı sağlamaktadır. Fakat kalan aksiyal duvar kalınlığı 2 mm'den küçükse gelen okluzal yükler karşısında kırılmaya direnç ancak kaspların kaplanmasıyla sağlanabilir.

Kalan diş dokusu, kalan aksiyal duvar sayısına göre bir sınıflandırmayla değerlendirilecek olursa;

- **Sınıf 1:** Sadece endodontik giriş kavitesinin olduğu, dört aksiyal kavite duvarının da mevcut olduğu dişleri kapsar. Yeterli kalınlıkta dört aksiyal duvar mevcut ise post yerleştirilmesine gerek yoktur. Böyle bir durumda herhangi bir restorasyon tipi seçilebilir.
- **Sınıf 2:** Sadece bir duvar kaybının olduğu, meziyookluzal (MO) veya distookluzal (DO) kaviteleri kapsar. Bu durumda herhangi bir post yerleştirilmesine gerek yoktur.
- **Sınıf 3:** İki duvar kaybı olan, meziyookluzodistal (MOD) kaviteleri kapsar. Bu şekilde iki duvarın kaybedildiği MOD kavitelere ve proksimal kavitesi olan ön bölge dişlerinde de post uygulanması gerekli değildir. Kalan diş dokusu özellikle adeziv dolgular için yeterli desteği sağlayacak yüzey alanına sahiptir.
- **Sınıf 4:** Sadece bukkal veya lingual duvarın kaldığı, tek duvarı olan kaviteleri temsil eder. Eğer bu dişler sabit veya hareketli bölümlü protezler için dayanak olarak kullanılacaksa yapılacak kron preparasyonu kırılma direncini daha da azaltır. Bu sebeple, bu şekilde madde kaybı olan dişlere post yerleştirilmesini takiben kron restorasyonu yapılması gerekmektedir.
- **Sınıf 5:** Tüm aksiyal kavite duvarlarının kaybedildiği, dişlerin yüksek oranda zarar gördüğü bir durumdur. Bu şekilde kron harabiyeti fazla dişlerde kor materyaline destek sağlamak amacıyla post uygulanması gerekmektedir. Ayrıca bu şekilde dekorone olmuş dişlerde kırılma dayanıklılığı açısından en önemli faktör ferrule etkisinin sağlanmasıdır (92).

f. Ferrule

Vitalitesini kaybetmiş, kanal tedavili dişlerde kırılmaya karşı yeterli dayanıklılığın sağlanması, kök kırıklarına karşı dişin korunması ve yapılacak restoratif tedavinin belirlenmesinde en önemli faktörlerin başında ferrule varlığı ve ferrule etkisinin sağlanması gelmektedir. Latince’ den köken alan ferrule kelimesi, “ferrum” ve “viriola” kelimelerinin birleşmesinden oluşmuştur. “Ferrum”, Latince’ de demir, “viriola” ise bilezik anlamına gelir (94). Ferrule dişin servikal marjiniinden koronal yönde uzanan paralel dentin duvarlarıdır (1, 95). Koronalde kalan bu doku dişeti sınırında oluşan stres konsantrasyonunu azaltmaktadır (18, 30). Ferrule etkisi ise kronun metal veya seramik yakasının, altındaki diş dokusunu bilezik şeklinde, 360° sarması olarak tanımlanır (16, 96, 97). Kanal tedavili dişlerde olası kök kırıklarını önlemek ve uygulanan kron restorasyonuna desteklik sağlamak amacıyla ferrule etkisi oluşturulması önemlidir (16). Ferrulenin birçok etkisi vardır. Bunlar;

- Koronal yönde uzanan dentin duvarlarının, kronun metal veya seramik yakası tarafından çepeçevre sarılması, dişe uygulanan bir kuvvet karşısında ferrule üzerinde kalan diş, post ve/veya kor kısımlarının bağımsız bükülmesini engeller. Yani tüm bu farklı kısımlar, uygulanan kuvvete tek parçaymış gibi karşı koyarlar. Ferrule bulunmayan dişlerde bu etki olmadığı için dişe gelen kuvvet vektörleri diş, post ve kor gibi farklı yapıların farklı şekilde bükülmelerine sebep olur. Bunun sonucunda oluşan stresler ise farklı kırılma düzlemlerinin oluşmasını tetikler. Aksiyal kavite duvarlarını kaybetmiş, ferrule bulunmayan arka bölge dişlerinde, dişeti seviyesinin üzerinde bulunan post ve kor kısımlarının farklı derecelerde bükülmesiyle oluşan stresler furkasyon ve kök kırıklarının oluşmasına neden olur. Ferrule varlığı kuvvetlerin daha geniş bir yüzeye dağıtılmasını sağlayarak dişi farklı stres oluşumlarına ve kırılmaya karşı korur (16).
- Ferrule etkisi, postların oluşturduğu kama etkisinin ve fonksiyon sırasında oluşan lateral kuvvetlerin engellenmesini sağlar (17).
- Restorasyona yeterli direnci sağlayarak uzun ömürlü olmalarını temin eder.
- Ayrıca vertikal kök kırıklarını önemli ölçüde azaltır. Meydana gelen kırıklar daha çok oblik veya horizontal kırık şeklinde gerçekleşir (98, 99).

Ferrule etkisi; ferrule yüksekliği ve ferrule şekline göre değişkenlik gösterebilir.

Ferrulenin koruyucu etkisi için kalan koronal doku yüksekliği yani ferrule yüksekliği oldukça önemlidir ve birçok çalışmada araştırılmıştır. Sorensen ve Engelman (17) yaptıkları in vitro çalışmada 1 mm ferrule varlığında kanal tedavili dişlerin kırılma dayanıklılığının, ferrule olmayan dişlere göre iki kat daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Bunun yanında, 1,5-2 mm ferrule varlığının ise daha etkili olduğunu gösteren çalışmalar da mevcuttur (96, 100, 101). Libman ve Nicholls (18) yaptıkları in vitro çalışmada farklı ferrule yüksekliklerine sahip santral kesici dişlerin kırılma dayanıklılıklarını karşılaştırmışlardır. Buna göre dişler, 0,5 ve 1 mm ferrule varlığında, 1,5 ve 2 mm ferruleye göre çok daha düşük kırılma yüklerinde başarısızlığa uğramıştır. Kırılma dayanıklılığını arttıran en etkin ferrule yüksekliğinin ise 2 mm (22, 23) ve 3 mm (102) olduğunu belirten bazı in vitro çalışmalar da mevcuttur. Ferrule varlığının etkisini gösteren tüm bu in vitro çalışmaların yanında, iki in vitro çalışmada ferrule bulunmayan ve 1 mm ferrule bulunan dişlerin arasında kırılma yükleri açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır (19, 102).

Ferrule yüksekliği kadar ferrulenin şekli de önemlidir ve birçok araştırmanın konusu olmuştur. Arzu edilen ve ideal olarak kabul edilen, çevresel ve eşit yükseklikte ferrule varlığıdır. Fakat erozyon, abrazyon, çürük ve kavite preparasyonu nedeniyle klinik olarak ideal ferrule şekli her zaman elde edilemeyebilir (80, 95). Tan ve ark. (20) yaptıkları in vitro çalışmada; 2 mm çevresel ferrule bulunan, 2 mm kısmi ferrule bulunan (2 mm bukkal ve lingual, 0,5 mm proksimal ferrule) ve ferrule bulunmayan kanal tedavili dişlerin kırılma dayanıklılıklarını karşılaştırmışlardır. Buna göre, 2 mm çevresel ferrule bulunan dişlerin kırılma dayanıklılığının, kısmi ferrule bulunan dişlere kıyasla daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Yine de kanal tedavili dişlerin kırılmaya karşı dayanıklılığında kısmi ferrule bulunması, hiç ferrule bulunmamasına göre daha etkilidir (20, 24). Ferrule bulunmayan dişler ve yalnızca 3 mm bukkal ferrule bulunan dişlerin kırılma dirençlerinin değerlendirildiği bir başka in vitro çalışmaya göre; 3 mm bukkal ferrule varlığında dişlerin kırılma dayanıklılığı anlamlı bir şekilde artmaktadır (103). Farklı ferrule şekillerinin kırılmaya etkisinde, dişin gelen

okluzal kuvvetlerin yönü de etkilidir (24, 80). Ng ve ark. (24) yaptıkları in vitro çalışmada 50 adet kanal tedavili üst çene kesici dişini, 2 mm'lik farklı ferrule şekillerine (çevresel ferrule, sadece labial ferrule, sadece lingual ferrule, proksimal ferrule ve ferrule yok) göre hazırlayıp palatinal yüzeyden fonksiyonel yüklemeye tabi tutmuş ve grupların kırılma dayanıklılıklarını değerlendirilmişlerdir. Yapılan değerlendirme sonucunda ise, en yüksek kırılma değerlerini 2 mm palatinal ferrule bulunan grupta ve 2 mm çevresel ferrule bulunan grupta kaydetmiş ve bu şekilde fonksiyonel kuvvetler gelen kalan ön bölge dişlerinde çevresel ferruleye gerek olmadığını, palatinal bölgede yeterli yükseklikte sağlanacak ferrulenin, kırılmaya karşı yeterli etkinlikte olduğunu savunmuşlardır.

Tüm bunlardan yola çıkarak, kanal tedavili dişlerde bir restorasyon kararı vermeden önce ferrulenin varlığı, varsa yüksekliği ve pozisyonu değerlendirilmelidir. 2 mm yüksekliğinde ve çevresel ferrule varlığı devital dişlerin kırılmaya karşı dayanıklılığını yüksek düzeyde arttırken (21), aşırı kron harabiyetine bağlı olarak yalnızca fonksiyonel kasp bölgesinde mevcut olan 2 mm'lik ferrulenin de fonksiyonel kuvvetler karşısında yeterli olacağı bildirilmiştir. Kalan diş dokusu değerlendirildiğinde yeterli ve uygun pozisyonda ferrule yoksa bazı kriterlere uygun olarak bir yol izlenmelidir. Bu durumda öncelikli olarak dişin kron/kök oranının uygunluğu ve biyolojik genişliği değerlendirilmelidir.

Eğer kron/kök oranı 1:1 veya daha büyükse ve biyolojik genişlik ≥ 3 mm ise yeterli ve istenilen pozisyonda ferrule elde edebilmek için;

- Cerrahi olarak kron boyu uzatma veya
- Ortodontik olarak dişin ekstrüzyonu düşünülmelidir.

Eğer kron/kök oranı 1:1'den daha küçük ve biyolojik genişlik < 3 mm ise bu durumda herhangi bir tedavi seçeneği ile ferrule elde edebilmek mümkün değildir. Böyle bir durumda;

- Dişin prognozu göz önüne alınarak post-kor uygulanması endikedir.
- Eğer hastanın ağız hijyeni iyi değilse, dişte şiddetli mobilite mevcutsa ve dişin prognozunun restoratif tedaviyi takiben kötü olacağı düşünüülüyorsa dişin çekilmesi gerekmektedir (3, 97).

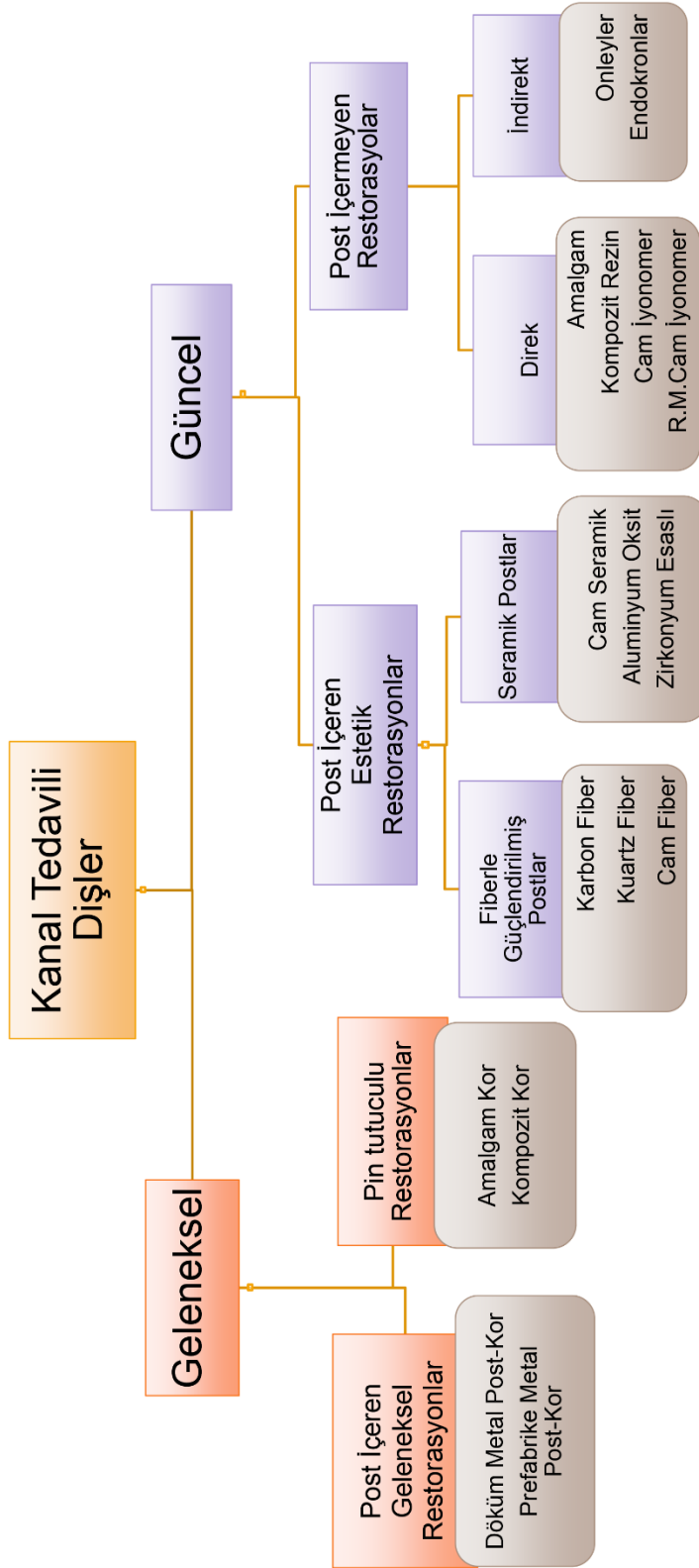
2.2.2 Hastaya Bağlı Faktörler

a. Parafonksiyonel Alışkanlıklar

Restoratif tedavinin başarısını etkileyen faktörlerden biri de hastalarda brüksizm (diş sıkma ve/veya gıcırdatma), tırnak yeme, kalem ısırma veya uzun süreli sakız çiğneme gibi parafonksiyonel bir alışkanlığının bulunmasıdır. Kanal tedavisini takiben yapılacak daimi restorasyonun tipini ve materyalini seçmeden önce bu tarz alışkanlıkların tespit edilip, buna uygun bir restorasyon yapılması gerekir.

Bruksizm, Protez Terimleri Sözlüğü'nün yedinci baskısında "dişlerin istemsiz veya spazmodik olarak gıcırdatılması veya sıkılması şeklinde oluşan alışkanlık" olarak tanımlanmıştır (104). İstemsiz gerçekleşen, gece ve gündüz olmak üzere günün farklı saatlerinde gerçekleşebilen bu alışkanlık esnasında uygulanan çiğneme kuvvetlerinde de önemli ölçüde bir artış gözlenmektedir. Bir insanda, normal şartlar altında uygulanan çiğneme kuvvetleri 1-18 kg (9-180N) olarak bildirilmiştir (105). Bruksomanlar'da ise maksimum çiğneme kuvveti, yapılan araştırmalar sonucunda büyük azı dişi bölgesinde 35,6-37,19 kg (353-365 N), küçük azı dişi bölgesinde 1-6,35 kg (56-64 N) ve kesici diş bölgesinde de 6,35 kg (65 N) olarak belirtilmiştir.

2.3. Kanal Tedavili Dişlerin Restoratif Tedavi Seçenekleri



Şekil 2.1. Kanal Tedavili Dişlerin Restoratif Tedavi Seçenekleri

Kanal tedavili dişlerin restorasyonunda güncel olarak kullanılan ve çalışmamızda da yer alan endokron ve estetik post-kor restorasyonlarına değinilecektir.

2.4. Post-Kor Restorasyonları

2.4.1. Post-Kor Restorasyonlarının Tarihçesi

Tarihte, madde kaybı bulunan dişlerin restorasyonları ile ilgili ilk bulgular 16. yüzyılın sonlarına dayanırken (25), günümüzde kullandığımız post-kor restorasyonlarına benzeyen ilk uygulamalar ise 1700'lerde Pierre Fauchard tarafından yapılmıştır. Fauchard; kron harabiyeti mevcut dişlerin restorasyonunda tahta çivileri post olarak kullanmış fakat tahta postların, nem absorpsiyonu sonucu şişerek kök kırıklarına yol açması sebebiyle altın kaideli ve seramik fasetli postları geliştirmiştir (106-108). Fauchard dönemin basit postlarını, Etienne Bourdet vidalı postları ve Maggiola yaylı postları geliştirmiştir. Bunları takiben 1841 yılında Lefoulon, kökün mum ile ölçüsünü alarak alçı model üzerinde post adapte etmiş ve kök kanalının içerisine vidalı posta benzer yivler taşıyan altın bir silindir yerleştirilmesini önermiştir (107, 108). Bu gelişmelerden birkaç yıl sonra, Sir John Tomes, post uzunluğu ve çapı ile ilgili prensipleri belirlemiştir ki bunlar günümüzdeki prensiplere benzemektedir (108, 109). Cassius M. Richmond ise 19. Yüzyılın sonlarına doğru, bugün bile kullanılan ve kendi adını taşıyan "Richmond Kron" restorasyonları geliştirmiştir. Post-kor ve kronun tek parça halinde üretildiği bu restorasyonda Richmond, kanal postunun üzerindeki kor yapının etrafına altın bir plaka ilave ederek kökün korunmasını sağlamıştır.

Günümüzde yapılan post-kor restorasyonlarına en yakın uygulama ise 1950 yılında Horst Uhling tarafından gerçekleştirilmiştir (110). Döküm altın post-korların da uygulanmaya başlanmasını takiben 1966'dan sonra vidalı veya simante prefabrike postlar ve kompozit korlar kullanıma girmiştir (111). 1989 yılında ise Kwiatkowski ve Geller tarafından cam seramik post ve korlar (Dicor, Dentsply) klinik kullanıma sunulmuş ve seramik postlarda ki bu gelişmeyi takiben ise Duret ve diğ. (112) 1990'da prefabrike, karbon fiberle güçlendirilmiş fiber postları tanıtmışlardır. 1991 yılında ise cam infiltre alüminyum oksit seramikten yapılmış postlar geliştirilmiştir. Zirkonya postlar ise ilk kez 1995'de Meyenberg ve ark. (40)

tarafından diş hekimliğinin kullanım alanına sunulmuştur. Yine aynı yılda ilk defa Pissis tarafından post ve korun cam seramik materyalden tek parça halinde dökülmesi fikri önerilmiştir (113). Bir yandan da cam fiber ve polietilen fiber gibi farklı fiber çeşitleri post üretiminde kullanılmaya başlanmıştır. Bu şekilde yıllardır devam eden, estetik ve biyomekanik özellikleri yüksek materyallerin arayışı ve bunların diş hekimliği alanında kullanımına yönelik çalışmalar günümüzde de hala devam etmektedir.

2.4.2. Post-Kor Restorasyonların Tanımı

Post: Restorasyonun desteklik ve tutuculuğu için kök kanalının içine uzanan bölümüdür.

Kor: Restorasyonun post ile birleşen ve prepare edilmiş diş formunu temsil eden bölümüdür (30).

2.4.3. Post-Kor Restorasyonların Endikasyon ve Kontraendikasyonları

Post-Kor Restorasyonların Endikasyonları

1. Çürük, eski restorasyonlar, travma, abrazyon ve/veya erozyon gibi etkenlere bağlı olarak koronal diş dokusunda aşırı madde kaybı olan, üç veya daha fazla aksiyal kavite duvarını kaybetmiş ve yeterli ferrule etkisinin sağlanamadığı dişlerin restorasyonunda pinler, yardımcı kaviteler veya adeziv tekniklerin yetersiz kalması sebebiyle,

2. Mine displazileri ve distrofileri gibi gelişimsel bozukluklara bağlı koronal madde kaybı mevcut dişlerin restore edilmesinde,

3. Travma kaynaklı kırıkların onarımında kök içi desteğe ihtiyaç duyulduğunda,

4. Kökten destek ve retansiyon alınması gereken overdenture protezlerinde ataçmanların köklere post-kor halinde birleştirilmesi gerektiğinde,

5. Malpoze dişlerin okluzal ve aksiyal pozisyonlarının düzeltilmesini gerektiren protetik tedavilerde kullanılırlar (92, 114, 115).

Post-Kor Restorasyonların Kontraendikasyonları

1. Periapikal patoloji bulunan dişlerde,
2. Kırığa yatkın ince ve eğri köklere sahip dişlerde,
3. Kökte çatlak veya kırık varlığında,
4. Kanalları hiperkalsifiye olan dişlerde,
5. Ağız hijyeni iyi olmayan ve yüksek periodontal enfeksiyon riski taşıyan hastalarda,
6. Kanal tedavisinin başarısızlığına bağlı kanalı perforasyon olmuş dişlerde post-kor uygulanması kontraendikedir (115, 116).

2.4.4. Post-Kor Restorasyonların Görevleri ve Dayanıklılığına Etki Eden Faktörler

Literatürde postun iki temel görevi tanımlanmıştır;

- a) Dişe etki eden kuvvetleri, yerleştirildiği kökün uzun ekseni boyunca dağıtmak,
- b) Kalan diş dokusunun, miktar ve lokalizasyon olarak gelen okluzal kuvvetlere yeterli direnç gösteremeyeceğinin düşünüldüğü durumlarda, protetik restorasyonu ve kalan diş dokusunu desteklemesi için yapılan kor yapıya tutuculuk sağlar.

Kanal tedavili dişlerde post kullanılıp kullanılmayacağını belirleyen temel faktör, kalan sağlıklı koronal diş dokusu miktarıdır (117, 118). Bazı araştırmacılar, aksiyal kavite duvarının üç veya daha fazlasını kaybetmiş, ferrulesi 2 mm'den az veya hiç olmayan, sadece kökün kaldığı dişlerde (92, 117), bazıları ise koronal diş dokusunun %50'sini kaybetmiş dişlerde post kullanımının endike olduğunu belirtmişlerdir (10, 118). Normal şartlara kanal tedavili büyük azı dişlerinde fazla madde kaybı yoksa diş yapısının ve pulpa odasının genişliği post desteği olmayan bir kor yapımına elverişlidir. Fakat fazla kron harabiyeti mevcut büyük azı dişlerinde gelen çiğneme kuvvetleri de göz önünde tutularak sıklıkla post-kor restorasyonu uygulanır. Post yerleştirilmesi için en geniş ve en düz kanal olarak, üst büyük azı dişlerinde palatinal kanal, alt azı dişlerinde ise distal kanal kullanılır. Tek bir post yerleştirilmesiyle tutuculuğun yetersiz olacağı düşünülüyorsa böyle bir durumda ilave tutuculuk için dentin pini yerleştirilmesi düşünülebilir. Küçük azı

dişlerinin ise bir kor yapıya tutuculuk sağlayamayacak kadar küçük diş yapısı ve pulpa odasına sahip olması, bu dişlere kanal tedavisini takiben post-kor uygulanmasını gerekli kılar. Ayrıca küçük azı dişlerinin meziodistal olarak daha ince ve eğimli kanallara sahip olması ve özellikle alt birinci küçük azı dişinin kronunun linguale eğimli olmasına bağlı olarak post yerleştirilmesi esnasında olası bir kök perforasyonu riski nedeniyle dikkat gerektirmektedir. Ön bölge dişlerinde ise kanal tedavisini takiben oluşan minimal doku kaybı daha konservatif tekniklerle restore edilmelidir. Estetik gereksinimler veya aşırı madde kaybı olmadığı sürece, ön bölge dişlerine bir post yerleştirilmesine gerek yoktur (118).

Geçmiş yıllarda ki post-kor restorasyonlarının sert doku miktarı azalmış ve kırılmaya yatkın hale gelen dişlerin dayanıklılığını arttırdığı düşüncesi (26), günümüzde birçok araştırmacı tarafından tartışılmaktadır ve dayanıklılığı arttıran asıl etkenin post varlığı değil sağlıklı dentin dokusu miktarı olduğu belirtilmiştir (119-121). Göhring ve ark. (27), Heydecke ve ark. (28) post boşluğu hazırlanırken yapılan kanal preparasyonunun dişi zayıflatığı ve kök kırığı olasılığının arttığını ileri sürmüşlerdir. Sirimai ve ark. (122)'na göre post yerleştirilmiş devital dişlere okluzal kuvvetler uygulandığında oluşan stres, kökün bukkal ve lingual yüzeylerinde oluşmaktadır ve kanal içinde bulunan post bu streslerden minimal seviyede etkilenmektedir. Dolayısıyla kırıkların önlenmesinde bir fayda sağlamaz. Al-Omiri ve ark. (123) ise yaptıkları stres analizi testinde postların koronal restorasyonun tutuculuğunu arttırmasına rağmen, post bulunmayan dişlere kıyasla post varlığının dentinde stres birikimini arttırdığını belirtmişlerdir. Bunların yanında yapılan bir araştırmada post uygulanan ve uygulanmayan 59 adet kanal tedavili diş karşılaştırılmış ve bu iki farklı grubun oblik kuvvetler karşısında kırılma dayanıklılığında fark olmadığı gösterilmiştir (124).

Postların görevlerinden biri restorasyon ve kor yapıya uygulanan kuvvetlerin köke iletilmesidir. Bu durum kökün daha fazla kuvvete maruz kalmasına yol açar. Özellikle, yanlış yapılan post uygulamaları kökte stres odaklarının oluşmasına ve kök kırıklarına neden olmakta, bu da kökün güçlendirilmesi amacının aksine bir sonuç doğurmaktadır (125). Bu nedenle kullanılacak postların mekanik özellikleri dentine yakın olmalı ve dayanıklılıklarını etkileyen bazı faktörler doğrultusunda seçilmelidir. Bu faktörler ise ;

a. Post Uzunluğu:

İdeal post uzunluğuyla ilgili literatürde farklı görüşler bulunmaktadır.

- Klinik kron boyuna eşit olmalıdır (115, 126, 127),
- Kök uzunluğunun yarısı veya 2/3'üne eşit olmalıdır (128, 129),
- Klinik kron boyundan uzun olmalıdır (115),
- Kemik tarafından desteklenen kök uzunluğunun yarısına kadar uzanmalıdır (130),
- Post, apikalde 3-6 mm gutta kalacak ve apikal tıkamayı bozmayacak şekilde kök içine uzatılmalıdır (115, 131).

Post uzunluğunun kırılma dayanıklılığına etkisi ile yapılan çalışmalarında farklı görüşler belirtilmiştir. Bazı araştırmacılar, uygulanan post uzunluğu arttıkça kırılma dayanıklılığının da artacağını savunmuşlardır (121, 132). Post uzunluğunun artması daha fazla rijidite sağlarken kök bükülmesi de aynı oranda azalır (33). Post uzunluğu arttıkça, servikal bölgede posta bağlı oluşan stresler azalmadığı gibi ayrıca apikal bölgeye de taşınır. Stres oluşumunda post uzunluğu çaptan daha önemli bir faktördür (133). Tüm bunların yanında, Giovanni ve ark. (134) ise yaptıkları in vitro çalışmada post uzunluğunun kırılma dayanıklılığına herhangi bir etkisinin olmadığını belirtmişlerdir. Cecchin ve ark. (135) farklı boylarda postların dişlerin kırılma dayanıklılığına etkisini değerlendiren bir in vitro çalışmada, fazla uzun postlar için yapılan uzun kanal preparasyonunun dişleri zayıflattığına ve gereksiz uzun post boylarından kaçınılması gerektiğine dikkat çekmişleridir. Yine aynı çalışmada, boyu kökün yarısına kadar uzanan postlar ve boyu kökün 2/3'üne kadar uzanan postların benzer kırılma dayanıklılığına sahip olduğunu göstermişlerdir.

b. Post Çapı:

Kanal tedavili bir dişin kırılmaya gösterdiği dayanıklılıkta post etrafını çevreleyen dentin dokusu miktarı oldukça önemlidir (117, 136). Post çapı arttıkça, kök etrafında oluşan stres miktarında da bir artış gözlenir (137). Sorensen ve ark. kanalda postu çevreleyen ve özellikle stres konsantrasyonunun fazla olduğu apikal bölgede 1 mm sağlam dentin dokusu bulunması gerektiğini belirtmişlerdir (138). Post çapı ise kök çapının en fazla 1/3'i kadar olmalıdır (122). Mou ve ark. (139) ise

kök kırığı riskini azaltan en ideal çap-kök oranının ise 1:4 olduğunu savunmuşlardır.

c. Post Şekli:

Paralel yapıdaki postlar keskin açılara sahiptir ve post boşluğuna yerleştirilirken kanal dentininden daha fazla madde kaldırılması gerekir (140). Apikal bölgede oluşan stresler bu tip postlarda daha fazla meydana gelir (141). Bunun yanında konik yapıdaki postlarda oluşan stresler ise sıklıkla servikal bölgede meydana gelir ve servikal bölgede lokalize olan bu stresler kama etkisinin başlıca sebebidir (142). Paralel ve konik postlar karşılaştırıldığında, paralel postlar daha tutucu, çekme, makaslama ve tork kuvvetlerine karşı daha dirençlidir. Yapılan bir çalışmada en fazla kök kırığı oluşumu konik postlarda rapor edilmiştir (140). Sonuçta, stres oluşumları ve buna bağlı olumsuz etkiler göz önüne alındığında, paralel kenarlı, kanal duvarlarına iyi adapte olan ve pasif uyum gösteren postlar tercih edilmelidir.

d. Post Yüzeyi:

Post yüzeyi, postun siman ve kök kanalı ile bağlantısını etkiler. Yüzey yapıları düz, vidalı ve çentikli olabilir. Vidalı postlarda kök dentini-vida arayüzünde stres oluşmaktadır ve bu alanlar çatlak oluşumundan sorumludur (143). Postun vidalı olması tutuculuğu arttırırken oluşan streslerden dolayı diğer yüzey özellikleri arasında kırık riskinin en yüksek olduğu gruptur. Post biçim olarak konik ve yüzey olarak da vidalı olduğunda başarısızlık en fazladır. Yiv sayısı az ve yivler arası mesafesi daha geniş postlar daha avantajlıdır. Bunun yanında, çentikli paralel yapıda postlar, vidalı konik yapıda postlara kıyasla daha az zararlıdır (144). En az stresi oluşumu ise düz yüzeyli postlarda görülür. Fakat bu tarz postlarında tutuculukları en az düzeydedir.

2.4.5. İdeal Post-Kor Restorasyonunun Sahip Olması Gereken Özellikler

İdeal bir post yapısında bulunması gereken özellikler;

- Diş köküne minimal stres iletmelidir,

- Kor yapıya gerekli tutuculuğu sağlamalıdır,
- Herhangi bir sebeple kanal tedavisinin yenilenmesi gerektiğinde kanaldan kolayca çıkarılabilmelidir,
- Kanal şekline uygun olmalıdır,
- Minimum preparasyon gerektirmelidir,
- Hazırlanan boşluğa yerleştirildiğinde kanal duvarıyla arasında, ince ve eşit kalınlıkta siman varlığına yetecek aralığa izin vermelidir,
- Farklı uzunluk ve çapta tipleri bulunmalıdır,
- Diş dokularına benzer biyomekanik özelliklere sahip olmalıdır,
- Termal genleşme katsayısı dentin dokusuna yakın olmalıdır,
- Korozyona uğramamalıdır,
- Estetik özellikleri yapılacak daimi restorasyona ve çevre dokulara uyumlu olmalıdır (145).

İdeal bir kor yapısında bulunması gereken özellikler,

- Restorasyon için yeterli tutuculuğu sağlamalıdır,
- Restorasyona uygulanan kuvvetleri, kök yapısına uygun bir şekilde iletebilmelidir,
- Post, diş yüzeyi ve restorasyonla bağlantısı iyi olmalıdır,
- Termal genleşme katsayısı dentin dokusuna yakın olmalıdır,
- Diş dokularına benzer biyomekanik özelliklere sahip olmalıdır,
- Estetik özellikleri yapılacak daimi restorasyona ve çevre dokulara uyumlu olmalıdır,
- Uygulaması kolay olmalıdır,
- Nemli ortamlardan etkilenmemeli ve mikrosızıntıya yol açmamalıdır (115, 146).

2.4.6. Post-Kor Restorasyonların Sınıflandırılması

Post Şekillerine Göre:

- Konik
- Paralel

- Vidalı

Tutuculuk Yapısına Göre:

- Aktif: Yivlerin dentin yüzeyine teması ile tutuculuk sağlayan postlardır.
- Pasif: Kanal formuna uygun yapılı ve kanal duvarlarına teması yapıştırıcı ajanlarla sağlayan postlardır.

Yapım Tekniklerine Göre:

- Döküm
- Prefabrike

Kullanılan Post Materyallerine Göre:

- Metal alaşımlar (Ti, Au-Pt, Paslanmaz çelik, Pd-Pt-Cu, Cr-Ni, Amalgam)
- Fiber postlar
 - ✓ Karbon fiber postlar
 - ✓ Kuartz fiber postlar
 - ✓ Cam fiber postlar
- Seramik postlar
 - ✓ Cam seramik postlar
 - ✓ Alüminyum oksit ile güçlendirilmiş seramik postlar
 - ✓ Zirkonyum esaslı seramik postlar

A. Döküm Postlar

Döküm postlar, post boşluğunun çeşitli frezler yardımıyla hazırlanmasını takiben kanal ölçüsünün alınması ve uygun bir metalden dökülmesi gibi bazı klinik ve laboratuvar işlemleri ile hazırlanırlar. Post ve kor yapısı sıklıkla tek parça halinde döküm olarak, uygulanacak dişe özel elde edilir (115). Kanalı geniş, konik, düzensiz ve oval kesite sahip olan tek veya çok köklü dişlerde tercih edilirler (107). Döküm metal postların üretiminde kıymetli metaller (altın, paladyum, platin gibi) içeren alaşımlar veya ülkemizde sıklıkla tercih edildiği gibi baz metal alaşımlar (Cr-Ni) kullanılabilir. Kullanılan metal alaşımın türüne bağlı olarak, döküm postların

fiziksel özellikleri de değişkenlik gösterir. Kıymetli metallere üretilen döküm postlar, baz metal alaşımlara göre daha düşük sertliğe sahiptirler. Ayrıca biyouyumlu ve korozyona dirençli olan bu tip döküm postlar fiziksel olarak güçlüdürler. Ancak baz metal alaşımlardan üretilen döküm post-kor restorasyonların; korozyona karşı eğilimi, elastiklik modüllerinin yüksek olması ve döküm hassasiyetlerinin yeterli olmaması gibi dezavantajları vardır. Yüksek elastiklik modülüne sahip bu postlar, uygulanan kuvvetler altında esneme göstermez. Sonuçta, köke daha fazla kuvvet iletimine ve kök kırıklarına neden olabilirler (30-32). Döküm post-korlar direkt ve indirekt olmak üzere iki farklı teknikte hazırlanabilirler;

- **Direkt teknik:** İlk olarak postun yerleşeceği kök kanalındaki kanal dolgusu, kloroform tekniği, termal teknikler veya çeşitli frezlerle gerçekleştirilen mekanik tekniklerle post boşluğunu oluşturmak için hazırlanır. Bu yöntemler arasında sıklıkla tercih edilen ve etkili yöntem ise mekanik tekniktir. Mekanik yöntemde kanal dolgusu, gates glidden ve peeso reamer frezleri kullanılarak, uygulanması planlanan post boyuna uygun ve apikal tıkamaya zarar vermeden, apikalde 3-6 mm kadar gutta kalacak şekilde boşaltılır. Boşaltma işleminden sonra hazırlanan post yuvası alınan periapikal radyografiyle kontrol edilir, ölçü aşamasına geçilir. Kanal izole edildikten sonra, kimyasal olarak sertleşen rezin materyal lentülo yardımıyla kanal içine ve plastik ölçü postunun üzerine uygulandıktan sonra bu plastik ölçü postu kanalın içine yerleştirilir. Post boşluğunun ölçüsünün tam olarak alınması için aynı işlem birkaç defa tekrar edilir ve eksik kısımlar tamamlanır. Post kısmının ölçüsü tamamlandıktan sonra ise yine kimyasal olarak sertleşen rezin materyal ile kor kısmı ağızda şekillendirilir. Post ve kor yapıların ölçüleri tamamlandıktan sonra laboratuvara gönderilir, rövetmana alınır ve istenilen metalden dökümü gerçekleştirilir (30, 115).
- **İndirekt teknik:** Post boşluğu direkt teknikte olduğu gibi hazırlandıktan sonra ölçü aşamasına geçilir. Düşük ve yüksek viskoziteli elastomerik ölçü materyali ile plastik veya metal bir ölçü postu kullanılır. Öncelikli olarak kullanılan ölçü postu hazırlanan post boşluğuna uygun bir şekilde kısaltılır ve üzerinde ölçü materyalinin tutunabileceği tutucu yüzeyler oluşturulur.

Düşük viskoziteli elastomerik ölçü materyali hem ölçü postuna hem de bir lentülo yardımıyla kanal içine uygulandıktan sonra polimerize olmasına izin verilmeden hızlı bir şekilde ölçü postu kanal içine yerleştirilir. Ölçü postunun, post boşluğuna tam olarak yerleştiğinden emin olunduktan sonra ise yüksek viskoziteli ölçü maddesi ile ilgili çenenin ölçüsü alınır. Ölçü tek veya çift aşamalı gerçekleştirilebilir. Alınan ölçü laboratuvara gönderilir ve model elde edilir. Plastik döküm postunun etrafına mum yığılarak modelde kanal içine adapte edilir ve kor yapıda mumdun hazırlanarak döküm işlemi gerçekleştirilir (110).

Döküm Postların Avantaj ve Dezavantajları

Döküm Postların Avantajları

1. Dişe özgü hazırlandıkları için, kanal ile uyumu oldukça yüksek olan postlardır (106, 109) .
2. Post ve kor tek parça olarak döküldüğü için prefabrike postlarda karşılaşılan post ile kor arasındaki bağlantı problemlerine rastlanmaz.
3. Postun yerleştirilmesi sırasında oluşan stresler, kanal şekline uygun konik tasarımı dolayısıyla da siman kaçışına izin vermesi sayesinde minimumdur.
4. Döküm post korlar kök kanal duvarlarına adapte olduğu için dönme kuvvetlerine karşı daha dayanıklıdır. Bunun aksine, geniş ve oval kesitli bir kanalda prefabrike post kullanıldığında, postun yuvarlak kesiti sebebiyle post boşluğuna tam adaptasyon sağlanmaz, kanal duvarı ile post arasında kalan boşluk ise simanla dolar. Böyle bir durumda prefabrike post dönme kuvvetlerine karşı zayıflar ve başarısız olur (107).
5. Post ve kor aynı metalden üretildiği için diğer metal postlara kıyasla korozyona daha dirençlidir.
6. Ayrık köklere sahip dişlerde prefabrike postların bükülme direncindeki yetersizlikten dolayı döküm postlar daha avantajlıdır. Prefabrike postlara göre rijiditeleri daha azdır, böylece aşırı okluzal kuvvetleri elastik deformasyonları ile tolere edebilirler (106, 147).

Döküm Postların Dezavantajları

1. Laboratuvar aşaması olduğu için ilave randevu gerektirir ve kanalın bakteriyel kontaminasyon riskini arttırır (109).
2. Metal post ve kor yapısına bağlı açığa çıkan korozyon ürünleri diş ve dişeti dokularında birikim yaparak estetik, alerjik ve mekanik sorunlara yol açabilir.
3. Hem postun hem de kor yapının metal olması tam seramik restorasyonlarla bir arada kullanımlarını etkileyecek estetik problemlere yol açar (107).
4. Döküm postlar, üzerlerine gelen kuvvetleri herhangi bir distorsiyona uğramadan daha az sert olan dentine iletirler ve stres odaklarının oluşumuna yol açarlar. Bu stres odakları kök kırıklarının oluşmasında önemli bir etkidir.

B. Prefabrike Postlar

Prefabrike postlar; belirli çap ve boylarda, farklı dizayn ve materyaller ile üretilen, kanal tedavili dişlerin restoratif tedavilerinde tek seansta, düşük maliyetlerle ve daha az dentin dokusu kaldırılarak uygulanan sistemlerdir.

Prefabrike post sistemlerinin her birinin kendilerine ait ve tasarımlarına uygun kanal preparasyon frezleri bulunmaktadır. Post boşluğunun bu frezlerle hazırlanmasını takiben aynı seansta uygun simanlarla ilgili dişe uygulanırlar. Aynı şekilde kor yapının da direkt olarak hasta ağzında oluşturulmasına izin veren sistemlerdir.

Prefabrike postlar; şekil ve yüzey özelliklerine göre, retansiyon özelliklerine göre veya üretildikleri malzemeye göre sınıflandırılabilirler. Üretildikleri malzemeye göre, metal ve metal olmayan prefabrike postlar olarak ikiye ayrılır.

Metal Prefabrike Postlar

Metal prefabrike postlar; çoğunlukla paslanmaz çelik, nikel krom, krom kobalt, pirinç, titanyum ve kıymetli alaşımlardan veya kıymetli alaşımlarla kaplanarak üretilirler (30). Kendi frezleriyle hazırlanan post boşluğuna pasif uyumla simante edildikten sonra aynı seansta kor yapısı da kompozit veya amalgam materyalinden oluşturulur. Pratik olmaları, minimum doku kaybına yol açmaları ve ucuz olmalarıyla döküm post-korlara göre daha avantajlıdır ve yaygın olarak

linik kullanımlarda tercih edilirler (148). Ancak döküm post-korlara kıyasla ağız içinde daha fazla korozyona uğrarlar ve korozyon ürünleri dişeti bölgesinde renklenmeye sebep olur. Bir diğer estetik dezavantajı ise, metal postların servikal bölgede gri renk yansımalarına yol açmasıdır. Ayrıca üretildikleri metalden kaynaklı ışık geçirgenliği olmadığı için doğal diş yapısının optik özelliklerini karşılayamazlar. Metal postları başarısızlığa uğratan bir diğer etken ise elastisite modüllerinin, dentinin elastisite modülünden daha yüksek olmasıdır. Kuvvet uygulandığında oldukça sert yapıda olan metal postlar bu kuvveti, sertliği daha az olan kök dentinine iletirler. Buna bağlı olarak postun apikalinde ve kökteki stres konsantrasyonunda artış olur. Bu stres artışları ise çoğu zaman tamiri mümkün olmayan kök kırıklarıyla sonuçlanır. (1, 33, 42, 149).

Yüzey özelliklerine göre; düz, yivli veya vidalı (108), retansiyon özelliklerine göre aktif veya pasif (109), şekillerine göre de paralel ve/veya konik (108) olarak sınıflandırılabilirler. Pasif konik postlar en az tutuculağa sahip olan metal post tipidir (150). En fazla tutuculuk ise paralel ve aktif postların rezin simanlarla kullanılmasıyla elde edilmektedir (144). Aktif yivli postlar kök kanalına vidalanma aşamasında oluşan aşırı stresten dolayı kök çatlak ya da kırıklarına sebep olabilirler.

Metal Olmayan Prefabrike Postlar

Günümüzde estetik ve biyouyumlu materyallere karşı olan talebin giderek artması ve mevcut metal postların estetik dezavantajları, doğal dişin optik özelliklerini taşıyan restoratif materyallerin kullanımı metal olmayan prefabrike post sistemlerinin geliştirilmesine yol açmıştır. Metal olmayan postlar yüksek estetik özelliklerinin yanında, korozyon riskini de ortadan kaldırarak toksite olasılığını azaltır (151).

Metal olmayan prefabrike postlar ikiye ayrılır;

1. Fiber Postlar

- a. Karbon fiber postlar,
- b. Kuartz fiber postlar,
- c. Cam fiber postlar,
- d. Polietilen fiber postlar.

2. Seramik Postlar

- a. Cam seramikler,
- b. Alüminyum oksit ile güçlendirilmiş seramik postlar,
- c. Zirkonyum esaslı postlar (34).

1. Fiber Postlar

Farklı özellik ve formdaki fiberlerin, yapısına katıldığı materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerini olumlu yönde değiştirdikleri görüldükten sonra fiberler protetik olarak ilk defa 1960'ların başında akriliklerin güçlendirilmesinde, post yapısında ise ilk defa Duret tarafından 1990 yılında kullanılmıştır (112). Fiber postlar, epoksi rezin ile kaplanmış karbon, kuartz, cam veya polietilen fiberlerden oluşur. Kullanılan fiber kalınlıkları ise 7 ile 10 mikrometre arasında değişmekte olup farklı yapı ve formda birçok çeşidi vardır (146).

Diş hekimliği alanında kullanılan farklı yapıdaki fiberler;

- Karbon fiber,
- Aramid fiber,
- Polietilen fiber ve
- Cam fiber.

Farklı formdaki fiberler ise;

- Örgü fiber,
- Sarmal/Parçalı fiber ve
- Uzunlamasına/Tek yönlü fiber.

Günümüzde fiber postlar, elastiklik modüllerinin (16-42 GPa) dentin dokusuna (18,6 GPa) yakın olması gibi büyük bir avantaja sahip olması, yüksek çekme direnci ve yüksek estetik özellikleriyle metal postlara (90-112 GPa) alternatif olmuşlardır (35, 152). Metal postların elastiklik modülünün daha yüksek olması sonucu, post dentin arayüzünde fiberle güçlendirilmiş postlara göre daha yüksek stres alanı oluşmaktadır. Çünkü uygulanan yük altında elastikiyeti oldukça düşük olan metal postlar kuvveti direkt kök dentinine iletirken, elastikiyeti yüksek fiber postlar uygulanan kuvveti karşılayıp azaltarak dentin duvarına iletirler (1, 33).

Kanal tedavili dişlerde kalan diş dokusunu desteklemek için fiber postlar, elastiklik modülü fiber ve dentine yakın olan kompozit rezin siman (6,8-10,8 GPa) ve kor (5,7-25 GPa) yapıyla birlikte kullanılırlar. Elastiklik modüllerinin birbirine yakın olması sebebiyle, bu şekilde birlikte kullanıldıklarında güçlü bir sistem oluşturup, uygulanan kuvvetler altında kırılmaya dayanıklı bir bütün halinde davranırlar (153).

Fiber postlar, metal içeriğinin olmaması sebebiyle korozyona veya metal alerjisine neden olmazlar, biyouyumludurlar. Döküm postlarla kıyaslandıklarında, daha az kök kanal preparasyonu gerektirdikleri için daha konservatiflerdir (154). Önemli bir diğer avantajı ise, doğal diş rengine uyumlu oldukları için tam seramik kronlarla birlikte kullanıldıklarında olumlu estetik sonuçlar vermesidir.

a. Karbon Fiber Postlar

Karbon fiberlerin, epoksi rezin matriksi içerisinde aynı doğrultuda, birbirine paralel olarak dizilmesi ile elde edilen ve diş hekimliği alanında ilk defa uygulanan metal olmayan prefabrike post sistemidir (155). Karbon fiber postların mekanik özellikleri oldukça iyidir fakat diğer fiber post sistemlerine göre en büyük dezavantajları koyu renkli ve radyolüsent olmasıdır (156).

b. Kuartz Fiber Postlar

Karbon fiber postların olumsuz estetik özellikleri kuartz fiber postların üretilmesiyle ortadan kalkmıştır. En az karbon fiber postlar kadar iyi mekanik özelliklere sahiptir. Diğer fiber post tiplerine kıyasla en estetik olanıdır (22, 157). Ayrıca ışık geçirgenliğini ve estetik özelliğini arttıran translüesite özelliği aynı zamanda rezin simanların da polimerizasyonunu artırır (146, 158).

c. Cam Fiber Postlar

Epoksi rezin matriksi içinde tek yönlü uzanan cam fiberlerden meydana gelmiştir. Cam fiberler ise genellikle silika bazlı kalsiyum, boron, sodyum gibi değerli oksitleri içermektedir. Cam fiberler çok farklı formlarda bulunabilir fakat en yaygın olarak bulunan tipi %50-60 oranında silisyum dioksit (SiO₂) içeren formudur. Karbon ve kuartz fiber postlara kıyasla elastisite modülü daha düşüktür (31). Diş dokularına, kompozit kor yapıya ve rezin simana bağlantısı iyidir. Diş

rengine daha yakın beyaz veya translüsent bir renge sahip, biyolojik olarak uyumlu olan bu postlarda korozyon riski yoktur. İstenilen post boyuna göre kısaltılabilmeleri veya bir problem olduğunda kanaldan kolayca çıkarılabilmeleri kullanım kolaylığı sağlamaktadır. En önemli ve klinik uygulamalarda dikkat edilmesi gereken dezavantajı ise nemli ortamdan kolay etkilenmeleri ve buna bağlı olarak dayanıklılıklarının azalmasıdır (31, 157).

d. Polietilen Fiber Postlar

1988 yılında ilk kez Braden ve ark. (159) tarafından protez kaidesini güçlendirmek için kullanılmışlardır. Doğal rengi, düşük yoğunluğu, biyolojik uyumu, çözünmeye karşı dirençli olması, estetik olması ve hidrofobik olması gibi avantajları bulunmaktadır (159). Diş hekimliğinde kullanılan polietilen fiberle istenilen başarının sağlanamamasının rezin ile fiberin adezyonundaki problemden kaynaklandığı bildirilmekte ve sebebi olarak da fiberin düşük yüzey enerjisine sahip olması ve fiberde kimyasal bağlanma yüzeylerinin eksik olması gösterilmektedir (160). Yaygın olarak kullanılan tipi ise örgü (Ribbond, Seattle; WA) formudur. Örgü fiberler kullanılarak yapılan post kor restorasyonlarında, metal postlara kıyasla daha düşük kırılma dayanıklılığı tespit edilirken, kök kırığıyla karşılaşılmamıştır (161).

Fiber postlarla restore edilmiş dişlerin kırılma dayanıklılığını değerlendiren çalışmalarda farklı sonuçlar bulunmuştur. Cornier ve ark. (145) yaptıkları in vitro çalışmada fiber postlarla metal ve seramik postların kırılma dayanıklılıklarını karşılaştırmış ve bunun sonucunda en düşük kırılma dayanıklılığının fiber postlarda görüldüğünü belirtmişlerdir. Bunun yanında, Akkayan ve Gülmez (162) ise yaptıkları çalışmada, fiber postlarla restore edilen dişlerin, zirkonya postlarla restore edilen dişlerle karşılaştırılabilir bir kırılma dayanıklılığına sahip olduğunu belirtmiştir. Fiber postların metal postlara kıyasla en önemli avantajları estetik olmaları ve bir başarısızlık yaşanması durumunda bu başarısızlığın tamirinin mümkün olmasıdır (162, 163). Yapılan bir literatür derlemesinde, fiber postlarla restore edilen dişlerde görülen başarısızlığın bağlantı problemine dayandığı ve genellikle daimi restorasyon aşamasından sonra fiber postların desimante olduğu yönündedir (36). Zirkonya post, fiber post ve titanyum metal postlarla restore

edilmiş dişlerin kırılma dayanıklılıklarını araştıran bir in vitro çalışmada ise; bu farklı üç grubun kırılma dayanıklılıkları arasında anlamlı bir fark bulunmazken, fiber postlarla restore edilen dişlerde tamiri mümkün olmayan başarısızlık tipine daha az rastlanılmıştır (164). Desimantasyon şeklinde görülen bu başarısızlık tiplerinin nedeni ise, apikal foramen veya yan kanallar yoluyla gerçekleşen mikrosızıntı veya fiberin kök dentinine adeziv bağlantısının koronal dentin kadar iyi olmadığı yönündedir (37, 38). Bu bağlantı problemlerini elimine edebilmek, fiber post yüzeyinde adezyonu arttırmak için; silanizasyon, hidrojen peroksit uygulaması veya tribokimyasal silika kaplama işlemi gibi yüzey hazırlıkları önerilmiştir. Goracci ve Ferrari (39), kuartz ve cam fiber post yüzeyine silan uygulanmasının, yüzeyin ıslanabilirliğini arttırarak rezin simanın metakrilat grupları ve fiberin hidroksil grupları arasında köprü oluşturduğunu böylece adezyonu güçlendirdiğini vurgulamışlardır.

Saupe ve ark. (165) ferrulenin fiber postların kırılma dayanıklılığına etkisini inceleyen bir çalışma yapmıştır. Buna göre, ferrule varlığı ve yokluğunun, fiberlerle restore edilen dişlerin kırılma dayanıklılığında anlamlı bir etki yaratmadığını belirtmişlerdir. Aynı şekilde Sherfudhin ve ark. (166) yaptıkları in vitro çalışmada, farklı ferrule yüksekliklerine sahip küçük azı dişlerine fiber post yerleştirdikten sonra dişlerin kırılma dayanıklılıklarını araştırmışlardır. Bunun sonucunda ise farklı ferrule yüksekliklerinin, fiber postla restore edilen dişlerin kırılma dayanıklılığını etkilemediğini belirtmişlerdir. Bunların aksine, Schiavetti ve ark. (167) ise ferrulenin ve farklı fiber post uzunluklarının kanal tedavili dişlerin kırılma dayanıklılığına etkisini değerlendirdikleri çalışmada; 2 mm çevresel ferrule etkisinin, fiber post ile restore edilen kanal tedavili dişlerin kırılma dayanıklılığını anlamlı bir şekilde arttırdığı sonucuna ulaşmışlardır. Bununla birlikte, Mancebo ve ark. (168) ise farklı ferrule yüksekliklerine sahip dişlere fiber post-kor destekli restorasyonlar uyguladıktan 3 yıl sonra yaptıkları değerlendirme sonucunda, 2 mm çevresel ferrule bulunan dişlerin daha yüksek başarı oranına sahip olduklarını bildirmişlerdir.

2. Seramik Postlar

Seramik materyallerindeki gelişmeler ve dentine benzer renkteki bu materyallerin kanal postu olarak kullanılması, post-kor ve tam seramik kronlarla restore edilmesi gereken kanal tedavili dişlerde tatmin edici estetik sonuçlar elde edilmesini mümkün kılmıştır (42). Seramik postlar üç gruba ayrılmaktadır;

a. Cam Seramik Postlar

Grossman tarafından 1973 yılında geliştirilen dicor dökülebilir cam seramikler, ilk kez 1989 yılında Kwiatkowski ve Geller tarafından post-kor restorasyonların yapımında kullanılmıştır.

Cam seramik postlar, camın kontrollü kristalizasyonu ile elde edilen dökülebilir cam seramiklerden yapılmaktadır. Fakat uygulanan kuvvetlere karşı dayanıklılıkları az olduğu için günümüzde post yapımında kullanımları sınırlıdır (42).

b. Alüminyum Oksitle Güçlendirilmiş Seramik Postlar

İlk defa 1991 yılında Kern ve Knode cam infiltre edilmiş Al_2O_3 seramikten yapılan tek parça post ve kor sistemini geliştirmişlerdir. Ancak yapım aşamalarının karmaşık ve uzun olması sebebiyle post yapımında tercih edilmemektedir.

c. Zirkonyum Esaslı Postlar

Zirkonyum metalinin ismi Arapça'da altın renkli anlamına gelen zargon kelimesinden gelmektedir. Farsça kökenli bir kelime olan zargon, altın anlamına gelen "zar" ve renk anlamına gelen "gun" kelimelerinin birleşmesiyle oluşmuştur. Oda koşullarında gümüşümsü, beyaz renkli bir katı olan zirkonyum doğada hiçbir zaman serbest metal olarak tek başına bulunmaz. Zirkonyum doğada, silikat oksit ile birlikte ($ZrSiO_4$) oluşturduğu, zirkonyum silikat veya zirkon olarak adlandırılan farklı renklere sahip bir mineral, değerli bir taş olarak ya da zirkonyum dioksit olarak adlandırılan serbest oksit minerali (ZrO_2) şeklinde bulunur. Zirkonyum dioksit ve baddeleyit ise zirkonyanın diğer isimleridir. Zirkonya 0,4 μm boyutunda taneciklerin düzenli dizilimiyle oluştuğu için oldukça serttir. Zirkonya materyalinin diş hekimliği alanında kullanılabilmesi ise ancak mineral içeriğindeki metal

elementlerin ve doğal radyoaktif çekirdeklerin çeşitli işlemlerden geçerek saflaştırılmasıyla mümkün olmaktadır (169-171).

Zirkonya üç farklı fazda bulunan polimorfik bir maddedir. Bunlar monoklinik (M), kübik (K) ve tetragonal (T) fazlarıdır. Zirkonya oda sıcaklığında monoklinik fazda bulunur ve bu fazda 1170 °C 'ye kadar stabildir. 2370 °C 'den sonra ise kübik fazdadır (169). Tetragonal fazdan monoklinik faza geçerken yapısında %3-5'lik önemli bir hacim artışı gözlenir. Zirkonyanın tetragonal fazda stabil kalmasını sağlamak için içeriğine kalsiyum oksit (CaO), magnezyum oksit (MgO), seryum dioksit (CeO₂) ve ytriyum oksit (Y₂O₃) gibi çeşitli metal oksitler ilave edilir. Bunların arasında en sık kullanılanı ise ytriyum oksittir. Oda sıcaklığında tetragonal fazda stabil durumda olan zirkonya, diğer bir deyişle ytriyum ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP-ytrium stabilized tetragonal zirconia polycrystal) elde etmek için ise zirkonyanın içeriğine %2-3 mol Y₂O₃ eklenmesi gerekir (169, 170). Y-TZP sinterizasyon aşaması zor olmasına rağmen, zirkonyanın diğer metal oksitlerle oluşturduğu kombinasyonlara kıyasla sahip olduğu yüksek mekanik özellikleri sebebiyle medikal alanda en sık kullanılan zirkonya çeşididir (170).

Zirkonya postlar ilk defa 1995 yılında Meyenberg ve ark. (40, 43) tarafından diş hekimliğinin kullanım alanına sokulmuştur. Estetik, dayanıklı ve biyouyumlu post materyallerine duyulan ihtiyaçtan dolayı zirkonya postlar geliştirilmiş olup, günümüzde de geniş bir kullanım alanına sahiptir. Prefabriğe zirkonya post materyali, ytriyum ile stabilize tetragonal zirkonya polikristalinden (Y-TZP-ytrium stabilized tetragonal zirconia polycrystal) oluşmaktadır. Zirkonyum esaslı seramik postlar, yüksek bükülme dayanımı, yüksek kırılma dayanıklılığı, paslanmaz çelik alaşımına benzer young modülü ve kimyasal stabiliteye sahiptir (39). Döküm altın ve titanyum postlarla karşılaştırılabilir bükülme dayanımına sahip oldukları belirtilmiştir (40). Heydecke ve ark. (155) yaptıkları in vitro çalışmada zirkonya postların diğer estetik post sistemlerine göre daha yüksek kırılma direncine sahip olduklarını göstermiştir. Ayrıca iyi optik özelliklere sahip olması neticesinde tam seramik kronlarla birlikte kullanıldığında estetik olarak tatmin edici sonuçlara sahiptir (41). Bu post tipinde, metal postlarda sıkça görülen korozyon problemi de yoktur (42). Bunların yanında bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Fiber postlarla

kıyaslandıklarında, oldukça sert materyaller olmaları sebebiyle kök kırıklarına yol açma eğilimleri fazladır (43, 44). Ayrıca kırıldığında veya kanal tedavisinin yenilenmesinin gerektiği durumlarda zirkonyum esaslı postların kanaldan aşındırılarak çıkarılması da neredeyse imkansızdır (43-45). Elastiklik modüllerinin (200 GPa) yüksek olması sebebiyle bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlığı olan hastalarda kullanımı uygun değildir (172).

Zirkonya postların rezinle olan bağlantısını arttırmak için, post yüzeyinde mikro retantif bölgeler oluşturabilmek adına mekanik, kimyasal veya hem mekanik hem kimyasal yöntemlerle yüzey hazırlıklarının yapılması gerekmektedir (173, 174). Mekanik yüzey hazırlıkları; asit/lazer uygulanması, elmas frezle pürüzlendirme ve kumlama ile yüzey pürüzlendirme iken, kimyasal yüzey hazırlığı ise silan uygulanmasıdır. Tribokimyasal silika kaplama işlemi ise hem mekanik hem kimyasal yüzey hazırlığıdır.

Ferrule varlığının zirkonya postların kırılma dayanıklılığına etkisini Akkayan (22) yaptığı in vitro çalışmada araştırmıştır. Üç farklı ferrule miktarının (1 mm, 1,5 mm ve 2 mm), üç farklı metal olmayan prefabrike post sisteminin (kuartz fiber post, cam fiber post ve zirkonya fiber post) kırılma dayanıklılığına etkisini incelemiş ve buna göre her grup için de en yüksek kırılma değerlerinin 2 mm ferrule varlığında elde edildiğini belirtmişlerdir.

Zirkonya postların kor yapıları; simantasyon tekniği, direkt kor yapım tekniği veya ısı ile presleme tekniği gibi farklı yöntemlerle oluşturulabilir (175). Bu yöntemlerin yanında, zirkonya bloklardan CAD/CAM (Bilgisayar Yardımıyla Tasarım/Bilgisayar Yardımıyla Üretim) teknolojisi kullanılarak üretilen monoblok zirkonya post-kor'ların kullanımı da son yıllarda artmıştır (51).

Zirkonya post uygulamalarında simantasyon tekniği ile kor yapımı; prefabrike veya CAD/CAM (Bilgisayar Yardımıyla Tasarım/Bilgisayar Yardımıyla Üretim) ile üretilmiş silindirik seramik halkaların posta simante edilmesiyle gerçekleştirilir (175). Direkt kor yapım tekniğinde ise, zirkonya postun kök kanalına simantasyonunu takiben aynı seansta kompozit rezin veya cam iyonomer restoratif materyalleri ile hasta ağızında kor yapı şekillendirilir (176). Isı ile presleme tekniğinde ise kor yapısı; prefabrike zirkonyum esaslı posta, cam seramik kor yapının, Empress fırınında ısı ile preslenmesi ile oluşturulur (42).

En güncel kor yapım tekniği olan monoblok sistem, post ve kor yapının tek parça halinde üretilmesi prensibine dayanmaktadır. Monoblok zirkonya post-kor sistemi ilk defa 2007 yılında Awad ve Marghalani (177) ile Streacker ve Geissberger (48) tarafından tanımlanmıştır. Bu sistem, ytriyum ile stabilize tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) materyalinden CAD/CAM sistemi ile hem post hem de kor yapının tek parça halinde, dişe özel üretilmesi işlemidir. Ölçü aşaması döküm post-kor sistemine benzemektedir. Buna göre, post boşluğu hazırlandıktan sonra kimyasal olarak sertleşen rezin materyali ile kanal içinin ölçüsü alındıktan sonra ağız içinde yine aynı materyal yardımıyla kor yapı da şekillendirilir. Resin materyalden hazırlanan bu post-kor yapının üç boyutlu optik taraması gerçekleştirildikten sonra, CAD/CAM sistemine ait freze cihazında yarı sinterize veya tam sinterize zirkonya bloklardan yontularak üretilir. Eğer yarı sinterize bir blok kullanıldıysa sinterleme işlemi gerçekleştirilir. Bunun yanında post boşluğunun ölçüsü bir ölçü postu ve elastomerik ölçü materyali yardımıyla da alınabilir. Bu metotta, post ölçüsü tamamlandıktan sonra TiO₂ (Titanyum oksit) ile pudralanan ölçülerin optik tarama cihazı ile taranmasını takiben, kor yapı CAD/CAM sisteminde uygun boyutlarda tasarlanır. Son aşamada ise tasarımı tamamlanan monoblok post-kor restorasyonu, istenilen zirkonya bloklardan freze cihazında yontularak üretilir ve gerekiyorsa sinterizasyonu tamamlanır (43, 51).

Kor yapım tekniklerini inceleyen birçok çalışma yapılmıştır. Kompozit rezin ile kor yapısı oluşturulan metal ve zirkonya prefabrike postların in vitro olarak değerlendirilmesinde zirkonya post ve kompozit rezin kor arasında daha düşük bağlantı dayanıklılığı belirtilmiştir (178). Buna sebep olarak da düz bir yüzeye sahip olan zirkonya ile kompozit rezin arasındaki mikromekanik ve makromekanik tutuculuğun zayıflığı gösterilmiş ve zirkonya postlarda seramik kor yapımı önerilmiştir (179-181). Bunun yanında Bateli ve ark. (182) yaptıkları 10 yıllık retrospektif çalışmada, zirkonya postlarda direkt veya indirekt yöntemlerle uygulanan ve sırasıyla %53-95 ile %91-100 başarı oranına sahip kor yapılarının arasında anlamlı bir fark bulmamıştır. Ozkurt ve ark. (43) yaptıkları literatür derlemesinde farklı kor sistemlerinin uygulandığı zirkonya postlarla restore edilen dişlerin kırılma dayanıklılıklarını inceleyen çalışmaları değerlendirmiş ve buna göre; zirkonya post ve kompozit kor yapı ile restore edilen dişlerin kırılma

dayanıklılığı 300-700 N arasındayken, kor yapı seramik olduğunda bu değerlerin 800-1500 N' a çıktığını rapor etmişlerdir.

Kron harabiyeti fazla olan kanal tedavili dişlerin restoratif tedavisinde uygulanan monoblok zirkonya post-kor sistemleri sadece estetik değil aynı zamanda mükemmel bir tutuculuk sağlar (183). Monoblok zirkonya post-kor sistemiyle ilgili yapılan in vitro çalışmalar oldukça sınırlıdır. Zhou ve ark. (49) yaptıkları in vitro çalışmada, ısı ile presleme tekniğinin kullanıldığı prefabrike zirkonya post-kor uygulanmış dişlerle, monoblok zirkonya post-kor uygulanmış dişlerin kırılma dayanıklılıklarını karşılaştırmış ve sonucunda da tek parça zirkonya post-kor sisteminin uygulandığı grubun anlamlı bir şekilde yüksek kırılma dayanıklılığı gösterdiğini belirtmişlerdir. Bunun yanında, Beck ve ark. (184) ise yaptıkları in vitro çalışmada, aynı boyutlarda prefabrike zirkonya post-kor sistemi ile restore edilen dişlerin, monoblok zirkonya post-korla restore edilen dişlere göre kırılmaya karşı daha dayanıklı olduğunu göstermişlerdir.

2.4.7 Post-Kor Restorasyonların Avantaj ve Dezavantajları

Post-Kor Restorasyonların Avantajları

1. Kanal tedavili dişlerin bu şekilde restore edilmesi ile dişler sabit protezlerin desteklenmesinde kullanılabilir.
2. Daimi restorasyonun tipine bağlı olarak, post-kor yapı daimi restorasyonda kullanılacak döküm alaşım miktarını azaltmaktadır.
3. Postlar kron ve kök arasında bir stres iletimi ve destek mekanizması oluşturur.
4. Yüzey alanının artması ile daimi restorasyonun tutuculuğunu artırır (114).

Post-Kor Restorasyonların Dezavantajları

1. Postun kök kanalına yerleştirilmesi ilave bir işlem ve zaman gerektirir.
2. Post için kök kanalının prepare edilmesi dişte daha fazla madde kaybına yol açabilir.
3. Diş kökü eğriyse veya post aşırı geniş bir kanala simante edildiyse, yapılacak kor için yetersiz olup başarısızlığa yol açabilir.

4. Kanal tedavisinin tekrarlanması gerektiğinde mevcut olan post bu tedaviyi engelleyebilir veya çeşitli komplikasyonlara yol açabilir (114, 115).

2.5. Endokron Restorasyonları

Endokron restorasyonları monoblok yani tek parça kor ve krondan oluşan adeziv bir restorasyondur. Monoblok porselen tekniğini literatürde ilk tanımlayan kişi Pissis'dir ve bunu 1995 yılında yaptığı çalışmasında ortaya koymuştur (113). Endokronlar ise ilk kez Bindl ve Mörmann tarafından 1999 yılında; koronal diş dokusunun büyük bir bölümünü kaybetmiş kanal tedavili dişlere uygulanan, çevresel 90° butt marjin preparasyonuna sahip ve pulpa odasını içeren santral retansiyon kavitesi olan restorasyonlar olarak tanımlanmıştır (185).

Adeziv diş hekimliğinin gelişmesi, seramik materyallerinin güçlendirilmesi, asitle pürüzlendirilmesi ve kuvvetli rezin simanlarla diş dokusuna bağlanması, arka bölgede özellikle büyük azı dişlerinin post-kor sistemi olmadan daha minimal invaziv prensiplerle restore edilebileceği düşüncesini yaymıştır (52). Kanal içi post uygulanan geleneksel yaklaşımdan farklı olarak endokron restorasyonlar, pulpa odası ve kavite marjinlerinden makroretansiyon, adeziv simantasyonla da mikroretansiyon sağlar. Böylece kök kanalında bir post boşluğu oluşturulmasına ve kor yapımına gerek kalmadığı için hem klinikte geçirilen süre azalır hem de monoblok bir restorasyon olduğu için okluzal kuvvetlerden kaynaklanan streslerin diş-restorasyon arayüzüne eşit dağılımı sağlanır (47, 185-187). Dolayısıyla post-kor restorasyonların en büyük dezavantajlarından biri olan kök kırığı riski ortadan kalkmış olur.

Endokronlarda adeziv simantasyon ile pulpa odası içinde apikale doğru bir retansiyon kavitesi oluşturulması, çalışma ve dengeleme temasları sırasında oluşan yan kuvvetlerin pulpa odasına iletilmesini sağlar. Pulpa odasının derinliği arttıkça kavite miktarı ve buna bağlı adezyonda kullanılacak yüzey alanı da artar. Bu şekilde, post-kor restorasyonlarında postun köke uyguladığı horizontal zirve kuvvetleri devre dışı bırakılmış olur (185).

Sedrez-Porto ve ark. (187) 2016 yılında, endokron restorasyonları ile geleneksel restorasyonları yani kanal içi post, direk kompozit rezin ve inley/onley uygulamalarını karşılaştıran klinik ve in vitro çalışmaları değerlendirdikleri bir

sistematik derleme ve meta analiz yayınlamışlardır. Yapılan bu meta analize göre, arka bölge ve ön bölge dişlerine uygulanan endokron restorasyonların kırılma dayanıklılığı, geleneksel restorasyonlara göre anlamlı bir şekilde daha yüksek bulunmuştur.

Endokronlar çoğu çalışmada kök desteği olmayan restorasyonlar olarak tanımlansa da bazı araştırmacılar, restorasyonun yerleştiği pulpa odasını içeren retansiyon kavitesinin boyutlarını net bir şekilde belirtmemiştir. Özellikle diş dokusunun aşırı derecede kaybedildiği durumlarda, mine-dentin birleşiminin üzerinde hiç koronal diş dokusu kalmadığında ya da sadece 1-2 mm sağlam diş dokusu kaldığında retansiyon ve stabiliteyi arttırmak için standart endokron restorasyonların kök içi uzatmayla oluşturulmasına ihtiyaç duyulur (55). Dolayısıyla endokron restorasyonları; standart endokron restorasyonu ve kök içi uzatmalı endokron restorasyonu olmak üzere tasarım şekline göre ikiye ayırmak mümkündür. Kök içi uzatmalı endokron restorasyonlar, kök desteği bulunan, 90° butt marjin preparasyonuna sahip, pulpa odasını içeren santral retansiyon kavitesi ve kök içi uzatmaya sahip restorasyonlardır. Henüz çok yeni literatüre giren bu endokron tasarımının, geleneksel endokronlardan farkı ise santral retansiyon kavitesinden kök içine doğru bir uzatmanın olması ve böylece kök desteğinin sağlanmasıdır. Ancak literatürde kök içi uzatmanın ne kadar olacağı ile ilgili net bir tanımlama yapılmamıştır.

Biacchi ve Basting (53), kök içi uzatmalı endokron ve fiber post destekli geleneksel kron ile restore edilmiş alt çene büyük azı dişlerinin kırılma dayanıklılıklarını karşılaştırdıkları in vitro çalışmada, 3 mm uzunluğunda kök içi uzatmaya sahip endokronlar ile restore edilen dişlerin basma dayanımının daha yüksek olduğunu göstermişlerdir. Pedrollo ve ark. (54) ise 2,5 mm ve 5 mm gibi farklı uzunluklarda kök içi uzatmasına sahip endokronlar ile 5 mm uzunluğunda fiber post destekli geleneksel kronla restore edilen küçük azı dişlerinin kırılma dayanıklılıklarını karşılaştırmışlardır. Yapılan oblik yükleme sonucunda, 2,5 mm'lik kök içi uzatmasına sahip endokron grubu, diğer gruplara kıyasla daha yüksek yük değerlerine karşı koymuştur.

Endokron restorasyonların ölçü aşaması tasarım şekline göre değişkenlik göstermektedir. Standart endokronların ölçüsü hem dijital hem de geleneksel ölçü

teknikleriyle alınabilir. Dijital teknikte, endokron restorasyonu için preparasyonu tamamlanan dişin, hasta başında CAD/CAM sisteminin optik tarama cihazı ile elde edilen üç boyutlu, dijital görüntüsüyle ölçü işlemi gerçekleştirilir ve tasarım aşamasını takiben sistemin freze cihazında istenilen seramik materyalinden yontularak aynı seansta restorasyonun üretimi yapılır. Geleneksel teknikte ise, ilgili dişin elastomerik ölçü maddeleriyle alınan ölçüsü CAD/CAM sisteminde optik tarama cihazı ile tarandıktan sonra dijital teknikle aynı şekilde tasarım ve üretimi gerçekleştirilir. Kök içi uzatmalı endokron tasarımında ise, restorasyonun kök içine olan uzatmasından dolayı dijital ölçünün alınabilmesi mümkün değildir. Bu nedenle bir ölçü postu yardımıyla elastomerik ölçü materyali kullanılarak alınan ölçünün, CAD/CAM sisteminde optik taraması gerçekleştirilir ve tasarım aşamasını takiben yontularak üretimi tamamlanır.

Kanal tedavili dişlerin restoratif tedavisinde, yapılacak kor yapıya ve kron restorasyonuna tutuculuk sağlamak için post uygulaması sıklıkla kullanılmaktadır. Genellikle aşırı kron harabiyeti mevcut ve kırığa daha yatkın olan bu dişlerde post yerleştirmek için yapılan hazırlıklar ise kanaldan daha fazla dentin dokusu kaldırılmasını gerektirir. Hem kök kanalından ilave sağlam doku kaldırılması hem de kullanılacak post materyallerinin elastiklik modülünün dentinden farklı olması sonucunda dişlerde kök kırığı riski artmaktadır. Post-kor sistemlerinin bu olumsuz etkileri ise son yıllarda klinik kullanımı artan, indirekt adeziv bir restorasyon olan endokronlarla elimine edilmektedir (187, 188). Kanal tedavili dişlere uygulanan bu farklı restorasyon tipleri ile ilgili bazı çalışmalar yapılmıştır. Forberger ve Göhring (189) yaptıkları *in vitro* çalışmada; direkt kompozit rezin, standart endokron, fiber post, zirkonya post ve döküm altın post ile restore edilen devital alt çene küçük azı dişlerinin marjinal devamlılığını ve kırılma dayanıklılıklarını karşılaştırmıştır. Bunun sonucunda, grupların ortalama kırılma yükleri arasında anlamlı bir fark bulunmazken, en fazla tamiri mümkün olmayan başarısızlık tipi zirkonya post destekli seramik kronlarla restore edilen gruba ait örneklerde gözlenmiştir. Farklı restorasyonların kırılma dayanıklılıklarının ve başarısızlık tiplerinin araştırıldığı, Gungor ve arkadaşlarının (188) yaptığı bir *in vitro* çalışmaya göre, en yüksek kırılma dayanıklılığı standart endokron restorasyonu ile restore edilen üst çene kesici dişlerinde kaydedilirken, en düşük kırılma dayanıklılığı ise fiber post ve

kronla restore edilen üst çene kesici dişlerinde gözlenmiştir. Bunun yanında en yüksek kırılma değerinde gerçekleşen başarısızlık tipleri değerlendirildiğinde ise, fiber post ve kompozit kor yapının uygulandığı grup örneklerinde dişte herhangi bir kırık olmaksızın post kırığı veya post desimantasyonu gözlenirken, standart endokron grubu örneklerinin çoğunda dişte kırık meydana gelmiştir.

Kanal tedavili büyük azı ve üst çene küçük azı dişlerine uygulanan endokron restorasyonların ve geleneksel post-kor destekli seramik kronların kırılma dayanıklılıkları birçok in vitro çalışmada değerlendirilmiş ve endokronlarda yüksek başarı oranı elde edilmiştir (53, 190, 191). Fakat literatürde, endokronlarla restore edilen alt çene küçük azı dişlerini değerlendiren oldukça az çalışma mevcuttur. Endokron restorasyonlarında tutuculuk ve stabilite elde etmek için yeterli bağlanma yüzeyinin olması çok önemlidir. Alt çene küçük azı dişlerinde, kron boyutu ve pulpa odası genişliğinin daha küçük olması sebebiyle yeterli bağlantı yüzeyi bulunmamaktadır. Bu nedenle endokronların gerektirdiği makroretansiyon ve mikroretansiyon alt çene küçük azı dişlerinden yeterli düzeyde elde edilememektedir (192). Bu konu ile ilgili yapılan in vitro çalışmalarda çelişkili sonuçlar ortaya çıkmıştır. Forberger ve ark. (189) alt çene küçük azı dişlerine uygulanan standart endokronların yeterli kırılma dayanıklılığına sahip olduğunu belirtirken, Guo ve ark. (192) standart endokron ve fiber post destekli kronlarla restore ettikleri alt çene küçük azı dişlerinde kırılma dayanıklılığı ve başarısızlık tipi açısından bir fark olmadığını rapor etmişlerdir. Anatomik özellikleri nedeniyle sınırlı bağlantı yüzeyine sahip ve küçük kök çapı sebebiyle kron-kök arasında zayıf stres iletimine sahip alt çene küçük azı dişlerini endokronlarla restore etmeden önce iyi bir değerlendirme yapmak gerekir. Ramirez-Sebastia ve ark. (193) ise diğer araştırmacılardan farklı olarak üst çene kesici dişlerine uygulanan endokron restorasyonları değerlendirmişlerdir. Yapılan bu in vitro çalışmada üst çene kesici dişler, 3 mm'lik uzantıya sahip kök içi uzatmalı endokronlar ve farklı uzunluktaki (5 mm, 10 mm) fiber post destekli seramik kronlarla restore edilip kırılma dayanıklılıkları karşılaştırılmıştır. Buna göre; kanal tedavili ön bölge dişleri 2 mm ferrule varlığında, kök içi uzatmalı endokronlar ve kısa fiber post destekli tam seramik kronlarla başarılı bir şekilde restore edilirken, uzun fiber post destekli

kronların düşük kırılma dayanıklılığı ile tamiri mümkün olamayan başarısızlıklara neden olduğu belirtilmiştir.

Kanal tedavili dişlerin restoratif tedavilerinde ferrule etkisinin önemi birçok çalışmada vurgulanmıştır (16, 17, 20, 22, 98, 99). Fakat henüz ferrule varlığının ve miktarının, endokronların kırılma dayanıklılığına etkisini araştıran bir çalışma yapılmadığı gibi bu konuda kesin bir kriterde sunulmamıştır. Endokronların kırılma dayanıklılığını farklı restorasyon tiplerine veya materyaline göre değerlendiren bazı in vitro çalışmalarda kullanılan dişlerde ferrule bulunmazken (54, 194), bazılarında da farklı yüksekliklerde (1 mm, 1,5mm, 2 mm) ferrule oluşturulmuştur (53, 189, 192, 193, 195) .

Dental seramik materyaller ve CAD/CAM teknolojisindeki gelişmeler; farklı özelliklere sahip, estetik ve dayanıklı tam seramik restorasyonların yapılabilmesini mümkün kılmıştır. Yapılan bir in vitro çalışmada, feldspatik porselen, lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik ve rezin nano-seramikten üretilen standart endokronlar devital üst çene azı dişlerine uygulanarak grupların mikrosızıntı ve kırılma dayanıklılıkları karşılaştırılmıştır. Buna göre, rezin nano-seramik endokronların kırılma dayanıklılığı diğer gruplardan anlamlı bir şekilde yüksek çıkmasına rağmen en yüksek mikrosızıntı düzeyi de bu grupta gözlenmiştir. Başarısızlık tipleri değerlendirildiğinde ise, en fazla tamiri mümkün olmayan kırık tipi lityum disilikatla güçlendirilmiş seramik endokronla restore edilen dişlerde kaydedilmiştir (186). Aktas ve ark. (195) 2016 yılında yaptıkları bir in vitro çalışmada ise, alumina silikat seramik, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramik ve polimer-infiltrat hibrit seramikten üretilen standart endokronlar ile restore edilen alt çene azı dişlerinin kırılma dayanıklılığı ve başarısızlık tiplerini değerlendirmişlerdir. Farklı seramik materyallerinden üretilen endokronlarla restore edilen azı dişlerinde kırılma dayanıklılığı açısından anlamlı bir fark tespit edilmezken, tamiri mümkün olmayan mekanik başarısızlıklar en fazla zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramikten yapılmış endokronların uygulandığı dişlerde gözlenmiştir.

Kanal tedavili dişlerin protetik tedavisinde kullanılan restorasyon tipi kadar, restorasyonun üretildiği materyalin estetik ve mekanik özellikleri de önemlidir.

2.6. Kanal Tedavili Dişlerin Kronla Restorasyonunda Kullanılan CAD/CAM Seramik Materyallerinin Sınıflandırılması

- Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik
- Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik
- Feldspatik porselen
- Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat
- Zirkonya esaslı seramikler
- Hibrit seramik
- Rezin nano-seramik

Lösit ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Cam matriksin hacimce %45 oranında lösit kristalleri ile güçlendirilmesi sonucunda elde edilen, dayanıklılık ve esneklik kabiliyeti artmış seramik materyalidir. Seramiğin yapısına katılan lösit kristali, gerilme kuvvetlerinden kaynaklanan mikroçatlak oluşumunu engeller. Bunun yanında, seramiğin bükülme ve kırılma dayanıklılığını da yüksek oranda artırır (196). Lösit kristallerinin ışık kırma indeksinin düşük olması materyale yüksek ışık geçirgenliği sağlamıştır (171, 197). Yüksek translusensite özelliğine sahip lösit ile güçlendirilmiş seramik blokların kullanımı, oldukça estetik restorasyonların yapılmasını mümkün kılar; aşırı renklenmiş, metal post-kor uygulanmış dişlerde ve metal dayanak ile desteklenen implant üstü restorasyonlarda kullanımını sınırlandırmıştır. ProCAD, Paradigm C ve IPS Empress CAD, CAD/CAM sistemi ile kullanılan lösit ile güçlendirilmiş cam seramiklerdir (198-201).

Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Cam seramik yapının güçlendirilmesi için doldurucu olarak lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) kullanılmıştır. Lityum disilikat mikroyapısı, çok sayıda küçük kristallerin bir araya gelip, birbirine tutunması ile meydana gelmektedir. Bu yapı, materyalin içinde, çatlakların yayılmasını engelleyerek dayanıklılığı arttırmaktadır (202). Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerin bükülme direnci (360 MPa) diğer cam seramik materyallerine kıyasla oldukça yüksektir. Bu seramik çeşidine örnek olarak IPS e.max CAD verilebilir. Prekristalizasyon işlemine bağlı

olarak, yüksek translusenslik, düşük translusenslik ve orta-opasite gibi farklı translusenslik derecelerinde blokları da bulunmaktadır (50).

Feldspatik Porselenler

Materyale mükemmel polisajlanma yeteneğinin yanında, asitle pürüzlendirilebilme ve adeziv simantasyon imkanı sağlayan, ince partiküllerden meydana gelmiş cam fazından oluşmaktadır. Dayanıklılığı polisaj sonrası 130 MPa iken, bu değer glaze aşamasını takiben 160 MPa'ya yükselmektedir. Bu da materyalin uzun dönem başarısını olumlu yönde etkiler (198). 1991 yılında diş hekimlerinin kullanımına sunulan Vitablocks Mark II ve 2007 yılında piyasaya sunulan Cerec Blocs bu porselen tipine örnektir (201).

Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramikler

Son yıllarda dental markete giren bu yeni seramik materyali ağırlık olarak %10 oranında zirkonyum oksit içeriğine sahiptir. Böylece zirkonyum oksit ve cam seramiklerin olumlu karakteristik özellikleri bir araya getirilmiştir. Kristalizasyon aşamasını takiben oluşan homojen yapı ile yoğun cam kristali içeriği sayesinde yüksek mekanik özelliklere ve tatmin edici estetiğe sahiptir (199). CAD/CAM sistemi ile birlikte inley, onley, parsiyel kronlar, ön-arka grup tek diş restorasyonların yapımında rahatlıkla kullanılabilir. Vita Suprinity ve Celtra Duo bu materyal tipine örnektir.

Zirkonya Esaslı Seramikler

Zirkonyanın tetragonal fazda stabil kalmasını sağlamak için yapısına bazı metal oksitler ilave edilerek bölümlü stabilize zirkonya (PSZ-partially stabilized zirconia) adıyla bilinen multifaz zirkonya materyali oluşturulur. Oda sıcaklığında tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP-yttrium stabilized tetragonal zirconia polycrystal) elde etmek için ise zirkonyaya yttriyum oksit (Y_2O_3) ilave edilir. Konvansiyonel zirkonyaya kıyasla kırılmaya karşı daha dayanıklı bir materyal olması sebebiyle, stabilize edilen zirkonya materyalleri arasında klinik kullanım için en sık tercih edilen seramik tipi Y-TZP'dir (203, 204).

Y-TZP, 5-10 MPa/m² kırılma sertliğine ve 900-1400 MPa bükülme dayanıklılığına sahip olan bir materyaldir. Cam seramiklerden 5-10 kat, feldspatik

porselenden ise 6 kat daha sert ve dayanıklıdır. Basınç uygulandığında tetragonal fazdan monoklinik faza geçerek hacmi artar. Bu hacim artışıyla birlikte, çatlak bölgesinde oluşan aşırı stres azalarak çatlak yayılması önlenmiş olur (204-208).

CAD/CAM sisteminde tamamen sinterlenmiş ve kısmen sinterlenmiş olmak üzere iki tip zirkonya materyali kullanılmaktadır. Tamamen sinterlenmiş bloklar, tek aşamada final boyutlarında restorasyon üretilmesine imkan tanır ve sinterizasyon büzülmesi olmadığı için restorasyon uyumu oldukça iyidir. Çok sert bir materyal olmasından kaynaklı üretimi sırasında freze cihazında aşınma ve bozulma meydana getirebilir. Bu sebeple güçlü bir freze sistemi ve daha uzun bir üretim süresine ihtiyaç duyar. Bunun yanında, kısmen sinterlenmiş bloklar ile restorasyon olması gerekenden %25 daha büyük üretilir. Bunun temel sebebi, tamamen sinterlenmiş bloklardan farklı olarak materyalin sinterizasyon aşamasına tabi tutulmasıdır. Bu işlem sırasında meydana gelecek sinterizasyon büzülmesi restorasyonun daha büyük üretilmesiyle kompanse edilmeye çalışılsa da restorasyonun uyumunda sorun çıkabilir. Ancak tam sinterize bloklara kıyasla daha yumuşak olduğu için üretim aşamasında kullanılan cihazlarda daha az bozulmaya sebebiyet verdiği gibi restorasyonda meydana gelen chipping gibi problemler de daha az gözlenir (204).

Estetik özellikleri metal destekli seramik restorasyonlara göre daha iyi olmasına rağmen, cam seramiklere kıyasla daha zayıftır. Fakat mekanik özelliklerinin yüksek olması, biyouyumlu oluşu ve ısı iletkenliğinin düşük olması, bu materyallerin diş hekimliği alanında yaygın olarak tercih edilmesini sağlamıştır (170, 209).

Yüksek mekanik özellikleri sayesinde; inley, onley, kron, köprü, post-core gibi restorasyonlar ile implant dayanağı ve implant materyali olarak kullanılabilir. %94,4 ZrO₂ ve %5,4 Y₂O₃ içerikli Katana Zirconia bu materyal tipine örnek olarak verilebilir.

Hibrit Seramikler

Seramik ve kompozitlerin olumlu özelliklerini tek bir materyalde toplamak amacıyla üretilen seramik çeşididir. İlk defa 2013 yılında klinik kullanıma giren hibrit seramikler, ağırlık olarak %86 oranında seramik ve %14 oranında polimerden

meydana gelmiştir (199). Matriks yapılarının arasında kalan poröziteler polimer materyali ile doldurularak bir polimer ağı oluşturulur. Cam seramiklerde sıklıkla karşılaşılan çatlakların ilerlemesi problemi polimer ağ yapısı ile azaltılmıştır. Aşınma özellikleri dentine yakın olduğu için karşıt dişte daha az aşınmaya sebep olur (210). Bunun yanı sıra dentine yakın elastiklik modülüne sahip olması, materyalin kırılma dayanıklılığını arttırmıştır (211). Mekanik özellikleri değerlendirildiğinde içeriğine benzer şekilde seramik ve kompozit materyallerin arasında yer almaktadır (212). Üretimlerini takiben sinterizasyon işlemi gerektirmezler ve rezin simanlarla diş dokularına bağlanabilirlikleri oldukça iyidir. Vita Enamic bu gruba örnek olarak verilebilir. İnceley, onley, veneer ve tek kronların üretiminde kullanımları uygundur.

Rezin Nano-Seramikler

Ağırlıkça %80 oranında inorganik nanoseramik doldurucu içeren organik rezin matriks yapıdan oluşur. Polimer yapıyı güçlendiren nanoseramik doldurucular ise; 20 nm çapında silika nanopartikül, 4-11 nm çapında zirkonya nanopartikül ve zirkonya-silika nanopartikül kombinasyonlarından meydana gelmektedir (213).

Seramik restorasyonların yorulma dirençlerinin kompozit restorasyonlarla kıyaslanması sonucunda kompozit rezinlerin daha dirençli olduğunun görülmesi, hem seramik hem de kompozit rezinin olumlu özelliklerini içeren yeni bir materyal arayışını ortaya çıkarmıştır (214). Bu düşünceden yola çıkarak 2012 yılında Lava Ultimate rezin nanoseramik üretilmiştir (199).

Seramik materyallerine kıyasla elastiklik modülü dentine daha yakındır. Mekanik ve optik özellikleri kompozit rezinlere benzer. Freze edilmesi kolay olduğu için frezeleme süresi daha kısadır (215). Karşıt dişte oluşturdukları aşınma miktarı seramik materyallere göre daha azdır (216). En önemli avantajı, üretimi tamamlandıktan sonra bile kompozit rezin materyali ile onarım veya modifiye işlemlerinin yapılabilmesidir (213).

3. GEREÇ ve YÖNTEM

3.1. Çalışmada Kullanılacak Dişlerin Belirlenmesi ve Çalışma için Hazırlanması

Bu çalışma kanal tedavili büyük azı dişlerinin protetik tedavisinde günümüzde yaygın olarak kullanılan; fiber post-kor sistemi ve daha güncel tedavi alternatifleri olan standart endokron, kök içi uzatmalı endokron ve monoblok zirkonya post-kor sistemlerinin ferrule varlığında ve yokluğundaki kırılma dayanıklılığını in-vitro olarak değerlendirmek amacıyla planlanmıştır. Bu çalışma öncesinde Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu' na başvuru yapılarak çalışma için gerekli etik kurul onayı alındı. (GO 17/223 proje numaralı, "Ferrule Varlığının; Endokronların ve Estetik Post-Kor Sistemlerinin Kırılma Dayanıklılığına Etkisinin, İn Vitro Olarak Karşılaştırılması "başlıklı proje için 29.03.2017 tarihinde GO 17/223-28 karar numarası ile etik kurul onayı alınmıştır.)

Çalışmada periodontal veya başka sebeplerle çekimi yapılmış 80 adet alt çene 1. büyük azı ve 2. büyük azı dişleri kullanıldı. Tüm dişler 2,5X büyütme gözlük ile incelendi. Örneklerin standardizasyonu açısından çalışmada kullanılacak olan dişler için çalışmaya dahil edilme ve dahil edilmeme kriterleri belirlendi.

Dahil Edilmeme Kriterleri

- Alt çene 1. büyük azı ve 2. büyük azı dışındaki dişler,
- Derin çürük kavitesine sahip dişler,
- Diş dokusunda aşırı kayıp olan dişler,
- Çatlak veya kırık hattına sahip dişler,
- Daha önce kanal tedavisi yapılmış dişler.

Dahil Edilme Kriterleri

- Periodontal veya başka sebeplerle çekilmiş, alt çene 1. büyük azı ve 2. büyük azı dişleri,
- Çürüksüz veya kron bütünlüğünü bozmayacak şekilde sadece yüzeysel çürük bulunan dişler,

- 7-8 mm servikookluzal yükseklik,
- 13-15 mm kök uzunluğu ve mümkün olduğunca düz köklü dişler.

Çalışmada kullanılacak dişler kriterlere uygun olarak seçildikten sonra dişlerin üzerinde bulunan doku artıkları veya diş taşlarının uzaklaştırılması amacıyla detertraj ve ultrasonik temizleme işlemleri uygulandı. Deney süresince dişler salin solüsyonunun içinde bekletildi.

3.2. Çalışma Gruplarının Oluşturulması

Çalışmada kullanılacak 80 adet alt çene 1. ve 2. büyük azı dişi, ferrule bulunan ve ferrule bulunmayan test gruplarını oluşturmak için rastgele seçilmiş 40 dişten oluşan 2 gruba ayrıldı.

3.3. Ferrule Var/Yok Gruplarının Hazırlanması

Ferrule yokluğunun farklı tip restorasyonların kırılma dayanıklılığı üzerine etkisini değerlendirmek üzere, 40 örnekten oluşan bu grupta, dişler ferrule olmayacak şekilde hazırlandı. Bunun için öncelikli olarak bu gruba ait dişlerin mine-sement sınırı bir cetvel ve ince uçlu asetat kalemi yardımıyla tespit edilip kronu çepeçevre saracak şekilde çizildi. Çizilen hattın doğruluğu 2,5X büyütme gözlük ile kontrol edildi. Sonrasında dişler, mine-sement sınırına çizilen hattın biraz üzerinden elmas separe (Sunshine, SH-393-190, Langenhagen, Almanya) ile su soğutması altında dekorone edildi. Dekorasyon işleminin standart ve hatasız yapılabilmesi için ise mine-sement sınırına yakın kron bölümü su soğutması altında yeşil bantlı silindirik elmas frez (G&Z, 837-014-8-C, Lustenau, Avusturya) ile tam olarak mine-sement sınırına çizilen hat boyunca prepare edildi. Böylece dişlerin anatomik kronunun mine-sement sınırı boyunca ve bu sınıra paralel olarak kök bölümünden ayrılması sağlandı. Ardından kırmızı bantlı silindirik elmas frez (G&Z, 837-014-8-F, Lustenau, Avusturya) ile pürüzlü yüzeyler düzeltildi. Her 5 dişin preparasyonu tamamlandıktan sonra kullanılan fissür frezler yenisi ile değiştirildi.

Ferrule varlığının, farklı tip restorasyonların kırılma dayanıklılığı üzerine etkisinin değerlendirileceği, 40 örnekten oluşan grupta ise dişler, 2 mm ferrule olacak şekilde hazırlandı. Bu gruba ait dişlerin mine-sement sınırı da yine bir cetvel ve ince uçlu asetat kalemi yardımıyla tespit edilip kronu çepeçevre saracak şekilde

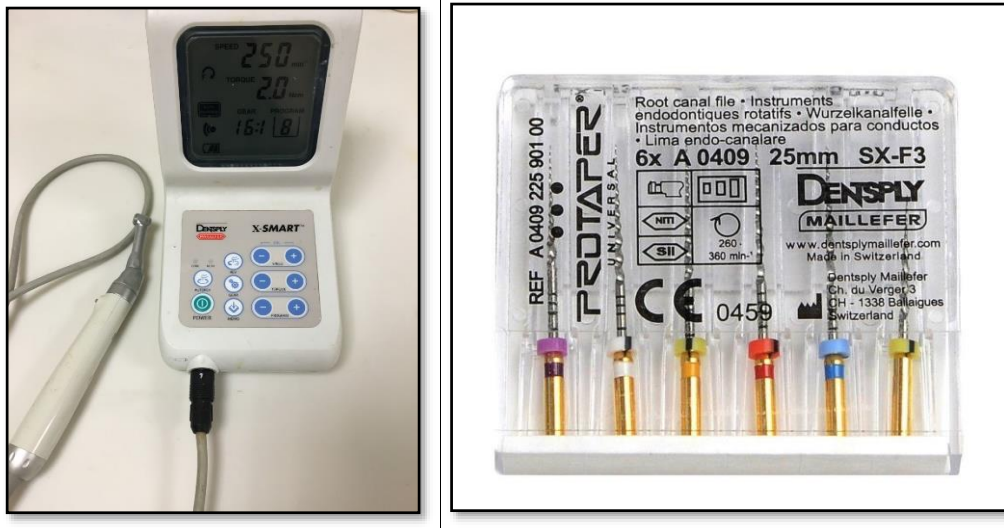
çizildi. Ferrule bulunmayan gruptan farklı olarak bu grupta çalışma için gereken ferrule miktarını elde edebilmek için mine-sement sınırının 2 mm üzeri de bir cetvel ve asetat kalemi yardımı ile kronu çevreleyecek şekilde çizildi. Çizilen hatların doğruluğu ise diğer grupta olduğu gibi 2,5X büyütmeli gözlük ile kontrol edildi. Bu işlemleri takiben dişler, mine-sement sınırının 2 mm üzerinde çizilen hat boyunca yer düzlemine paralel bir şekilde su soğutması altında elmas separe (Sunshine, SH-393-190, Langenhagen, Almanya) yardımıyla kalan kron kısmından ayrıldı. Hatasız bir ayırma işlemi için ise yine su soğutması altında yeşil bantlı silindirik elmas frez (G&Z, 837-014-8-C, Lustenau, Avusturya) yardımıyla istenilen 2 mm'lik koronal diş miktarı korunarak prepare edildi. 2 mm'lik koronal diş miktarı elde edildikten sonra ferruleyi oluşturabilmek için basamak preparasyonu gerçekleştirildi. Su soğutması altında yeşil bantlı silindirik elmas frez ile mine-sement sınırında 1 mm genişliğinde shoulder basamak oluşturuldu ve bu işlemlerin sonucunda 2 mm ferrule elde edildi. Pürüzlü yüzeyler ise kırmızı bantlı silindirik elmas frez (G&Z, 837-014-8-F, Lustenau, Avusturya) ile düzeltildi. Bu grupta da her 5 dişin preparasyonu bittiğinde kullanılan elmas frezler yenisi ile değiştirildi.

3.4. Kök Kanal Tedavisi Prosedürü

Ferrule varlığına ve yokluğuna göre dişler hazırlandıktan sonra dişlerin kanal tedavisi işlemine geçildi. Bu aşamada öncelikli olarak su soğutması altında elmas rond frez (G&Z, 801-012 C, Lustenau, Avusturya) ile pulpa tavanı kaldırıldı ve yeşil bantlı silindirik elmas frez (G&Z, 837-014-8-C, Lustenau, Austria) ile pulpa odası kanal ağzlarını içine alacak ve giriş yoluna engel oluşturmayacak şekilde genişletildi. Kanal ağzları bir sond yardımıyla tespit edildikten sonra 08,10 ve 15 no'lu K File eğeleri (Technical & General, K-08, K-10, K-15, London, İngiltere) ile apikale kadar olan kanal yolu bulundu ve pulpa dokusu çıkartıldı. Sonrasında distal, mezioyobukkal ve mezioyolingual kanallarda apikal foramene ulaşıldı. Bu aşamada, apikal foramenden yani dişin kök boyundan 1 mm kısa olacak şekilde çalışma boyları belirlendi.

Çalışma boyları tespit edildikten sonra kök kanal tedavisinin bir diğer basamağı olan kök kanallarının şekillendirilmesi aşamasına geçildi. Kök kanallarının şekillendirilmesinde (Protaper ve X-SMART, Dentsply Maillefer,

Ballaigues, İsviçre) nikel titanyum döner ege sistemi kullanıldı (Şekil 3.1). Bu sisteme göre SX ile kanal ağızları genişletildikten sonra sırasıyla S1, S2, F1, F2 ve F3 nikel titanyum döner egeleleriyle tüm kanallar çalışma boyunda şekillendirildi. Bu işlemler sırasında hem kanal kayganlaştırıcısı olarak hem de tıkalı kanalları açmak amacıyla jel formunda etilen diamin tetraasetik asit (EDTA) (Sure-endo, Suredent, Gyeonggi-do, Kore) kullanıldı.



Şekil 3.1 Nikel Titanyum Döner Ege Sistemi (Dentsply X-SMART ve Protaper)

Kanalların şekillendirilmesi esnasında kök kanal tedavisinin bir diğer aşaması olan kök kanal irrigasyonu da gerçekleştirildi. Kanalda biriken smear tabakasını uzaklaştırmak, egelelerin kanal içinde hareketini kolaylaştırmak için her bir ege kullanımından sonra kök kanalları 2 ml %2,5'lik sodyum hipoklorit (NaOCl) ile irrige edildi. Şekillendirme işlemi tamamlandığında ise yine her bir kök kanalı birer dakika boyunca sırasıyla %17 etilen diamin tetraasetik asit (EDTA), 2 ml salin solüsyonu, 2 ml %2,5 NaOCl ve son olarak tekrar 2 ml salin solüsyonu ile yıkandı. EDTA ve NaOCl solüsyonları arasında salin solüsyonunun kullanılmasının sebebi ise kanal içinde iki sıvının etkileşimi sonucu bir çökelti oluşmasını önlemektir. İrrigasyon aşaması tamamlandıktan sonra ise kanallar açılı kağıt konilerle (Sure-endo, Suredent, Gyeonggi-do, Kore) kurulandı.

Kök kanallarının doldurulması ise açılı gutta-perka (Sure-endo, Suredent, Gyeonggi-do, Kore) kullanılarak, lateral kondensasyon tekniği ile gerçekleştirildi.

Kanal dolgu patı olarak ise, epoksi-amin rezin bazlı kök kanal dolgu patı (AH Plus, Dentsply Detrey, Konstanz, Almanya) kullanıldı. Koronal kısımda kalan gutta-perka ise ısıtılmış bir ekskavatör yardımıyla giriş kavitesinin 1 mm apikalinden kesilerek uzaklaştırıldı. Kanal ağzları daha sonra geçici dolgu materyali (Cavit G, 3M Deutschland GmbH, Neuss, Almanya) ile kapatıldı. Kanal dolgusunun tam olarak sertleşmesi için örnekler bir hafta boyunca %100 nemli ortamda bekletildi.

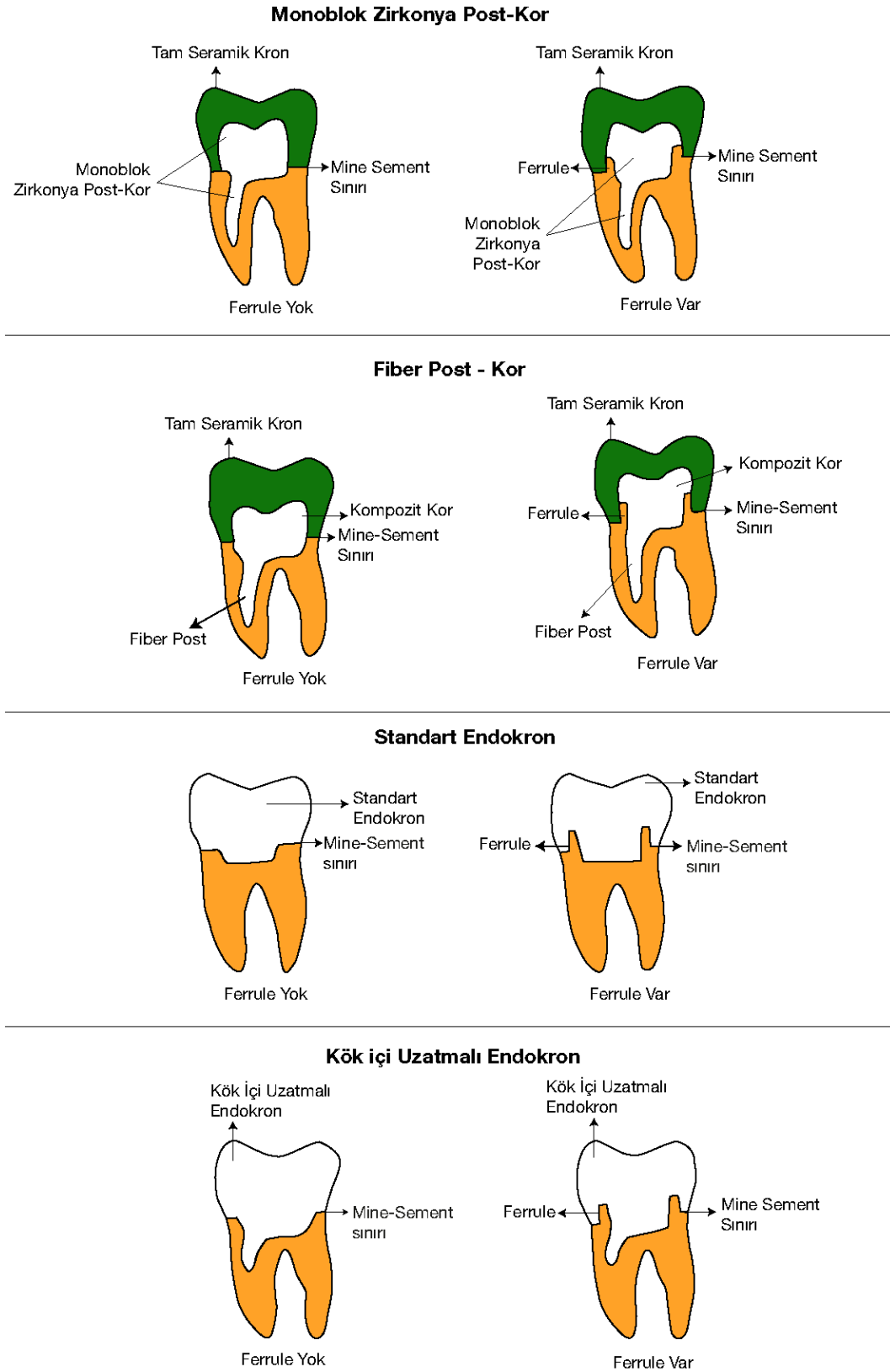
Kanal tedavileri tamamlanan ve ferrule yoklu/varlığına göre 40' ar dişten oluşturulan bu 2 grup, farklı restorasyon gruplarını oluşturmak için rastgele seçilmiş 10' ar dişten oluşan 4' er gruba ayrıldı (Tablo 3.1 ve Tablo 3.2).

Tablo 3.1. Gruplara göre örnek sayılarının dağılımı

Test Grupları	Fiber Post-Kor	Monoblok Zirkonya Post-Kor	Standart Endokron	Kök İçi Uzatmalı Endokron	TOPLAM
Ferrule Var	10	10	10	10	40
Ferrule Yok	10	10	10	10	40
TOPLAM	20	20	20	20	80

Tablo 3.2. Değerlendirilen test grupları

Test Grupları	Fiber Post-Kor	Monoblok Zirkonya Post-Kor	Standart Endokron	Kök İçi Uzatmalı Endokron
Ferrule Yok (n)	10	10	10	10
Ferrule Var (2 mm) (n)	10	10	10	10
Post Yapısı	Prefabrike Fiber Post	Yontulmuş Zirkonya Post	–	–
Kor Yapısı	Kompozit Kor	Yontulmuş Zirkonya Kor	–	–
Kron Varlığı	+	+	–	–
Restorasyon Materyali	KATANA Zirconia HT	KATANA Zirconia HT	KATANA Zirconia HT	KATANA Zirconia HT



Şekil 3.2. Test Gruplarının şematik çizimleri

3.5. Farklı Tip Restorasyon Gruplarının Oluşturulması

3.5.1. Fiber Post-Kor Grubu

Klinik kullanımı yaygın olan fiber post ve kompozit kor sistemi ferrule bulunan ve ferrule bulunmayan toplam 20 adet dişe uygulandı. Kor yapımına kadar yapılan tüm aşamalar hem ferrule varlığında hem de yokluğunda aynı şekilde gerçekleştirildi.

Bu grupta tüm dişlerde Dentolic Fiber Post' lar (Itena Dentolic, Paris, Fransa) kullanıldı (Şekil 3.3). Örneklerde fiber post distal kanala yerleştirildi. Kullanılan postun uzunluğu 7 mm ve çapı da 1,3 mm olarak belirlendi. Kompozit kor yüksekliğinin ise ferrule bulunmayan grupta 5 mm, 2 mm ferrule bulunan grupta ise 3 mm yapılması planlandı.

İlk olarak kök kanal tedavisi tamamlanan dişlerin koronal kısmındaki geçici dolgu maddesi (Cavit G, 3M Deutschland GmbH, Neuss, Almanya) çıkarıldı ve dişlerde post boşluğu hazırlanması için kök kanal preparasyonuna geçildi. Peeso reamer (Technical & General, London, İngiltere) setindeki 1 ve 2 no'lu frezler ile kök kanal dolgusu boşaltıldı. Kanal içinde 7 mm uzunluğunda bir post boşluğu istenildiği için frezler bu uzunluğa göre durdurucu takılarak ayarlandı. Distal kök kanalı 7 mm boşaltıldıktan sonra fiber post setine (Itena Dentolic, Paris, Fransa) ait 1,3 mm çapındaki frezle prepare edildi. Buna göre, her dişin distal kanalında 1,3 mm çapında ve 7 mm uzunluğunda standart post boşluğu hazırlandı.

Simantasyon aşamasına geçmeden önce kök kanalı sırasıyla 2 ml NaOCl ve 2 ml salin solüsyonu ile yıkandı ve kağıt konilerle (Sure-endo, Suredent, Gyeonggi-do, Kore) kurutuldu.



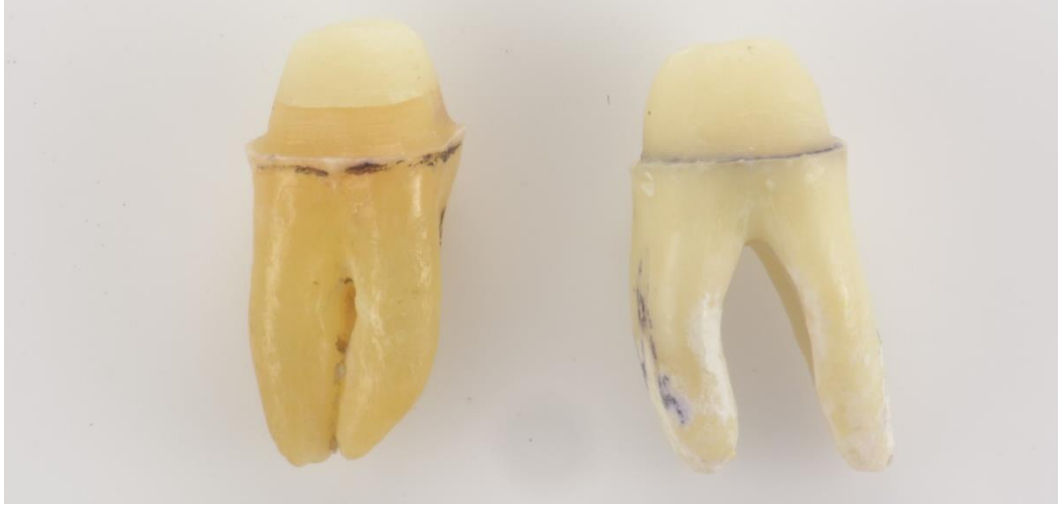
Şekil 3.3. Dentolic fiber post seti.

Smear tabakasının tam olarak kaldırılması için kanal dentini %37'lik fosforik asit (SDI Super Etch, SDI Southern Dental Industry, Bayswater, Avusturya) ile 15 sn pürüzlendirildi ve hava su spreyi ile yıkanıp kurutuldu. Fiber post yüzeyine ise silan (Ultradent Products INC. , South Jordan, ABD) uygulandı ve 60 sn buharlaşması için beklenildi. Simantasyon dual cure rezin siman (Panavia F 2.0, Kuraray Noritake INC., Okayama, Japonya) ile gerçekleştirildi (Şekil 3.4). Üretici firmanın talimatlarına uygun olarak eşit oranda ED Primer II A ve B (Panavia F 2.0, Kuraray Noritake INC., Okayama, Japonya) karıştırılarak post boşluğundaki tüm kanal dentinine uygulandı, 30 sn bekledikten sonra hafifçe hava ile kurutuldu. Bir sonraki adım olarak eşit oranda A ve B Paste (Panavia F 2.0, Kuraray Noritake INC. , Okayama, Japonya) 20 sn süresince karıştırıldı. Hazırlanan rezin siman hem kök kanalının içine hem de fiber post yüzeyine uygulandı. Ardından fiber post, hazırlanan post boşluğuna parmak basıncıyla yerleştirildi ve halojen ışık kaynağı (Hilux, Benlioğlu Dental, Ankara, Turkey) yardımıyla her yüzeyden 20 sn boyunca polimerize edilerek simantasyon işlemi tamamlandı.



Şekil 3.4. Panavia F 2.0, Kuraray dual cure rezin siman

Fiber post simantasyonu tamamlanan örneklerin kor yapısı dual cure kompozit (Charisma Classic Kulzer Mitsui Chemicals, Hanau, Almanya) ve self adeziv bond sistemi (Gluma Self Etch Bond, Kulzer Mitsui Chemicals, Hanau, Almanya) ile yapıldı. Kor yapısı 2 mm ferrule bulunmayan örneklerde 5 mm yüksekliğinde yapılırken, 2 mm ferrule varlığında 3 mm yüksekliğinde yapıldı. Bunun sebebi hem 2 mm ferrule bulunan örneklerde hem de ferrule bulunmayan örneklerde standart 5 mm'lik dayanak yüksekliği elde etmektir. Kor yapısını tamlandıktan sonra ölçü aşamasına geçmeden önce ferrule bulunmayan dişlerde su soğutması altında yeşil bantlı silindirik elmas frez (G&Z, 837-014-8-C, Lustenau, Avusturya) ile 1 mm genişliğinde shoulder basamak oluşturuldu (Ferrule bulunan gruptaki örneklerde 2 mm'lik ferrule oluşturulurken basamak yapıldığı için bu aşamada bu örneklerde ilave bir basamak preparasyonu yapılmamıştır). (Şekil 3.5 ve Şekil 3.6).

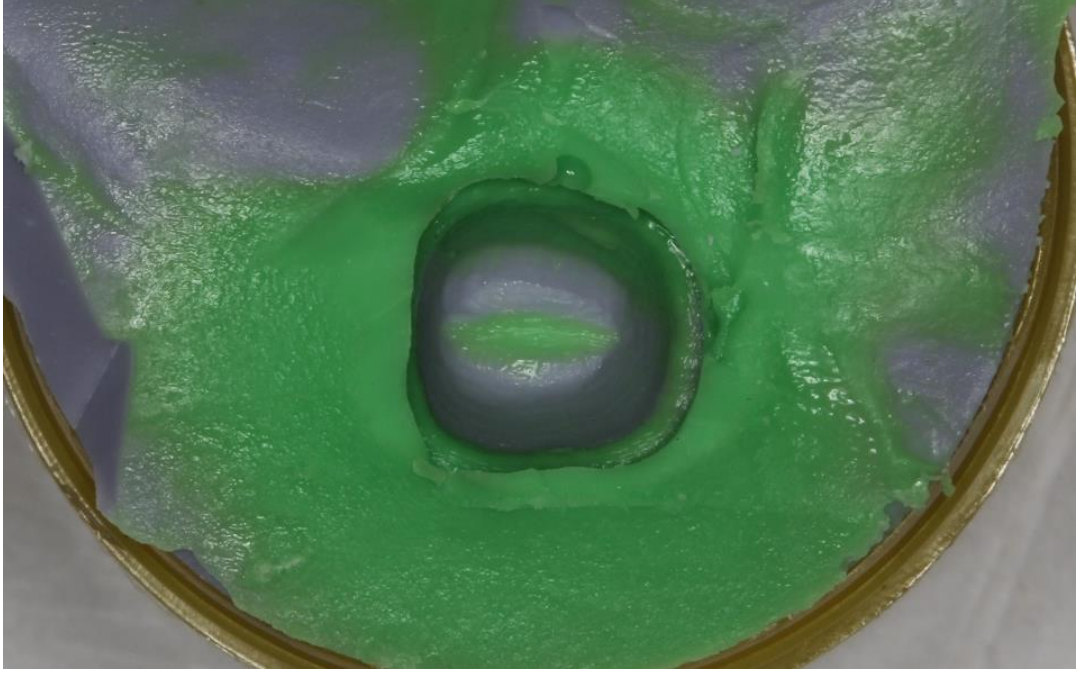


Şekil 3.5. Ferrule varlığında ve yokluğunda fiber post ve kompozit kor uygulanan diş örneklerinin bukkal görünümü.



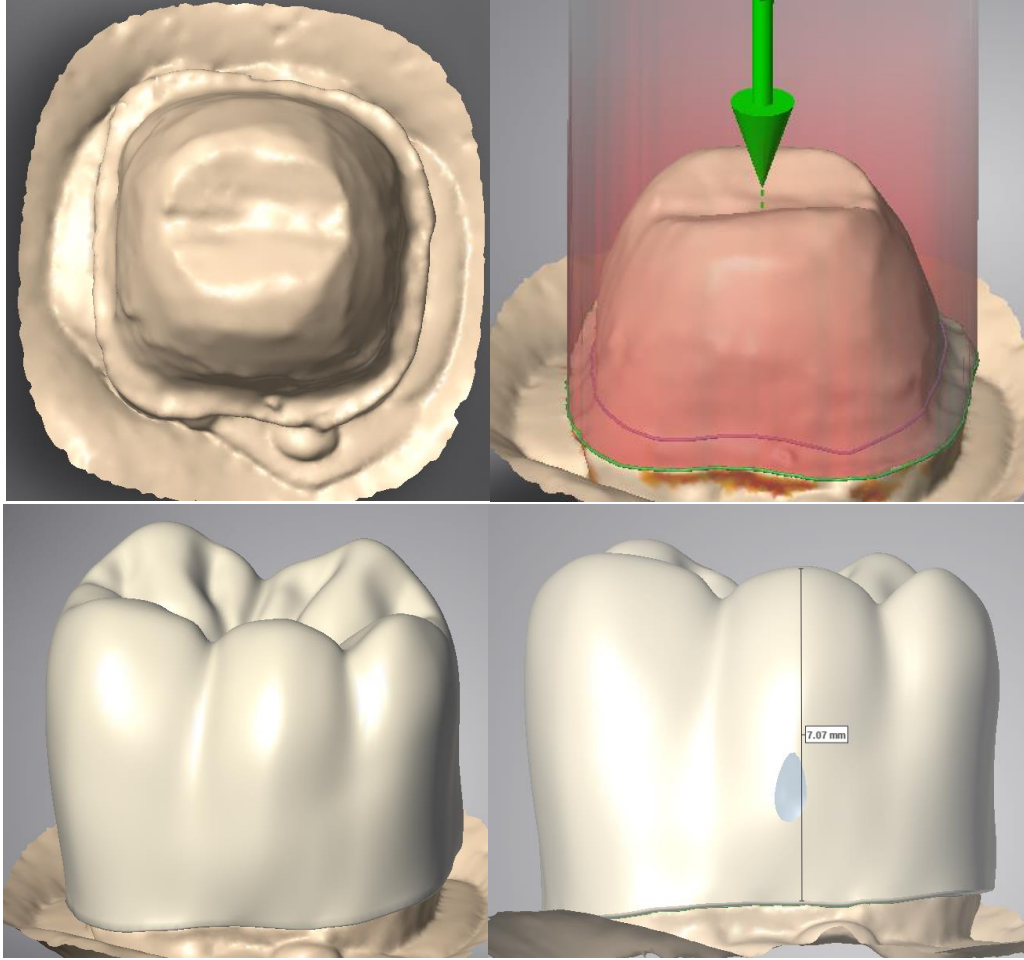
Şekil 3.6. Ferrule yokluğunda ve varlığında, fiber post ve kompozit kor uygulanan örneklerin okluzalden görünümü.

Gruptaki tüm örneklerden kron restorasyonunun üretimi için polivinil siloksan ölçü maddesi (Variotime Easy Putty ve Light Flow, Kulzer Mitsui Chemicals, Hanau, Almanya) ile ölçü alındı (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. 2 mm ferrule varlığında fiber post-kor uygulanmış bir örneğin ölçüsü

Ölçüler TiO_2 ile pudralandıktan sonra, optik tarama (Dental Wings 7SERIES, Montreal, Kanada) yapıldı. Dijital ortamda elde edilen modeller üzerinde tüm marjin hatları belirlenerek, alt çene 1.büyük azı dişinin anatomik formunda ve serviko-okluzal olarak yine 1.büyük azı dişinin ortalama uzunluğu olan 7 mm yüksekliğinde kron restorasyonları tasarlandı (Şekil 3.8). Tasarımı tamamlanan örnekler yarı sinterize zirkonya bloklardan (KATANA Zirconia HT, Kuraray Noritake INC., Okayama, Japonya) freze cihazında (Yena Makina, Yena Makina Sanayi Tic. Ltd., İstanbul, Türkiye) üretildi (Şekil 3.9-3.10). Üretimi tamamlandıktan sonra örnekler sinterleme fırınında (Protherm Furnaces, Ankara, Türkiye) $1500\text{ }^{\circ}\text{C}$ de 7 saat süresince sinterleme işlemine maruz bırakıldı. Sinterizasyon aşamasından sonra ise tesviye ve uyumlama işlemleri yapıldı.



Şekil 3.8. Fiber post-kor grubu örneğinin bilgisayar ortamında tasarım aşamaları



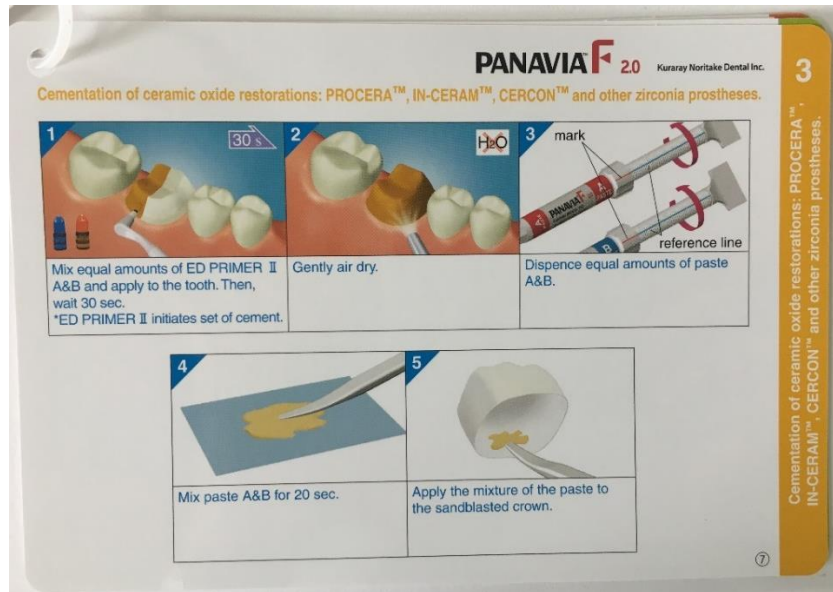
Şekil 3.9. KATANA Zirconia HT bloklar.



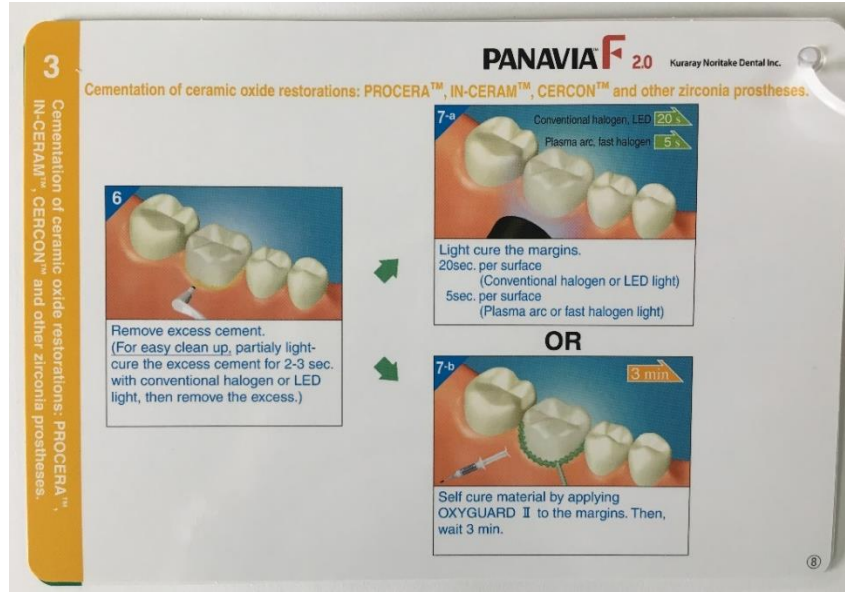
Şekil 3.10. Bilgisayar destekli freze cihazı

Bilgisayar destekli tasarlanan ve üretilen zirkonya kron restorasyonlarının iç yüzeyi simantasyon öncesinde 125 µm'lik Al₂O₃ tozu (S-UAustral, Schuler Dental, D-7900 ULM Eberhard-Finckh-Str.39, Almanya) ile pürüzlendirildi.

Simantasyon aşamasına geçildiğinde dentin ve kor yüzeyi %37'lik fosforik asit (SDI Super Etch, SDI Southern Dental Industry, Bayswater, Avusturya) ile 15 sn pürüzlendirildi ve hava su spreyi ile yıkanıp kurutuldu. Zirkonya kron restorasyonunun iç yüzeyine ise silan (Ultradent Products INC., South Jordan, ABD) uygulandı ve 60 sn buharlaşması için beklenildi. Simantasyon, dual cure rezin siman (Panavia F 2.0, Kuraray Noritake INC., Okayama, Japonya) ile gerçekleştirildi (Şekil 1.4). Üretici firmanın talimatlarına uygun olarak eşit oranda ED Primer II A ve B (Panavia F 2.0, Kuraray Noritake INC., Okayama, Japonya) karıştırılarak kor ve dentin yüzeyine uygulandı, 30 sn bekleddikten sonra ise hafifçe hava ile kurutuldu. Bir sonraki adım olarak eşit oranda A ve B Paste (Panavia F 2.0, Kuraray Noritake INC., Okayama, Japonya) 20 sn süresince karıştırıldı. Hazırlanan rezin siman hem dentin ve kor yüzeyine hem de zirkonya kron restorasyonunun iç yüzeyine uygulandı. Ardından restorasyon kor üzerine parmak basıncıyla yerleştirildi ve halojen ışık kaynağı (Hilux, Benlioğlu Dental, Ankara, Türkiye) yardımıyla her yüzeyden 20 sn boyunca polimerize edilerek simantasyon işlemi tamamlandı (Şekil 3.11-3.12).



Şekil 3.11 Restorasyon simantasyonu için bilgilendirme broşürü



Şekil 3.12. Restorasyon simantasyonu için bilgilendirme broşürü

3.5.2. Monoblok Zirkonya Post-Kor Grubu

Monoblok zirkonya post-kor sistemi ferrule bulunan ve ferrule bulunmayan 20 adet örneğe uygulandı.

Post uzunluğunun 7 mm, post çapının 1,3 mm ve kor yüksekliğinin de ferrule bulunmayan grupta 5 mm, 2 mm ferrule bulunan grupta ise 3 mm olması planlandı. Uygulanan post distal kanala yerleştirildi.

İlk aşamada kök kanal tedavisi tamamlanan dişlerin koronal kısmındaki geçici dolgu maddesi (Cavit G, 3M Deutschland GmbH, Neuss, Almanya) çıkarıldıktan sonra pulpa odasının duvarları ve tabanı su soğutması altında yeşil bantlı silindirik elmas frez (G&Z, 837-014-8-C, Lustenau, Avusturya) ve modifiye düz uçlu konik elmas frez (Brasseler LGI™, Georgia, ABD) ile düzeltildi. Pulpa odasının duvar eğimleri ise giriş yoluna uygun bir şekilde ayarlandı. Sonrasında ise postun uygulanacağı distal kanal için preparasyon aşamasına geçildi. Planlanan post uzunluğunun hatasız bir şekilde elde edilebilmesi için peeso reamer (Technical & General, London, İngiltere) setindeki 1 ve 2 no'lu frezlere lastik durdurucu takıldı ve kanal dolgusu 7 mm boşaltıldı. Uygulanan post çapının standart olabilmesi için, fiber post-kor grubunda kullanılan, fiber post setine (Itena Dentolic, Paris, Fransa) ait 1,3 mm çapındaki frezle 7 mm uzunluğundaki post boşluğunun preparasyonu yapıldı (Şekil 3.13-3.14).

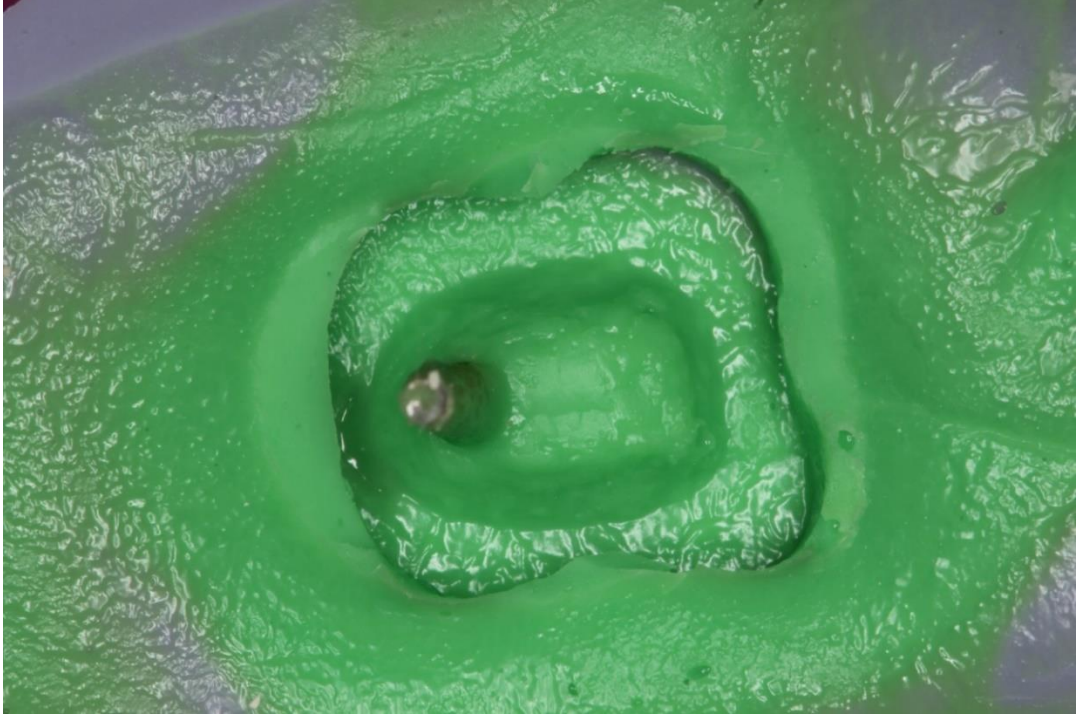


Şekil 3.13. Ferrule yokluğunda, monoblok zirkonya post-kor restorasyonu için prepare edilen örnekler

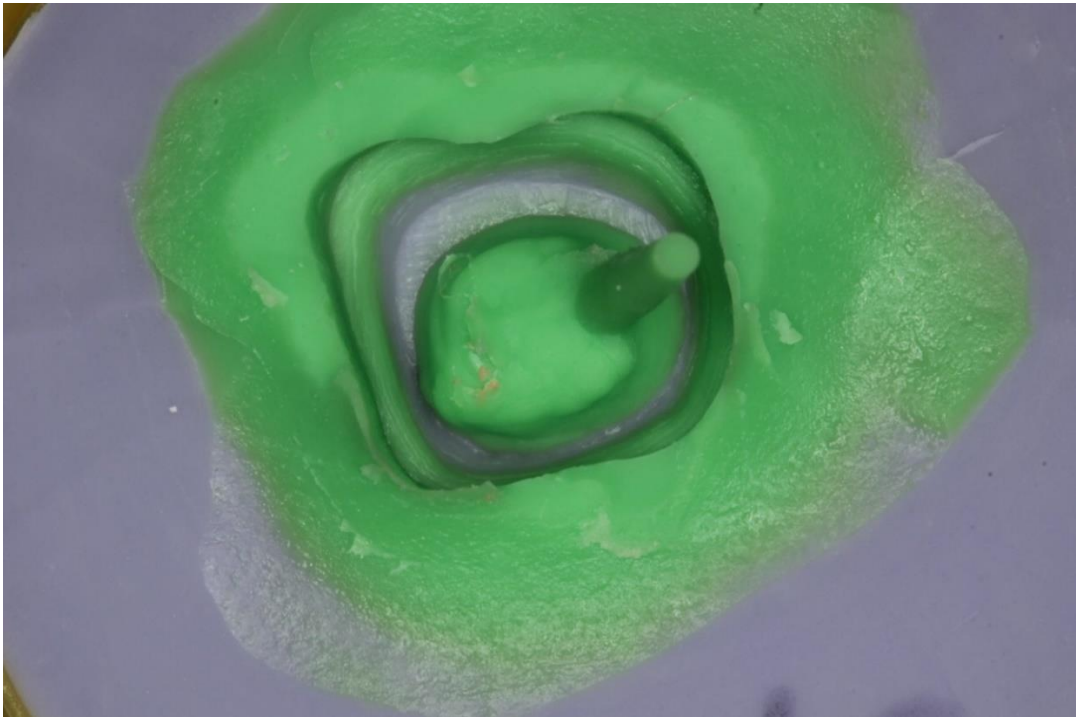


Şekil 3.14. Ferrule varlığında, monoblok zirkonya post-kor restorasyonu için prepare edilen örnekler

Distal post boşlukları hazırlanan tüm örneklerden polivinil siloksan ölçü maddesi (Variotime Easy Putty ve Light Flow, Kulzer Mitsui Chemicals, Hanau, Almanya) ve kanal boşluğuna yerleştirilen bir metal ataç yardımıyla ölçü alındı (Şekil 3.15-3.16).

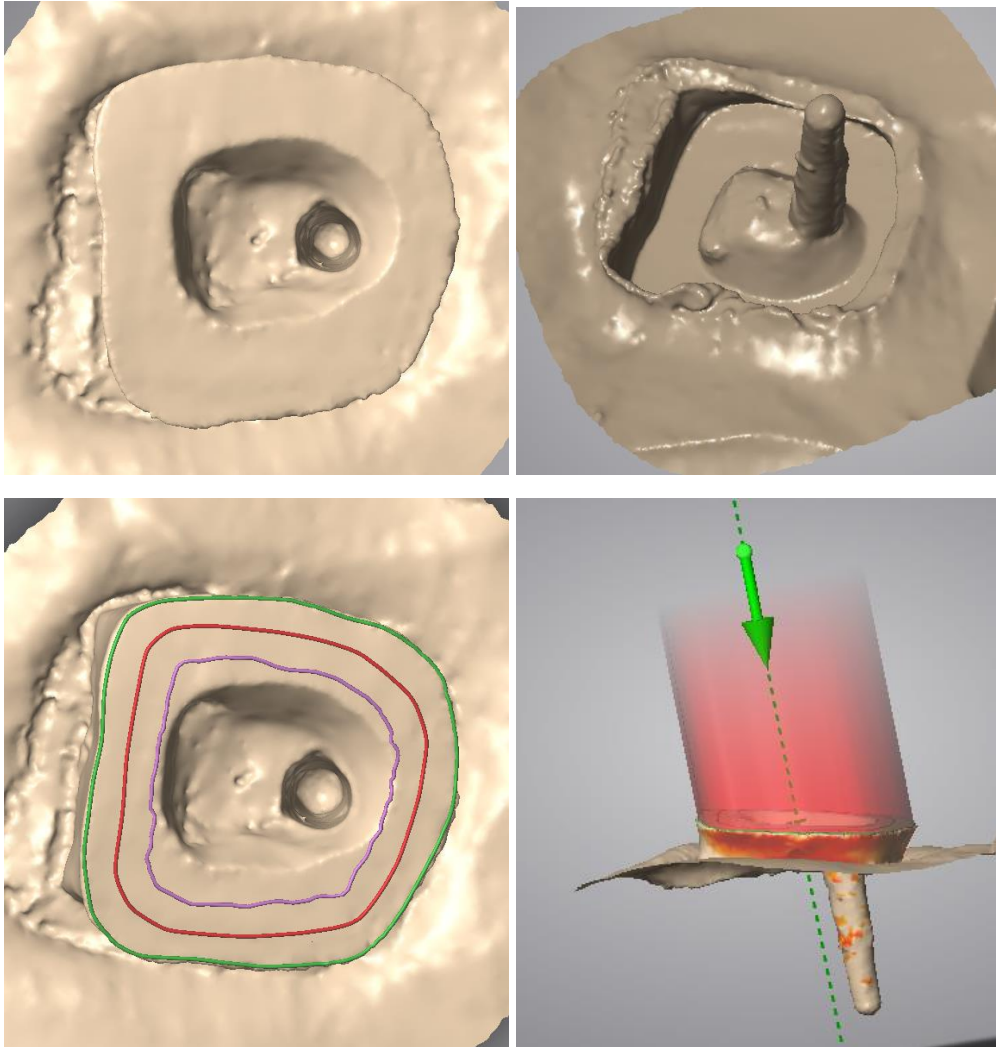


Şekil 3.15. Ferrule yokluğunda, monoblok zirkonya post-kor grubu örneğinden polivinil siloksan ölçü maddesiyle alınan ölçünün görünümü.

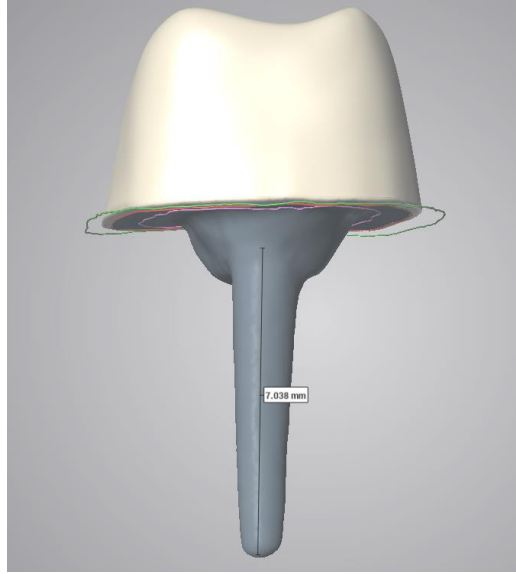


Şekil 3.16. Ferrule varlığında, monoblok zirkonya post-kor grubu örneğinden polivinil siloksan ölçü maddesiyle alınan ölçünün görünümü.

Ölçüler TiO₂ ile pudralandıktan sonra, optik tarama (Dental Wings 7SERIES, Montreal, Kanada) yapıldı. Dijital ortamdan elde edilen modeller üzerinde tüm marjin hatları belirlenerek, 7 mm post uzunluğu ve ferrule bulunmayan grup için 5 mm, ferrule bulunan grup için ise 3 mm kor yüksekliğine sahip monoblok post-kor restorasyonları tasarlandı. Ayrıca ferrule bulunmayan gruptaki monoblok zirkonya post-kor restorasyonları tasarlanırken, kor yapının sınırları dijital modelin marjin sınırına göre 1 mm daha içerde çizilerek sonradan üzerine simante edilecek kron restorasyonunun yerleşeceği basamak elde edilmiş oldu (Şekil 3.17-3.18).

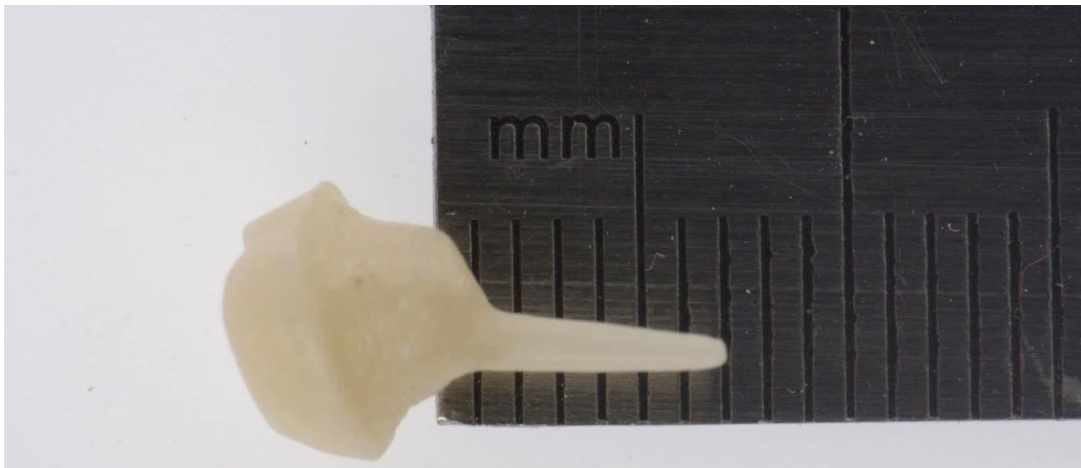


Şekil 3.17. Monoblok zirkonya post-kor grubu örneğinin bilgisayar ortamında tasarım aşamaları.



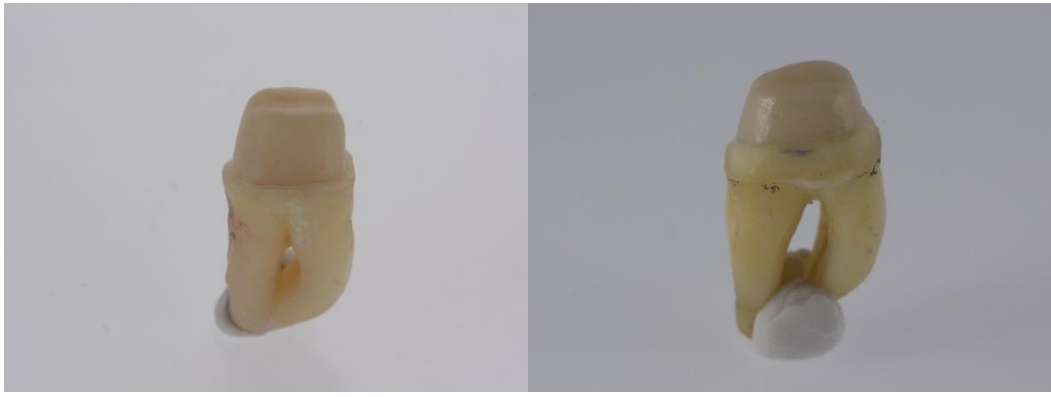
Şekil 3.18. Monoblok zirkonya post-kor grubu örneğinin bilgisayar ortamında taranması.

Tasarımı tamamlanan örnekler yarı sinterize zirkonya bloklardan (KATANA Zirconia HT, Kuraray Noritake INC., Okayama, Japonya) freze cihazında (Yena Makina, Yena Makina Sanayi Tic. Ltd., İstanbul, Türkiye) yontularak üretildi. Üretimi tamamlandıktan sonra örnekler sinterleme fırınında (Protherm Furnaces, Ankara, Türkiye) 1500 °C de 7 saat süresince sinterleme işlemine maruz bırakıldı. Sinterizasyon aşamasından sonra ise tesviye ve uyumlamaları yapıldı (Şekil 3.19).



Şekil 3.19. 2 mm ferrule bulunan gruba ait, bilgisayar ortamında tasarlanıp üretilen, 3 mm kor yüksekliğine ve 7 mm post uzunluğuna sahip monoblok zirkonya post-kor örneği.

Hazırlanan monoblok zirkonya post-korlar simantasyon öncesinde 125 μm 'lik Al_2O_3 tozu (S-UAustral, Schuler Dental, D-7900 ULM Eberhard-Finckh-Str.39, Almanya) ile pürüzlendirildi. Simantasyon öncesinde post boşluğu ise smear tabakasının uzaklaştırılması için sırasıyla 2 ml NaOCl ve 2 ml salin solüsyonu ile yıkandı ve kağıt konilerle (Surendo, Suredent, Gyeonggi-do, Kore) kurutuldu. Bu aşamadan itibaren monoblok zirkonya post-kor grubu örneklerinin simantasyon işlemi, fiber post-kor grubundaki fiber post simantasyon işlemleri ile aynı şekilde uygulandı (Şekil 3.20).

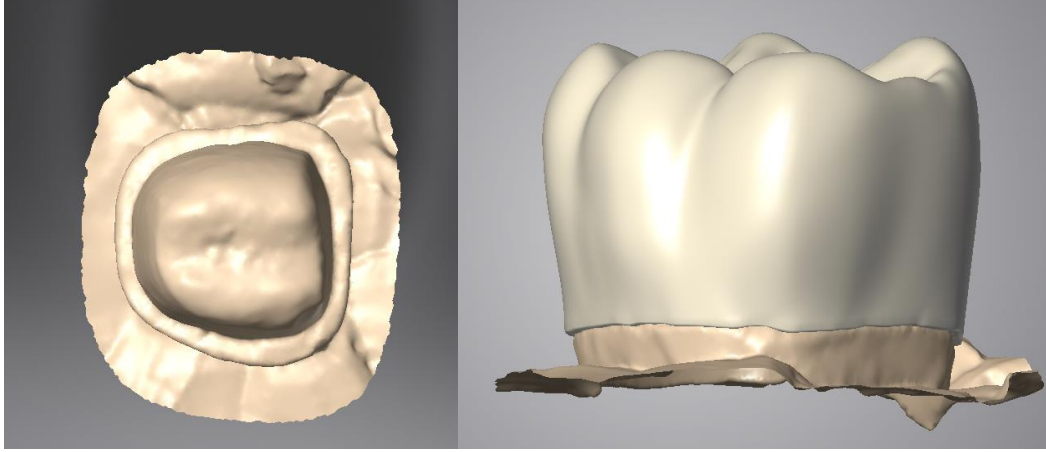


Şekil 3.20. Ferrule yokluğunda ve varlığında simante edilmiş monoblok zirkonya post-kor örneklerinin bukkalden görünümü.

Monoblok zirkonya post-kor örnekler simantasyondan sonra 1 hafta boyunca nemli ortamda bekletildi. 1 haftalık bekleme süresinden sonra kron restorasyonunun yapımı için polivinil siloksan (Variotime Easy Putty ve Light Flow, Kulzer Mitsui Chemicals, Hanau, Almanya) ölçü maddesi ile simante edilen tüm örneklerin ölçüsü alındı.

Ölçüler TiO_2 ile pudralandıktan sonra, optik tarama (Dental Wings 7SERIES, Montreal, Kanada) gerçekleştirildi. Dijital ortamda elde edilen modeller üzerinde tüm marjın hatları belirlenerek, alt çene 1.büyük azı dişinin anatomik formunda ve serviko-okluzal olarak yine 1.büyük azı dişinin ortalama uzunluğu olan 7 mm yüksekliğinde kron restorasyonları tasarlandı (Şekil 3.21). Tasarımı tamamlanan örnekler yarı sinterize zirkonyum oksit bloklardan (KATANA Zirconia HT, Kuraray Noritake INC., Okayama, Japonya) freze cihazında (Yena Makina, Yena Makina Sanayi Tic. Ltd., İstanbul, Türkiye) üretildi. Üretimi tamamlandıktan sonra örnekler sinterleme fırınında (Protherm Furnaces, Ankara,

Türkiye) 1500 °C de 7 saat süresince sinterleme işlemine maruz bırakıldı. Sinterizasyon aşamasından sonra ise tesviye ve uyumlama işlemleri yapıldı.



Şekil 3.21. Simante edilmiş monoblok zirkonya post-kor grubunun, kron restorasyonlarının bilgisayar ortamında tasarım aşamaları.

Bilgisayar destekli tasarlanan ve üretilen zirkonya kron restorasyonlarının iç yüzeyi simantasyon öncesinde 125 µm'lik Al₂O₃ tozu (S-UAustral, Schuler Dental, D-7900 ULM Eberhard-Finckh-Str.39, Almanya) ile pürüzlendirildi. Simantasyon aşaması ise fiber post-kor grubundaki zirkonya kron restorasyonlarla aynı şekilde gerçekleştirildi.

3.5.3. Standart Endokron Grubu

Standart endokron sistemi ferrule bulunan ve ferrule bulunmayan 20 adet örneğe uygulandı.

Bu grupta uygulanan standart endokron restorasyonun serviko-okluzal kron yüksekliği 7 mm olacak şekilde planlandı.

Kök kanal tedavisi tamamlanan dişlerin koronal kısmındaki geçici dolgu maddesi kaldırıldıktan sonra pulpa odasının yani santral retansiyon kavitesinin preparasyonu gerçekleştirildi. Bunun için öncelikle su soğutması altında, modifiye düz uçlu konik elmas frez (Brasseler LGI™, Georgia, ABD) ile pulpa odasının tabanındaki eğimli yüzeyler düzeltildi. Pulpa odasının duvarları ve mevcut andırkatlar ise yeşil bantlı silindirik elmas frez (G&Z, 837-014-8-C, Lustenau, Avusturya) ve modifiye düz uçlu konik elmas frez (Brasseler LGI™, Georgia,

ABD) yardımıyla prepare edilip düzeltildikten sonra duvar eğimleri giriş yoluna uygun olacak şekilde ayarlandı (Şekil 3.22-3.23)

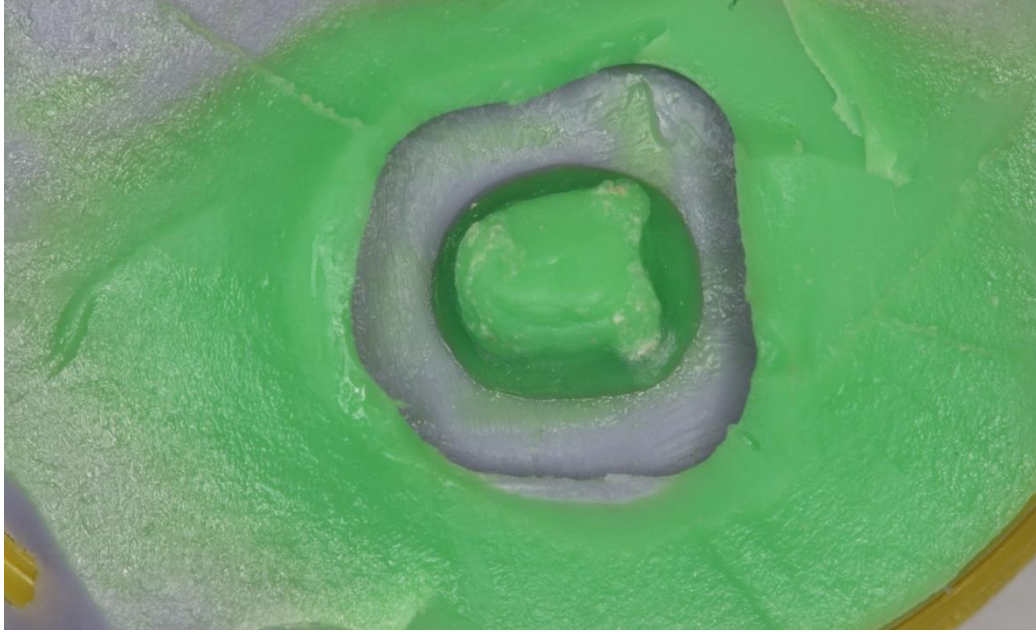


Şekil 3.22. Ferrule yokluğunda, standart endokron restorasyonu için prepare edilen örnekler.

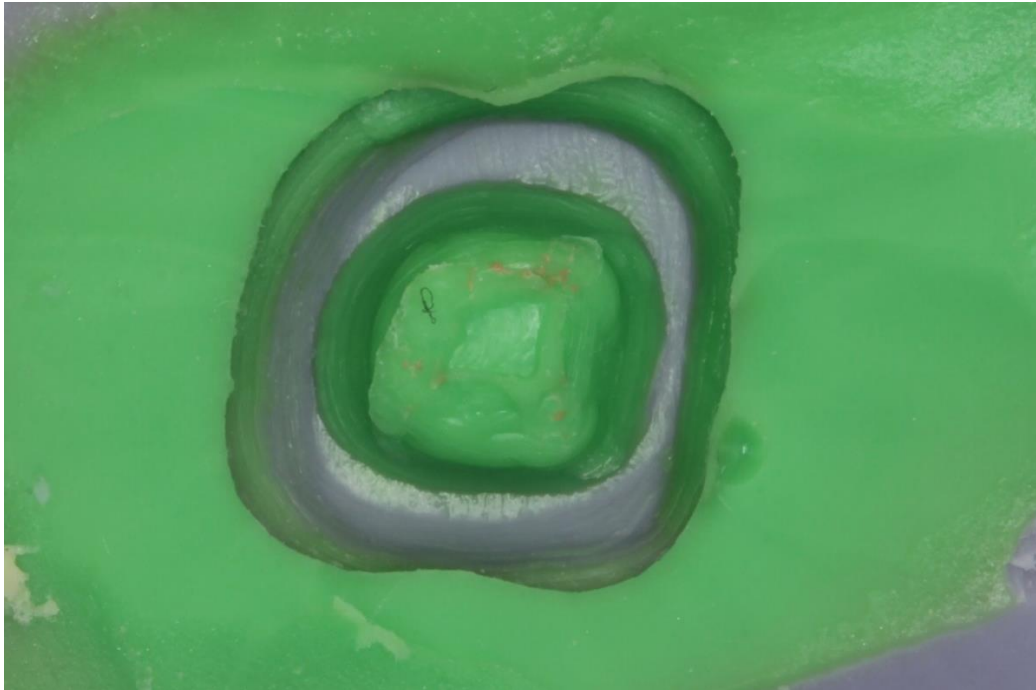


Şekil 3.23. Ferrule varlığında, standart endokron restorasyonu için prepare edilen örnekler.

Preparasyonları tamamlanan tüm örneklerden polivinil siloksan ölçü maddesi (Variotime Easy Putty ve Light Flow, Kulzer Mitsui Chemicals, Hanau, Almanya) ile ölçü alındı (Şekil 3.24-3.25).

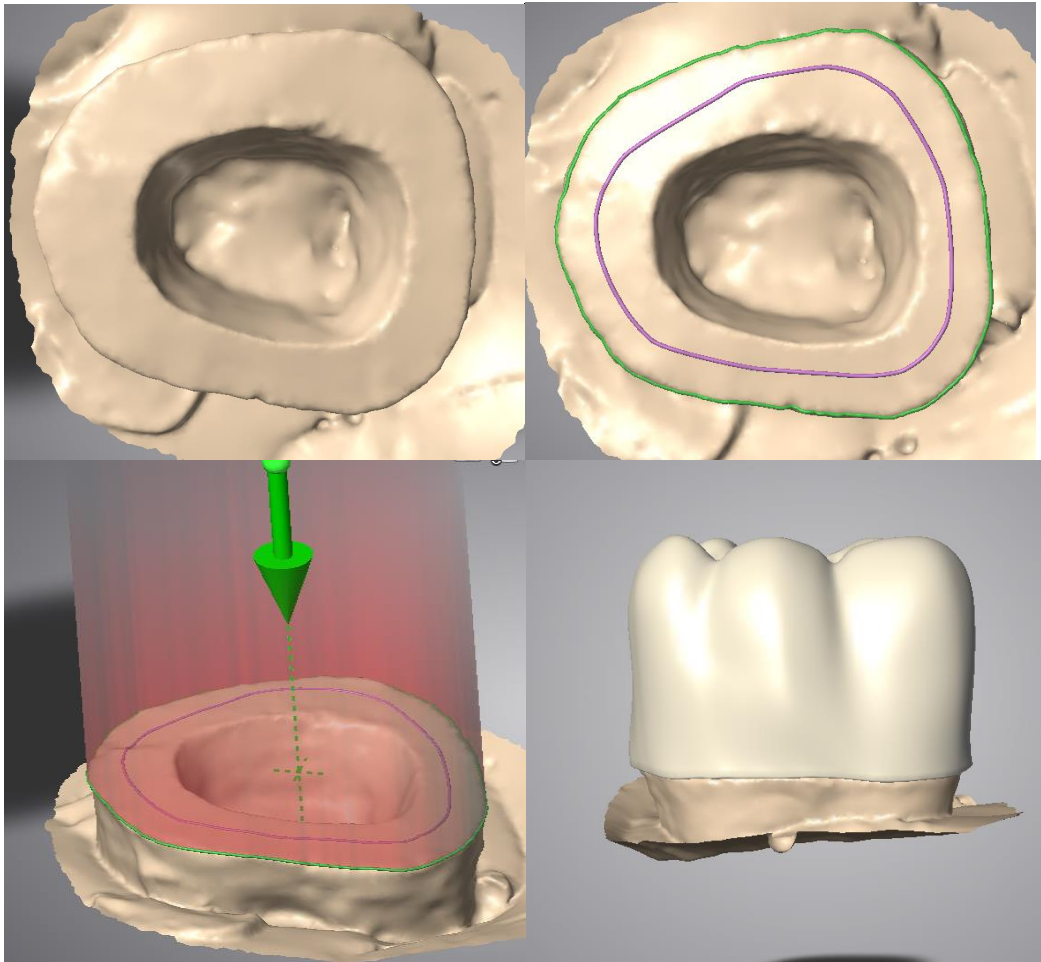


Şekil 3.24. Ferrule yokluğunda, standart endokron grubu örneğinden polivinil siloksan ölçü maddesiyle alınan ölçünün görünümü.

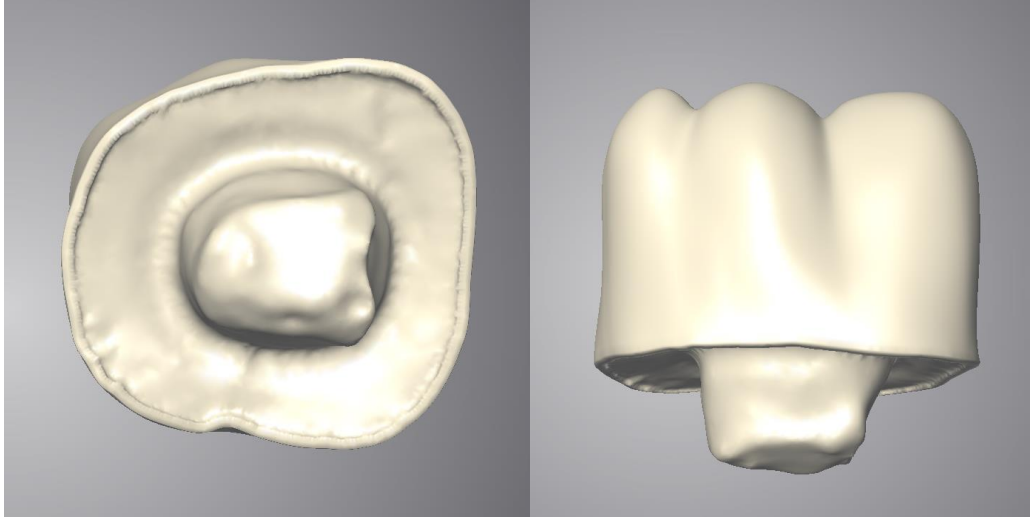


Şekil 3.25. Ferrule varlığında, standart endokron grubu örneğinden polivinil siloksan ölçü maddesiyle alınan ölçünün görünümü.

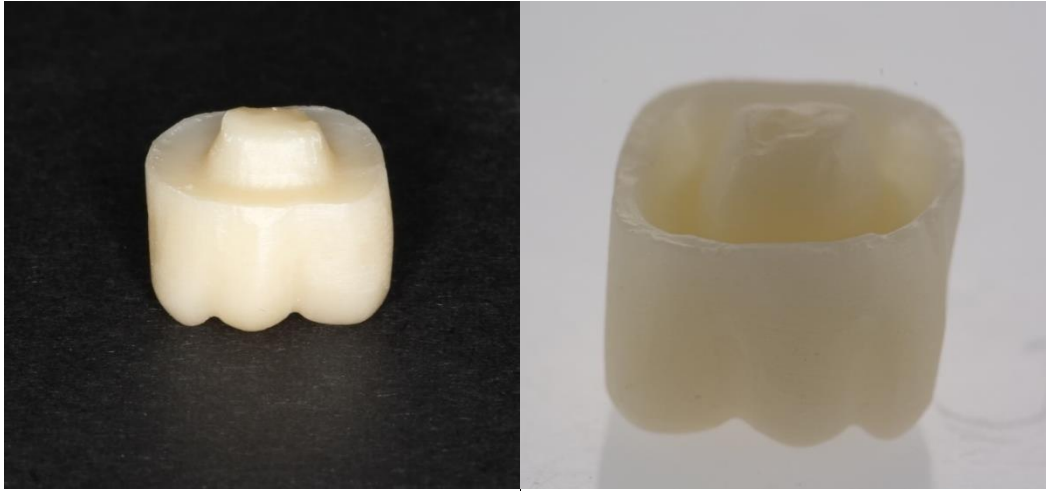
Alınan ölçüler TiO₂ ile pudralandıktan sonra, optik tarama (Dental Wings 7SERIES, Montreal, Kanada) gerçekleştirildi. Dijital ortamda elde edilen modeller üzerinde tüm marjin hatları belirlenerek, alt çene 1.büyük azı dişinin anatomik formunda ve serviko-okluzal olarak yine 1.büyük azı dişinin ortalama uzunluğu olan 7 mm yüksekliğinde standart endokron restorasyonları tasarlandı (Şekil 3.26-3.27). Tasarımı tamamlanan örnekler yarı sinterize zirkonya bloklardan (KATANA Zirconia HT, Kuraray Noritake INC., Okayama, Japonya) freze cihazında (Yena Makina, Yena Makina Sanayi Tic. Ltd., İstanbul, Türkiye) üretildi. Üretimi tamamlandıktan sonra örnekler sinterleme fırınında (Protherm Furnaces, Ankara, Türkiye) 1500 °C de 7 saat süresince sinterleme işlemine maruz bırakıldı. Sinterizasyon aşamasından sonra ise tesviye ve uyumlama işlemleri yapıldı (Şekil 3.28).



Şekil 3.26. Standart endokron grubu örneğinin bilgisayar ortamında tasarım aşamaları.



Şekil 3.27.Standart endokron grubu örneğinin bilgisayar ortamında tasarlanması.



Şekil 3.28. Ferrule yokluğunda ve ferrule varlığında standart endokron gruplarına ait bilgisayar ortamında tasarlanıp üretilen örnekler.

Üretimi tamamlanan standart endokron örneklerinin iç yüzeyi simantasyon öncesinde 125 μm 'lik Al_2O_3 tozu (S-UAustral, Schuler Dental, D-7900 ULM Eberhard-Finckh-Str.39, Almanya) ile pürüzlendirildi. Simantasyon aşaması ise fiber post-kor grubundaki zirkonya kron restorasyonlarla aynı şekilde gerçekleştirildi (Şekil 3.29).



Şekil 3.29. Simante edilmiş standart endokron grubu örneğinin bukkalden görünümü

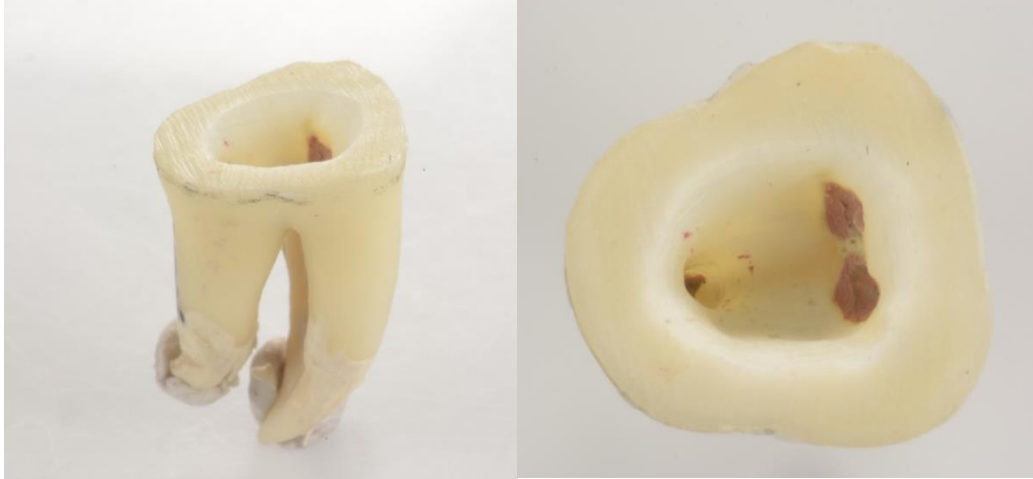
3.5.4. Kök İçi Uzatmalı Endokron Grubu

Kök içi uzatmalı endokron sistemi ferrule bulunan ve ferrule bulunmayan 20 adet örneğe uygulandı.

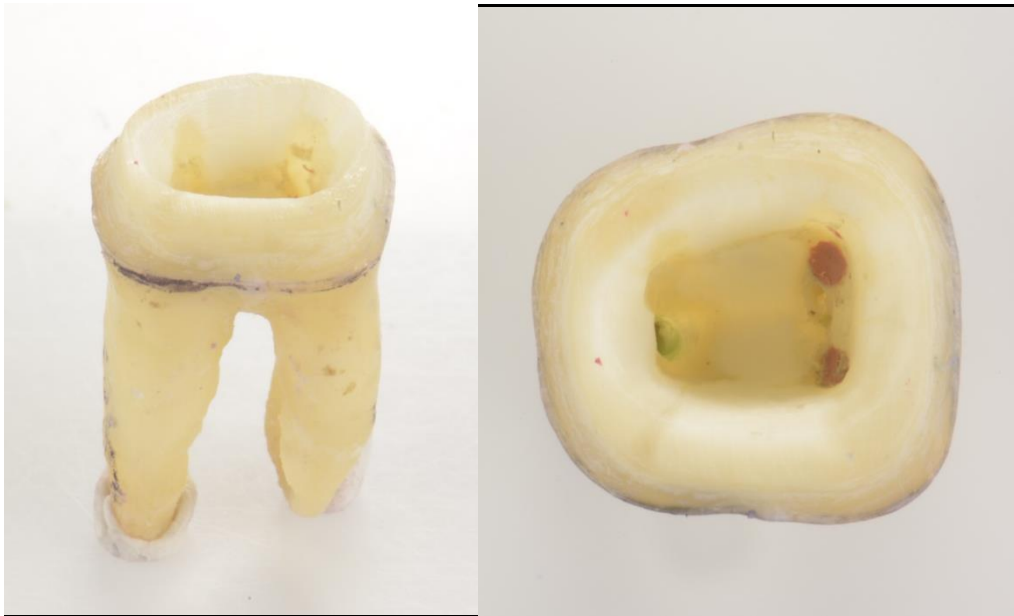
Bu grupta uygulanan kök içi uzatmalı endokron restorasyonun serviko-okluzal kron yüksekliği 7 mm ve kök içindeki uzatmasının uzunluğu ise 3 mm olarak planlandı.

Kök kanal tedavisi tamamlanan dişlerin koronal kısmındaki geçici dolgu maddesi (Cavit G, 3M Deutschland GmbH, Neuss, Almanya) kaldırıldıktan sonra pulpa odasının yani santral retansiyon kavitesinin preparasyonu gerçekleştirildi. Bunun için öncelikle su soğutması altında, modifiye düz uçlu konik elmas frez (Brasseler LGI™, Georgia, ABD) ile pulpa odasının tabanındaki eğimli yüzeyler düzeltildi. Pulpa odasının duvarları ve mevcut andırkatlar ise yeşil bantlı silindirik elmas frez (G&Z, 837-014-8-C, Lustenau, Avusturya) ve modifiye düz uçlu konik elmas frez (Brasseler LGI™, Georgia, ABD) yardımıyla prepare edilip düzeltildikten sonra duvar eğimleri giriş yoluna uygun olacak şekilde ayarlandı. Sonrasında ise kök içi uzatmalı endokronun, kök içine uzanan bölümünün yerleşeceği distal kanal için preparasyon aşamasına geçildi. Uzantı kısmının planlanan uzunluğunun hatasız bir şekilde elde edilebilmesi için peeso reamer (Technical & General, London, İngiltere) setindeki 1 ve 2 no'lu frezlere lastik durdurucu takıldı ve kanal dolgusu 3 mm boşaltıldı. Fiber post-kor ve monoblok zirkonya post-kor gruplarında uygulanan post çapı ile kök içi uzatmalı endokronun

uzantı bölümünün çapının standart olabilmesi için, fiber post-kor grubunda kullanılan, fiber post setine (Itena Dentolic, Paris, Fransa) ait 1,3 mm çapındaki frezle 3 mm uzunluğundaki uzantı parçası için kanal içi boşluğun preparasyonu yapıldı (Şekil 3.30-3.31).

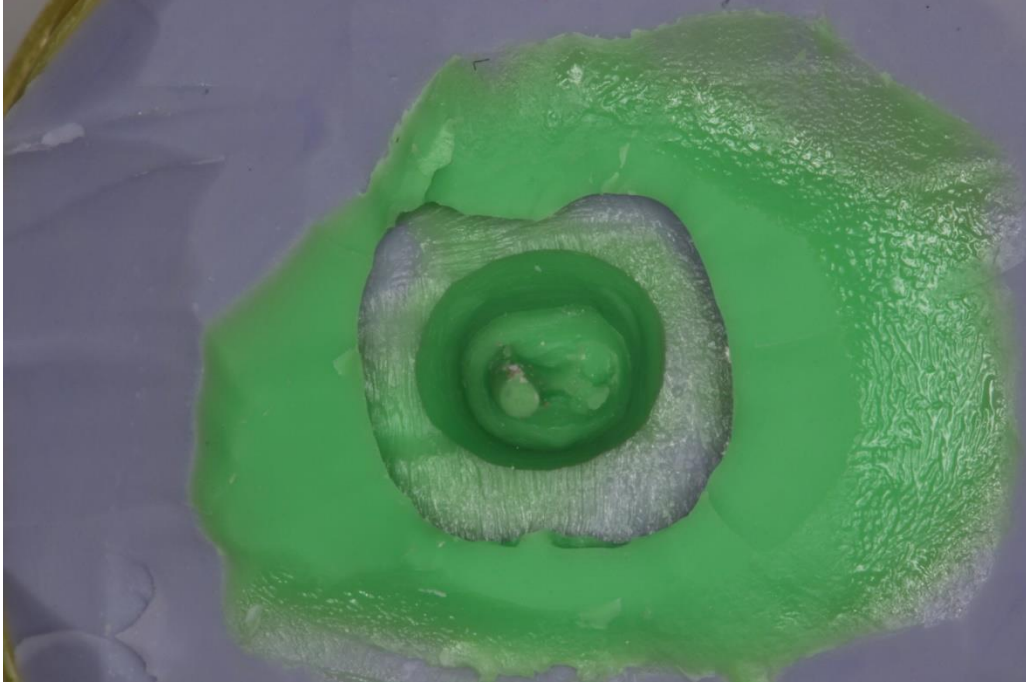


Şekil 3.30. Ferrule yokluğunda, kök içi uzatmalı endokron restorasyonu için prepare edilen örnekler.

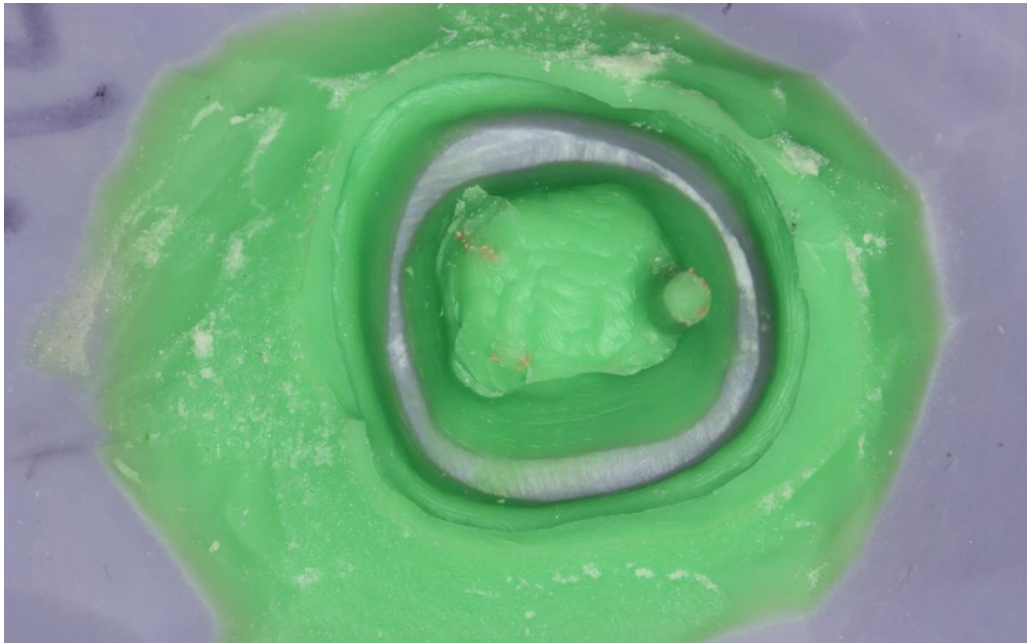


Şekil 3.31. Ferrule varlığında, kök içi uzatmalı endokron restorasyonu için prepare edilen örnekler.

Preparasyonları tamamlanan tüm örneklerden polivinil siloksan ölçü maddesi (Variotime Easy Putty ve Light Flow, Kulzer Mitsui Chemicals, Hanau, Almanya) ile ölçü alındı (Şekil 3.32-3.33).

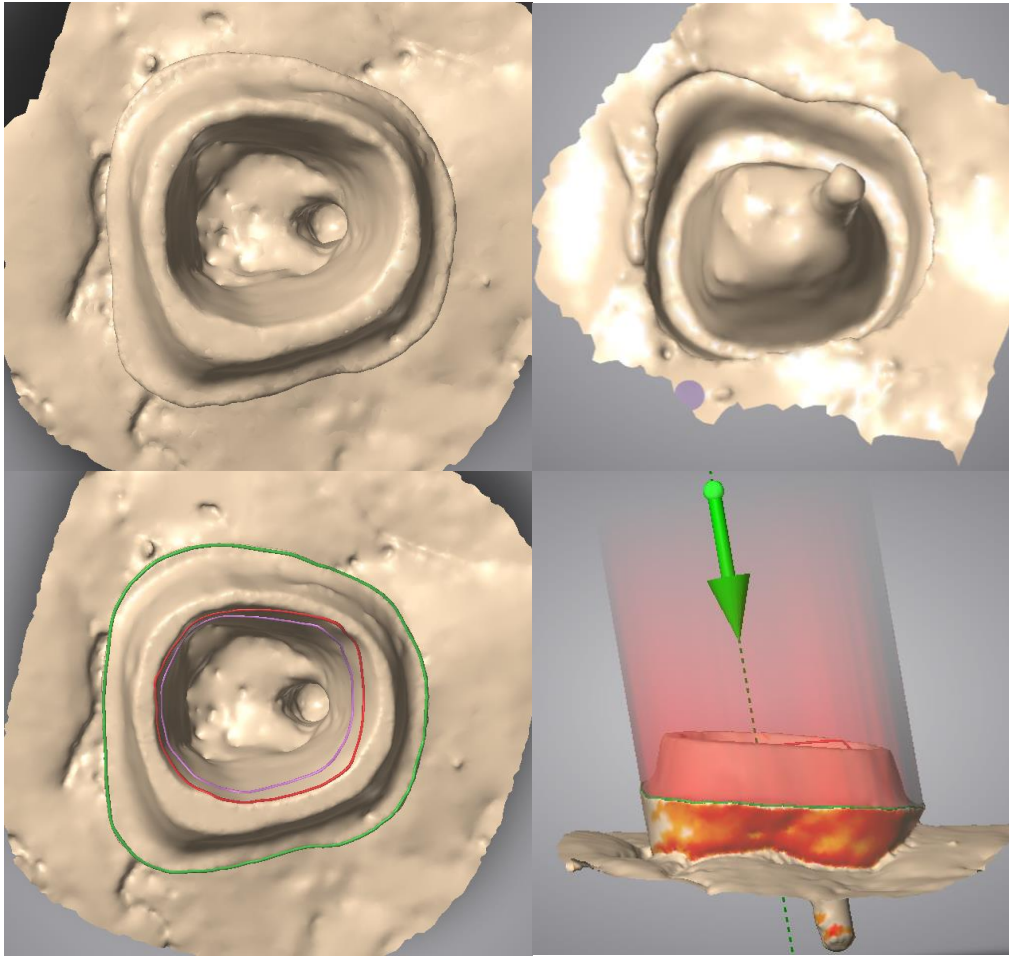


Şekil 3.32. Ferrule yokluğunda, kök içi uzatmalı endokron grubu örneğinden polivinil siloksan ölçü maddesiyle alınan ölçünün görünümü.

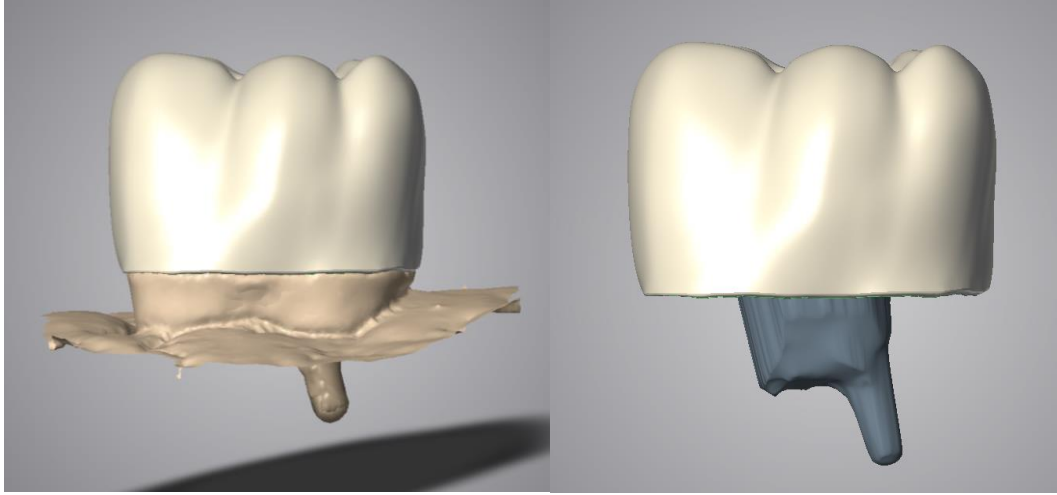


Şekil 3.33. Ferrule varlığında, kök içi uzatmalı endokron grubu örneğinden polivinil siloksan ölçü maddesiyle alınan ölçünün görünümü.

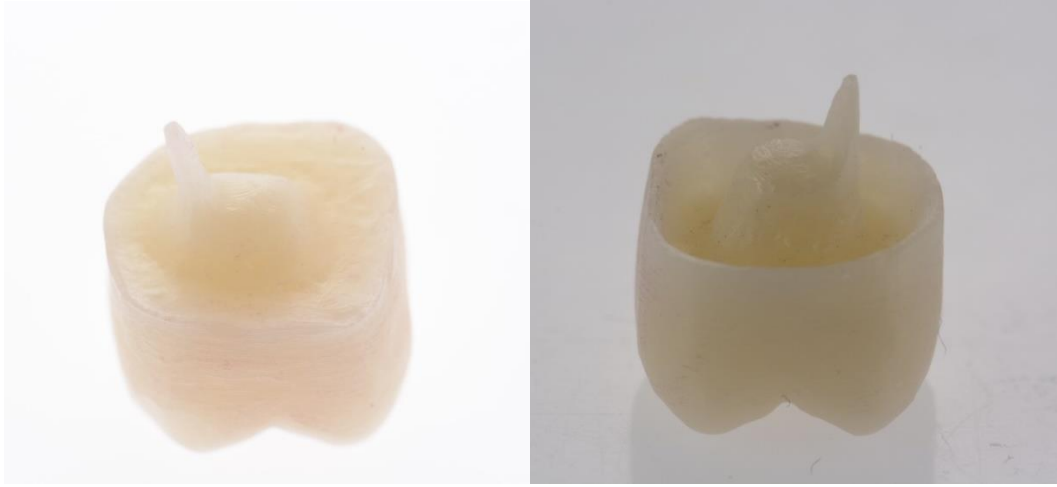
Alınan ölçüler TiO₂ ile pudralandıktan sonra, optik tarama (Dental Wings 7SERIES, Montreal, Kanada) yapıldı. Dijital ortamda elde edilen modeller üzerinde tüm marjın hatları belirlenerek, alt çene 1.büyük azı dişinin anatomik formunda ve serviko-okluzal olarak yine 1.büyük azı dişinin ortalama uzunluğu olan 7 mm yüksekliğinde kron bölümüne ve 3 mm' lik kök uzantısına sahip, kök içi uzatmalı endokron restorasyonları tasarlandı (Şekil 3.34-3.35). Tasarımı tamamlanan örnekler yarı sinterize zirkonya bloklardan (KATANA Zirconia HT, Kuraray Noritake INC. , Okayama, Japonya) freze cihazında (Yena Makina, Yena Makina Sanayi Tic. Ltd., İstanbul, Türkiye) üretildi. Üretimi tamamlandıktan sonra örnekler sinterleme fırınında (Protherm Furnaces, Ankara, Türkiye) 1500 °C de 7 saat süresince sinterleme işlemine maruz bırakıldı. Sinterizasyon aşamasından sonra ise tesviye ve uyumlama işlemleri yapıldı (Şekil 3.36-3.37).



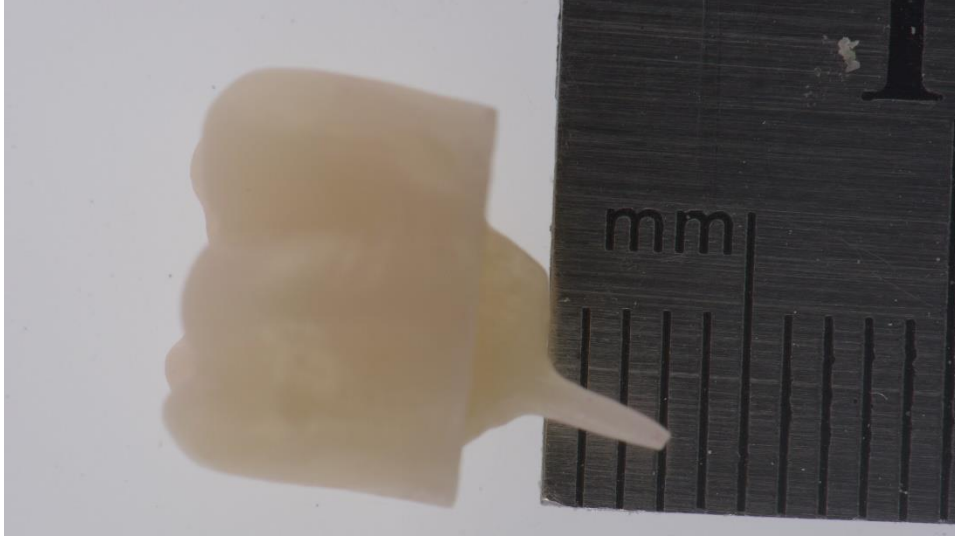
Şekil 3.34. Kök içi uzatmalı endokron grubu örneğinin bilgisayar ortamında tasarım aşamaları.



Şekil 3.35. Kök içi uzatmalı endokron grubu örneğinin bilgisayar ortamında tasarlanması.



Şekil 3.36. Ferrule yokluğunda ve ferrule varlığında kök içi uzatmalı endokron gruplarına ait bilgisayar ortamında tasarlanıp üretilen örnekler.



Şekil 3.37. 2 mm ferrule bulunan gruba ait, bilgisayar ortamında tasarlanıp üretilen, 7 mm kron yüksekliğine, 3 mm kök içi uzantıya sahip, kök içi uzatmalı endokron örneği.

Üretimi tamamlanan kök içi uzatmalı endokron örneklerinin iç yüzeyi simantasyon öncesinde 125 μm 'lik Al_2O_3 tozu (S-UAustral, Schuler Dental, D-7900 ULM Eberhard-Finckh-Str.39, Almanya) ile pürüzlendirildi. Simantasyon aşaması ise fiber post-kor grubundaki zirkonya kron restorasyonlarla aynı şekilde gerçekleştirildi.

3.6. Akrilik Modellerin Oluşturulması

32 mm çapında 40 mm yüksekliğindeki standart silindir kalıplara şeffaf akrilik rezin (Meliodent, Kulzer Mitsui Chemicals, Hanau, Almanya) dolduruldu. Dişler uzun eksenlerine paralel olacak şekilde, mine-sement sınırının 2 mm apikalinden akrilik rezin içerisine gömüldü. Blokların polimerizasyonu tamamlandıktan sonra ise silindirik kalıplardan çıkarılan akrilik blokların pürüzlü yüzeyleri tesviye yapılarak düzeltildi (Şekil 3.38-3.46).



Şekil 3.38. Ferrule yokluğunda,
fiber post-kor örnekleri.



Şekil 3.39. Ferrule varlığında,
fiber post-kor örnekleri.



Şekil 3.40. Ferrule yokluğunda,
monoblok zirkonya
post-kor örnekleri



Şekil 3.41. Ferrule varlığında,
monoblok zirkonya
post-kor örnekleri.



Şekil 3.42. Ferrule yokluğunda,
standart endokron
örnekleri.



Şekil 3.43. Ferrule varlığında,
standart endokron
örnekleri



Şekil 3.44. Ferrule yokluğunda, kök içi uzatmalı endokron örnekleri.



Şekil 3.45. Ferrule varlığında, kök içi uzatmalı endokron örnekleri.

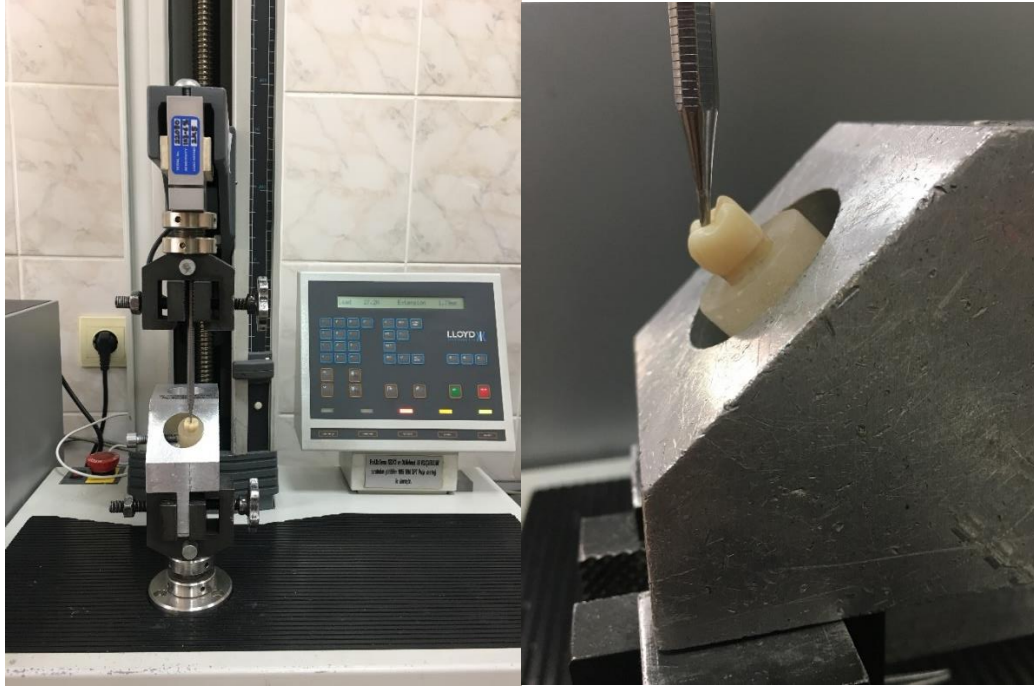


Şekil 3.46. Ferrule yokluğunda ve varlığında, farklı gruplara ait tüm örneklerin görüntüsü.

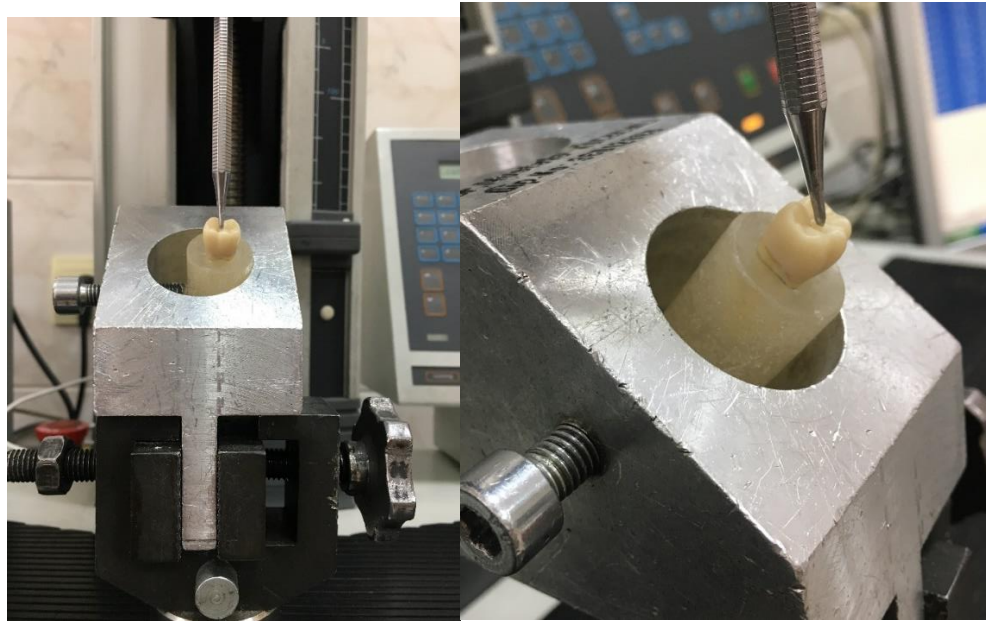
3.7. Kırma Testinin Gerçekleştirilmesi

Çalışmada uygulanan kırma testi Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Geliştirme Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi. Kırma işlemi için örnekler, Universal Test Cihazında (Universal Testing Machine, Lloyd Instruments, LRx, Fareham Hant, UK) horizontal düzlem ile 135° açılı pozisyonda bulunan çelik bir düzeneğe yerleştirildi (Şekil 3.47-3.48). Örneklerin bukkal cusp

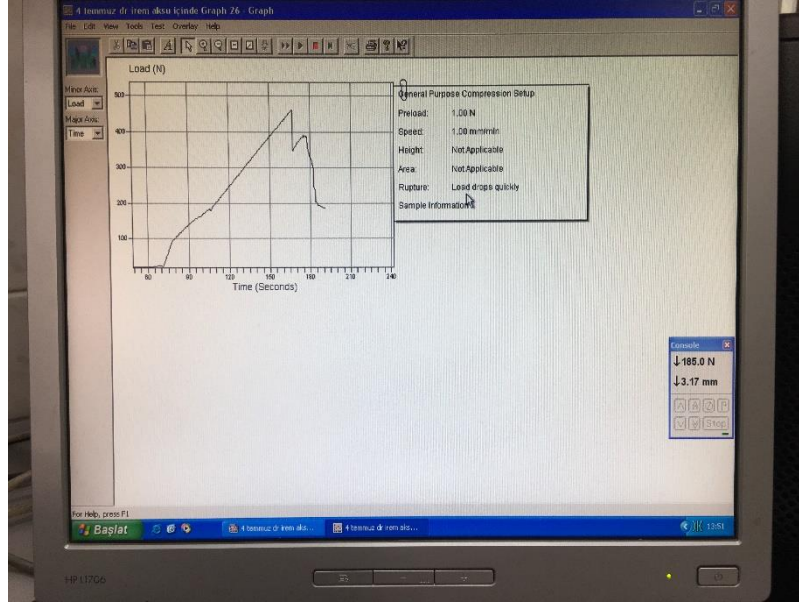
eğimine küresel elik u ile 1 mm/dak başlık hızyyla kuvvet uygulandı. Kırılma gerçekleştiği andaki maksimum kuvvet değerleri bilgisayar tarafından otomatik olarak kaydedildi (şekil 3.49). Uygulanan bu test ile örneklerin 45° açıyla fonksiyonel yükleme simülasyonu gerçekleştirildi.



şekil 3.47. Universal Test Cihazı ve örneğin cihaza yerleştirilmesi.



şekil 3.48. Örneğin 45° aı ile fonksiyonel yüklemeye maruz bırakılması.



Şekil 3.49. Örnekte kırılma gerçekleştiği andaki maksimum kuvvet değerinin ekran görüntüsü.

3.8. İstatiksel Analiz

Kırılma testi sonucunda elde edilen verilerin analizi Hacettepe Üniversitesi Biyoistatistik Anabilim Dalı'nda SPSS (Statistical Package for Social Science) 20.0 paket programı kullanılarak yapıldı. Sürekli değişkenlerin normal dağılım varsayımı Shapiro-Wilk testi ile analiz edildi. Kırılma dayanıklılığı için tanımlayıcı istatistikler ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum biçiminde gösterildi. Gruplar arası kırılma direncindeki farklılıklar ise Tek Yönlü Varyans Analizi (One-Way Anova) ile değerlendirildi ve sonucunun önemli bulunması halinde ikili karşılaştırmalar yapılarak post hoc Tukey HSD testi ile farka neden olan durumlar tespit edildi. $p < 0,05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

Araştırmada kırılma dayanıklılığı ölçülen örnekler universal test cihazında (Llyod LRX, Lloyd Instruments, Fareham, UK) 1mm/dk başlık hızıyla oblik yüklemeye tabi tutulmuş ve bunun sonucunda elde edilen kırılma dayanıklılığına ilişkin bulgulara bu bölümde yer verilmiştir.

Değerlendirilen sonuçlara göre 4 örnekten elde edilen kırılma dayanıklılığı ile ilgili bulgular klinik açıdan incelendiğinde aşırı yüksek veya düşük değerler olarak belirlenmiş ve bu örnekler araştırmanın doğruluğunu etkilememesi için analize dahil edilmemiştir. Bu sebeple analizler 76 örnekten elde edilen sonuçlar kullanılarak yapılmıştır. Tablo 4.1 'de analize dahil edilen örneklerin gruplara göre dağılımı ve sayısı belirtilmiştir.

Tablo 4.1. Gruplara göre istatistiksel analize dahil edilen örnek sayılarının dağılımı

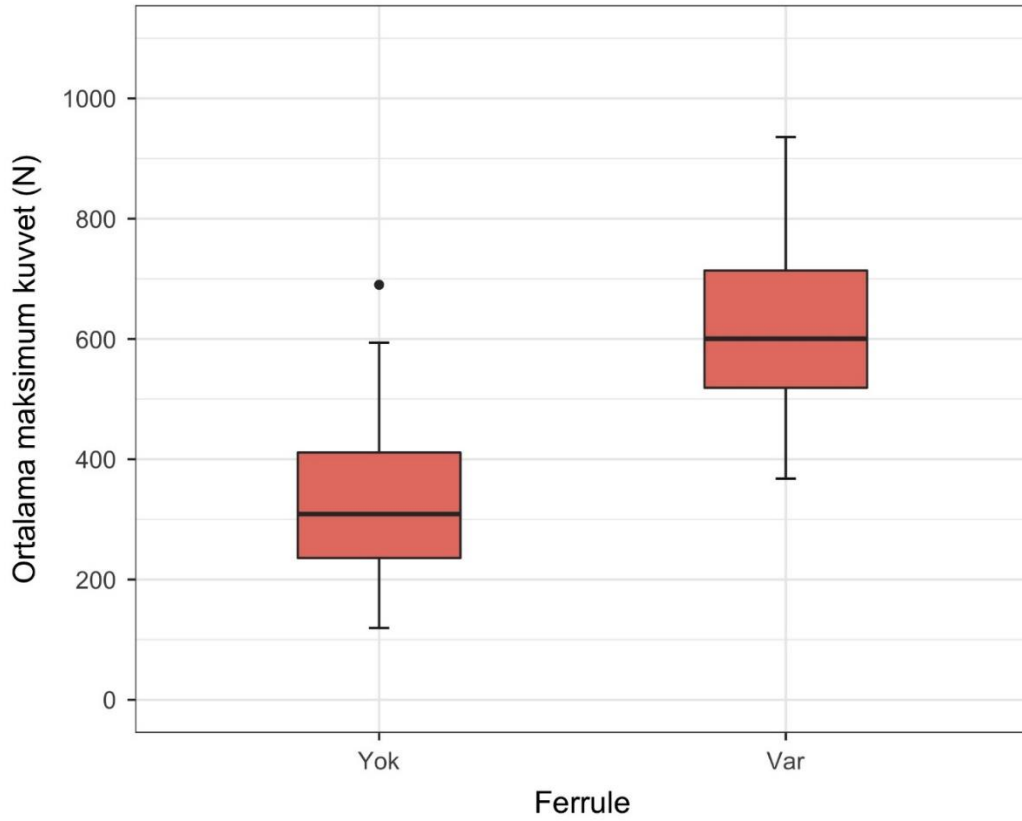
Gruplar	Fiber Post-Kor	Monoblok Zirkonya Post-Kor	Standart Endokron	Kök İçi Uzatmalı Endorkon	Toplam
Ferrule Yok	10	9	9	10	38
Ferrule Var	9	9	10	10	38
Toplam	19	18	19	20	76

Sürekli değişkenlerin normal dağılım varsayımı Shapiro-Wilk testi ile analiz edilmiştir. Bu analizde her bir restorasyon tipindeki ölçümlerin normal dağıldığı görüldükten sonra, 2 mm ferrule yokluğu/varlığının restorasyonların kırılma dayanıklılığı üzerindeki etkisi ve farklı tip restorasyonların kırılma dayanıklılıkları tek yönlü varyans analizi (One-Way ANNOVA) kullanılarak incelenmiştir.

Tablo 4.2 ve Şekil 4.1'de restorasyon tipinden bağımsız olarak, 2 mm ferrule bulunmayan ve 2 mm ferrule bulunan çalışma gruplarının incelenmesi sonucunda elde edilen ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum kuvvet değerleri belirtilmiştir.

Tablo 4.2. Restorasyon tipi göz önüne alınmadan, ferrule yokluğunun/varlığının kırılma dayanıklılığına etkisine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Ferrule	n	Ortalama (Newton)	Std.Sapma (Newton)	Minimum (Newton)	Maksimum (Newton)
Ferrule Yok	38	334,25	130,54	119,45	690,16
Ferrule Var	38	619,19	136,03	367,83	935,78
Toplam	76	476,72	195,20	119,45	935,78



Şekil 4.1 Restorasyon tipi göz önüne alınmadan, örneklerden ferrule yokluğuna/varlığına göre elde edilen kırılma değerleri. En yüksek ortalama kırılma değerleri ferrule varlığında tespit edilmiştir.

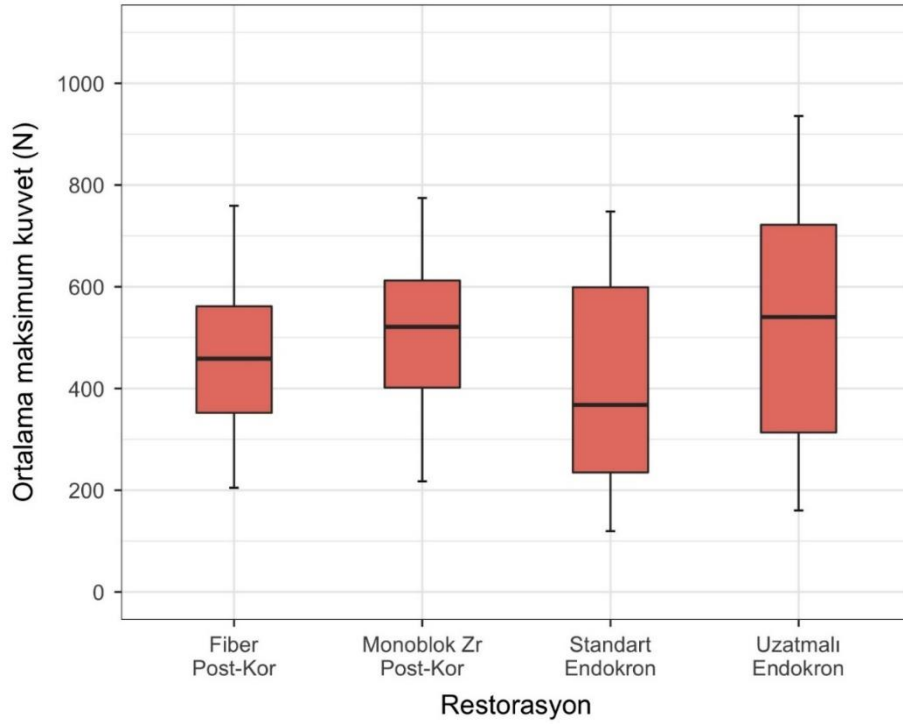
Tablo 4.2 ve Şekil 4.1’de belirtildiği gibi tek yönlü varyans analizi (One-Way ANNOVA) ile restorasyon tipi göz önünde bulundurulmadan yalnızca 2 mm ferrule varlığı ve yokluğuna göre örnekler incelendiğinde 2 mm ferrule varlığında

örneklerin ortalama kırılma değeri 619,19 N ile ferrule bulunmayan gruptakilerin ortalama kırılma değerine göre yaklaşık 2 kat daha yüksek bulunmuştur.

Tablo 4.3 'de ve Şekil 4.2'de ferrule yokluğu/varlığı durumu göz önüne alınmadan, farklı restorasyon tiplerinden oluşan test gruplarından elde edilen ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum kuvvet değerleri belirtilmiştir.

Tablo 4.3 Ferrule yokluğu/varlığı göz önüne alınmadan, farklı restorasyon tiplerinin kırılma dayanıklılıklarına ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Restorasyon	n	Ortalama (Newton)	Std.Sapma (Newton)	Minimum (Newton)	Maksimum (Newton)
Fiber Post-Kor	19	461,03	149,36	204,84	759,21
Monoblok Zirkonya Post-Kor	18	498,67	160,62	217,36	774,62
Standart Endokron	19	412,47	205,66	119,45	748,06
Kök İçi Uzatmalı Endokron	20	532,91	240,76	160,25	935,78
Toplam	76	476,72	195,20	119,45	935,78



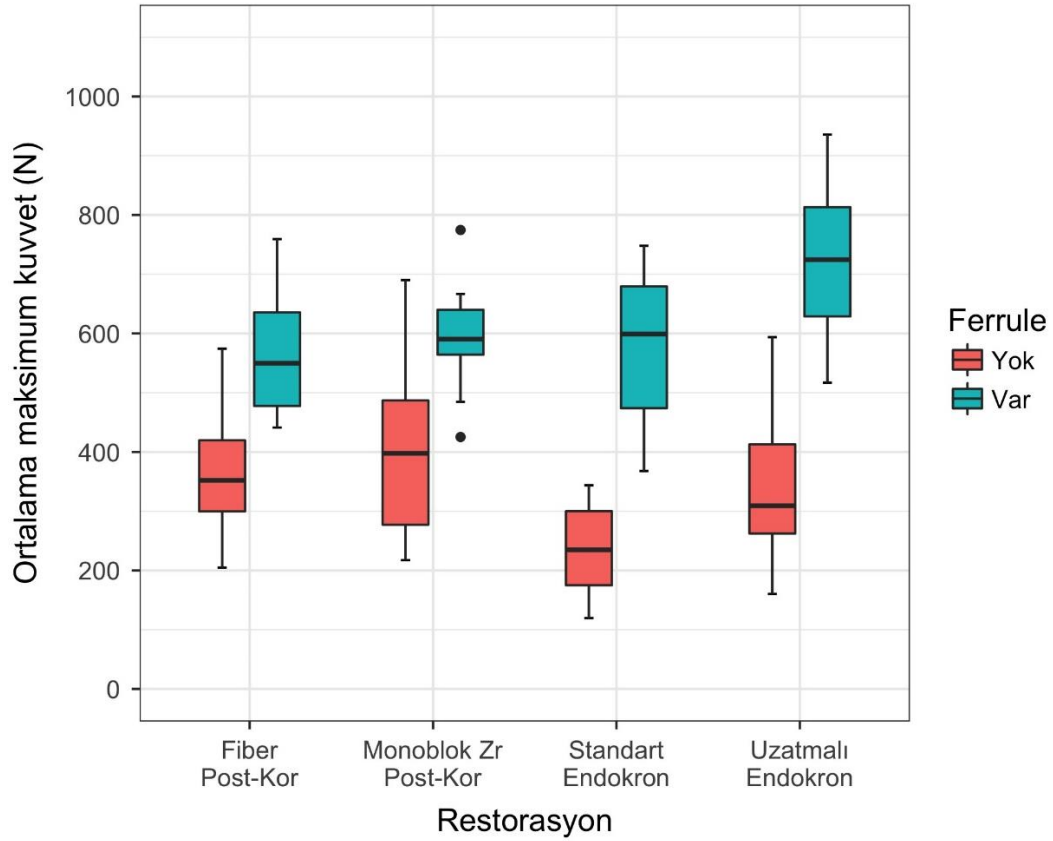
Şekil 4.2 Ferrule yokluğu/varlığı durumu göz önüne alınmadan, farklı tip restorasyonlardan oluşan gruplardan elde edilen kırılma değerleri. En yüksek ortalama kırılma değeri kök içi uzatmalı endokron grubuna aittir.

Tablo 4.3 ve Şekil 4.2 'de belirtildiği gibi tek yönlü varyans analizi (One-Way ANNOVA) ile ferrule yokluğu/varlığı göz önüne alınmadan, restorasyon tiplerine göre örneklerin kırılma dayanıklılığı incelendiğinde en yüksek ortalama kırılma değeri 532,92 N ile kök içi uzatmalı endokron grubuna aittir. En düşük ortalama kırılma değeri ise 412,47 N ile standart endokron grubuna aittir.

Tablo 4.4'de ve Şekil 4.3'de restorasyon tipi ve ferrule yokluğu/varlığı durumları birlikte incelendiğinde yani tüm test grupları birlikte analize dahil edildiğinde elde edilen ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum kuvvet değerleri belirtilmiştir.

Tablo 4.4 Tüm grupların kırılma dayanıklılıklarına ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Restorasyon	Ferrule	n	Ortalama (Newton)	Std.Sapma (Newton)	Minimum (Newton)	Maksimum (Newton)
Fiber Post-Kor	Yok	10	364,57	107,04	204,84	574,22
	Var	9	568,21	112,91	441,20	759,21
	Toplam	19	461,03	149,36	204,84	759,21
Monoblok Zirkonya Post-Kor	Yok	9	403,39	155,30	217,36	690,16
	Var	9	593,94	101,39	425,22	774,62
	Toplam	18	498,67	160,62	217,36	774,62
Standart Endokron	Yok	9	229,98	74,00	119,45	343,75
	Var	10	576,71	128,27	367,83	748,06
	Toplam	19	412,47	205,66	119,45	748,06
Kök İçi Uzatmalı Endokron	Yok	10	335,54	124,97	160,25	593,76
	Var	10	730,28	142,10	516,97	935,78
	Toplam	20	532,91	240,76	160,25	935,78
Toplam	Yok	38	334,25	130,54	119,45	690,16
	Var	38	619,19	136,03	367,83	935,78
	Toplam	76	476,72	195,20	119,45	935,78



Şekil 4.3 Tüm gruplara göre kırılma dayanıklılıkları. En yüksek ortalama kırılma dayanıklılık değeri ferrule varlığında, kök içi uzatmalı endokron grubunda elde edilmiştir.

Tablo 4.4 ve Şekil 4.3’de tek yönlü varyans analizinin (One-Way ANNOVA) sonuçlarına göre en yüksek ortalama kırılma değerinin kök içi uzatmalı endokron grubunda ferrule varlığında (Fer Var, 730,28 N) elde edildiği görülmektedir. En düşük ortalama kırılma değeri ise standart endokron grubunda ferrule yokluğunda (Fer Yok, 229,98 N) elde edilmiştir. Farklı restorasyon gruplarının hepsinde ferrule varlığında, ferrule yokluğuna göre ortalama kırılma dayanıklılıklarında bir artış gözlenmiştir

Tablo 4.5 Grupların kırılma dayanıklılıklarına ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Ferrule	Kaynak	p
Ferrule Yok	Restorasyon	0,000
Ferrule Var	Restorasyon	0,000

Tablo 4.5’de gösterildiği gibi tek yönlü varyans analizine (One-Way ANNOVA) göre hem ferrule durumu hem de restorasyon tipi dikkate alınarak analiz yapıldığında yani 2 mm ferrule varlığında ve yokluğunda restorasyon tiplerinin kırılma değerlerinin analizi yapıldığında; bu değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p=0,000$ yani $p<0,05$). Farka neden olan durumları tespit etmek amacıyla post hoc Tukey HSD testi yapılmıştır.

Tablo 4.6 Ferrule yokluğunda grupların çoklu karşılaştırma sonuçları

Ferrule	Restorasyonların Çoklu Karşılaştırmaları	Ortalama Fark (Newton)	Standart Hata	P Değeri	%95 Güven Aralığı	
					Alt Sınır	Üst Sınır
Ferrule Yok	Fiber Post-Kor Monoblok Zr Post-Kor	- 38,82	54,61	0,892	-186,33	108,68
Ferrule Yok	Fiber Post-Kor Standart Endokron	134,58	54,61	0,084	-12,92	282,09
Ferrule Yok	Fiber Post-Kor Kök İçi Uzatmalı Endokron	29,02	53,16	0,947	-114,55	172,60
Ferrule Yok	Monoblok Zr Post-Kor Standart Endokron	173,40	56,03	0,020*	22,06	324,75
Ferrule Yok	Monoblok Zr Post-Kor Kök İçi Uzatmalı Endokron	67,84	54,61	0,605	-79,66	215,36
Ferrule Yok	Standart Endokron Kök İçi Uzatmalı Endokron	-105,56	54,61	0,234	-253,07	41,95

Tablo 4.6 ‘da post hoc Tukey HSD testiyle yapılan değerlendirmeye göre tek yönlü varyans analizinde (One-Way ANNOVA) istatistiksel olarak anlamlı farklılığa neden olan gruplar tespit edilmiştir. Ferrule bulunmayan test gruplarında yapılan bu değerlendirme sonucunda Monoblok Zr Post-Kor grubunda diğer gruplara göre daha yüksek kırılma değerleri elde edilmiştir. Monoblok Zr Post-Kor grubunun ortalama kırılma dayanıklılığının Standart Endokron grubuna göre daha

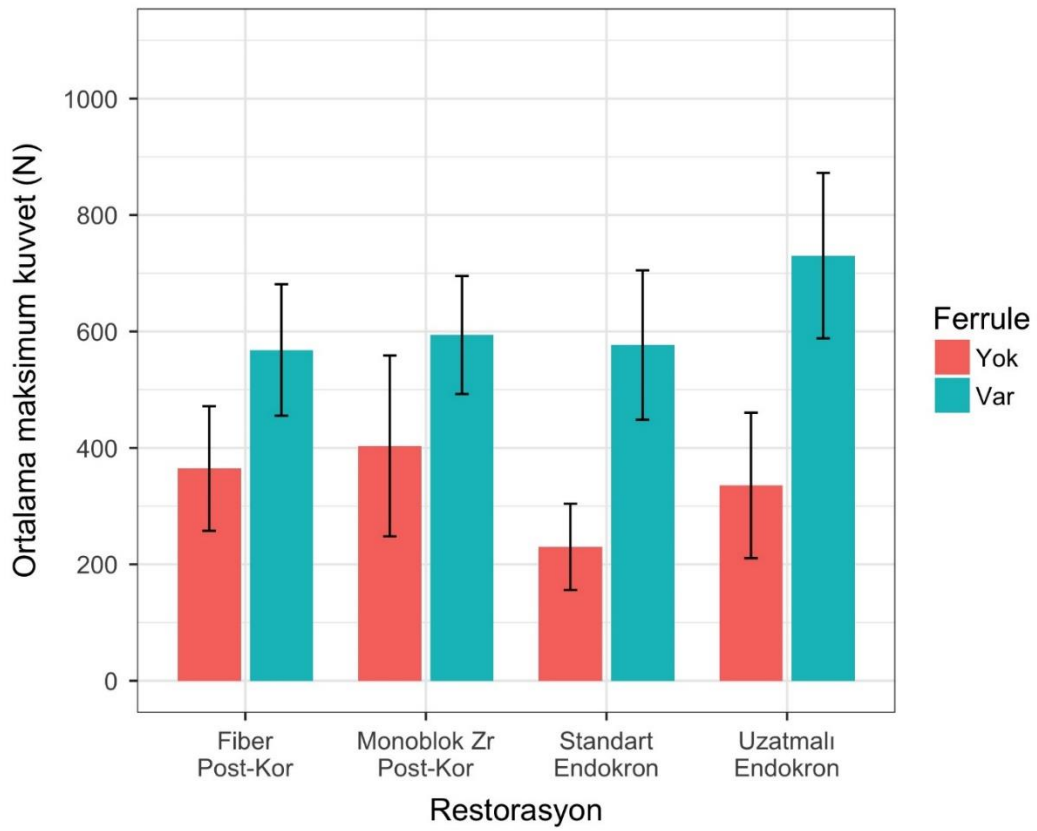
yüksek olduğu, istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Ortalama Fark=173,40 N, $p=0,020$, $p<0,05$). Monoblok Zr Post-Kor grubu ile sırasıyla; Fiber Post-Kor ve Kök İçi Uzatmalı Endokron grupları arasında ise kırılma dayanıklılığı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p=0,892$; $p=0,605$). Fiber Post-Kor grubu ile Standart Endokron grubu arasında da istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p=0,084$). Benzer şekilde Kök İçi Uzatmalı Endokron grubu ile Standart Endokron grubu arasında da kırılma dayanıklılığı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p=0,234$) (Şekil 4.4 ve Şekil 4.5)

Tablo 4.7 Ferrule varlığında grupların çoklu karşılaştırma sonuçları

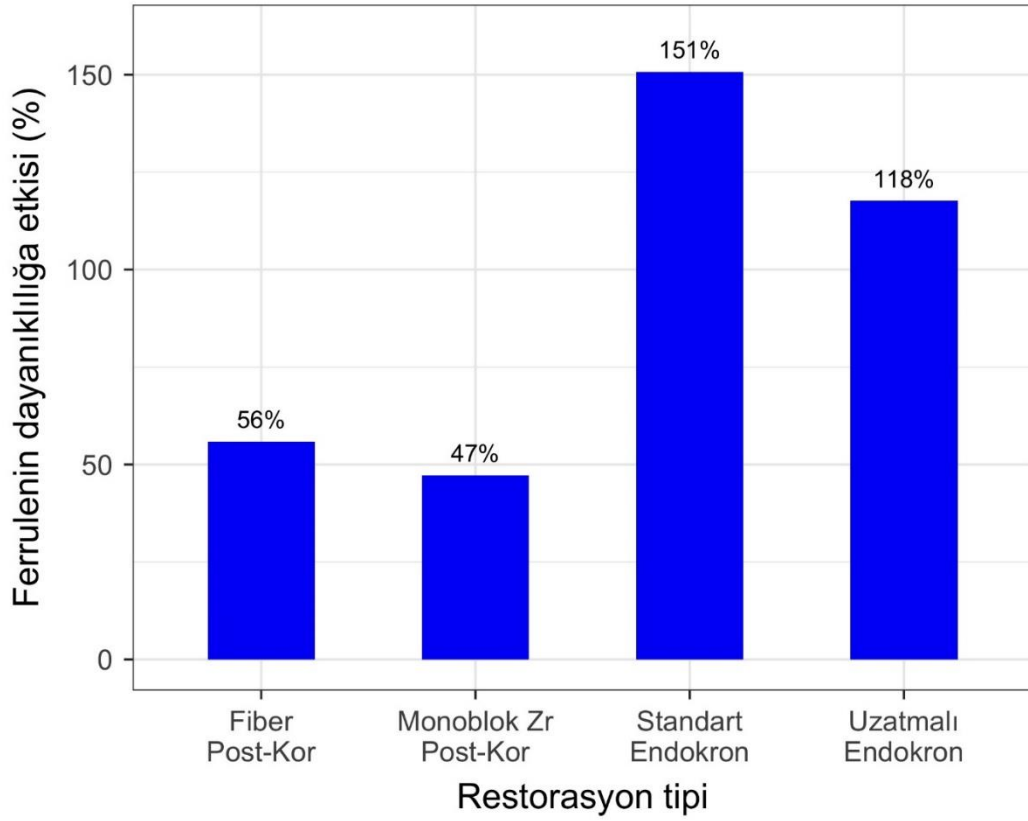
Ferrule	Restorasyonların Çoklu Karşılaştırmaları	Ortalama Fark (Newton)	Standart Hata	P Değeri	%95 Güven Aralığı	
					Alt Sınır	Üst Sınır
Ferrule Var	Fiber Post-Kor Monoblok Zr Post-Kor	-25,73	57,96	0,970	-182,28	130,82
Ferrule Var	Fiber Post-Kor Standart Endokron	-8,49	56,49	0,999	-161,09	144,09
Ferrule Var	Fiber Post-Kor Kök İçi Uzatmalı Endokron	-162,06	56,49	0,034 *	-314,65	-9,47
Ferrule Var	Monoblok Zr Post-Kor Standart Endokron	17,23	56,49	0,990	-135,35	169,82
Ferrule Var	Monoblok Zr Post-Kor Kök İçi Uzatmalı Endokron	-136,33	56,49	0,094	-288,92	16,26
Ferrule Var	Standart Endokron Kök İçi Uzatmalı Endokron	-153,56	54,99	0,040 *	-302,08	-5,04

Tablo 4.7’de post hoc Tukey HSD testiyle yapılan değerlendirmeye göre ferrule bulunan gruplar arasında farklılığa neden olan grubun Kök İçi Uzatmalı

Endokron grubu olduğu ve diğer gruplara göre daha yüksek ortalama kırılma değerlerine sahip oldukları tespit edilmiştir. Bu değerlendirmeye göre Kök İçi Uzatmalı Endokron grubunun ortalama kırılma dayanıklılığının Fiber Post-Kor ve Standart Endokron gruplarına göre daha yüksek olduğu, istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0,034$; $p=0,040$, $p<0,05$). Diğer yandan Kök İçi Uzatmalı Endokron grubu ile Monoblok Zr Post-Kor grubu arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,094$) (Şekil 4.4 ve Şekil 4.5).



Şekil 4.4 Tüm gruplara göre kırılma dayanıklılıkları. En yüksek ortalama kırılma dayanıklılık değeri ferrule varlığında, Kök İçi Uzatmalı Endokron grubunda elde edilmiştir.



Şekil 4.5 Ferrule varlığının, restorasyonların dayanıklılığına % olarak etkisi.

Şekil 4.5’de gösterildiği gibi yapılan analizlere göre ferrule varlığı, kırılma dayanıklılığında en çok artışı Standart Endokron ve Kök İçi Uzatmalı Endokron gruplarında sağlamıştır. Fiber Post-Kor ve Monoblok Zr Post-Kor gruplarında ferrule varlığı kırılma dayanıklılığını sırasıyla %56 ve %47 oranında arttırırken, Standart Endokron ve Kök İçi Uzatmalı Endokron Gruplarında ferrule varlığı kırılma dayanıklılığını %151 ve %118 gibi yüksek oranlarda arttırmıştır.

Tablo 4.8 Ferrule bulunmayan test gruplarına göre başarısızlık tipi dağılımı

Ferrule	Gruplar	Diş Kırığı	Post Kırığı	Diş + Post Kırığı	Desimantasyon	Desimantasyon + Diş Kırığı
Ferrule yok	Fiber Post-Kor	9	1	0	0	0
Ferrule Yok	Monoblok Zr Post-Kor	0	2	7	0	1
Ferrule Yok	Standart Endokron	0	0	0	7	3
Ferrule Yok	Kök İçi Uzatmalı Endokron	0	2	7	1	0

Bu çalışmada uygulanan statik yükleme neticesinde gruplara ait örneklerde görülen başarısızlık tipleri farklılık göstermiştir. Tablo 4.8’de gösterildiği gibi ferrule yokluğunda grupların başarısızlık tipleri değerlendirildiğinde, Fiber Post-Kor grubunda 9 örnekte diş kırığı görülürken 1 örnekte post kırığı tespit edilmiştir. Yani örneklerin %90’ında tamiri ve yeniden restore edilmesi mümkün olmayan diş kırıkları tespit edilmiştir. Monoblok Zr Post-Kor grubunda 7 örnekte diş ve post kırığı, 2 tanesinde post kırığı ve 1 tanesinde de desimantasyon ve diş kırığı görülmüştür. Yani örneklerin %70’inde tamiri mümkün olmayan ve yeniden restore edilemeyecek başarısızlık tipi tespit edilmiştir. Standart Endokron grubunda ise örneklerin 7 tanesinde desimantasyon, 3 örnekte ise desimantasyon ve diş kırığı görülmüştür. Yani örneklerin %70’inde restorasyonun yeniden simante edilmesiyle sorunun çözülebileceği basit bir başarısızlık tipi görülmüştür. Kök İçi Uzatmalı Endokron grubunda ise örneklerin 7 tanesinde diş ve post kırığı görülürken, 2 tane örnekte post kırığı ve 1 örnekte de desimantasyon görülmüştür. Yani örneklerin %70’inde tamiri mümkün olmayan ve yeniden restore edilemeyecek başarısızlık tipi tespit edilmiştir.

Tablo 4.9 Ferrule bulunan test gruplarına göre başarısızlık tipi dağılımı

Ferrule	Gruplar	Diş Kırığı	Post Kırığı	Diş + Post Kırığı	Desimantasyon	Desimantasyon + Diş Kırığı
Ferrule Var	Fiber Post-Kor	8	0	0	1	1
Ferrule Var	Monoblok Zr Post-Kor	1	0	9	0	0
Ferrule Var	Standart Endokron	0	0	0	0	10
Ferrule Var	Kök İçi Uzatmalı Endokron	8	0	2	0	0

Tablo 4.9’da gösterildiği gibi ferrule varlığında grupların başarısızlık tipleri değerlendirildiğinde, Fiber Post-Kor grubunda 8 örnekte diş kırığı görülürken, 1 örnekte desimantasyon ve 1 örnekte de desimantasyon ve diş kırığı tespit edilmiştir. Yani örneklerin %80’inde tamiri ve yeniden restore edilmesi mümkün olmayan diş kırıkları tespit edilmiştir. Monoblok Zr Post-Kor grubunda ise 9 örnekte diş ve post kırığı ve 1 tanesinde de diş kırığı görülmüştür. Yani örneklerin %90’ında tamiri mümkün olmayan ve yeniden restore edilemeyecek başarısızlık tipi tespit edilmiştir. Standart Endokron grubunda 10 örneğin tamamında desimantasyon ve diş kırığı görülmüştür. Yani örneklerin %100’ünde tamiri ve yeniden restore edilmesi mümkün olmayan diş kırıkları ile birlikte restorasyonun desimantasyonu şeklinde bir başarısızlık tipi görülmüştür. Kök İçi Uzatmalı Endokron grubunda ise örneklerin 8 tanesinde diş kırığı görülürken, 2 tane örnekte diş ve post kırığı görülmüştür. Yani örneklerin %80’inde tamiri ve yeniden restore edilmesi mümkün olmayan diş kırıkları şeklinde başarısızlık tipi tespit edilmiştir.

5. TARTIŞMA

Kanal tedavili dişlerin protetik veya restoratif tedavisinde uzun yıllar yüksek başarı oranıyla kullanılmak üzere en uygun post-kor restorasyonu veya endokron restorasyonunun belirlenebilmesi için; geriye kalan diş dokusu miktarı, dişin arktaki pozisyonu ve morfolojik özellikleri, dişe gelen kuvvetlerin yönü ve çeşidi, ferrule miktarı ve lokalizasyonu gibi dişe bağlı faktörlerin değerlendirilmesini takiben hastanın estetik ve fonksiyonel ihtiyaçlarını karşılamaya yönelik, varsa mevcut parafonksiyonel alışkanlığa dayanıklı, optik ve mekanik özellikleri yüksek materyallerden üretilen, düşük maliyet ve zaman gerektiren, uygulaması pratik, başarısızlığa uğradığında tamiri mümkün ve diş dokularına verebileceği zararın minimum seviyede öngörüldüğü restorasyon sisteminin seçilmesi gerekir.

Farklı restorasyon çeşitlerini değerlendirmek için yapılan çalışmaları in vivo ve in vitro olarak ayırmak mümkündür. Kanıta dayalı diş hekimliğinde, in vitro çalışmaların in vivo çalışmalarla desteklenmesi gerekir. Klinik değeri yüksek olmasına rağmen, in vivo çalışmalar; çalışmanın hastalara bağlı olarak yürütülmesi sebebiyle, yapılması güç ve zaman isteyen çalışmalardır. Ayrıca klinik çalışmaya dahil edilecek hastaların özelliklerinin standardize edilmesi de zordur. Bunun yanında in vitro çalışmalarda ise; kullanılacak dişler, kullanılacak materyaller ve aletler, ortam koşulları, uygulanan test yöntemleri gibi kriterlerin farklılığı ve bunların her çalışmada standardize edilememesi gibi nedenler bu tarz laboratuvar çalışmalarının birbiriyle karşılaştırılmasını zorlaştırmaktadır. Fakat yeni bir materyal veya tekniğin klinik kullanıma sunulmadan önce in vitro çalışmalar ile değerlendirmesi gerekmektedir (163). Kök içi uzatmalı endokron restorasyonu henüz literatüre yeni girmiş bir restorasyon tipi olup, bununla ilgili hiçbir in vivo çalışma bulunmazken yapılan in vitro çalışmalar da sadece birkaç taneyle sınırlıdır. Bunun yanı sıra, kanal tedavili dişlerin restoratif tedavi seçenekleri arasında güncelliğini koruyan ve hakkında az sayıda in vitro çalışma bulunmasına rağmen klinik kullanımı son yıllarda artmış bir diğer restorasyon tipi ise monoblok zirkonya post-kor sistemidir. Kırılmaya yatkın kanal tedavili dişlerin yapılan restoratif tedavi ile kırılma dayanıklılığının artmasında, ferrule varlığının ve ferrule etkisinin önemi uzun yıllardır tartışılmaktadır. Yapılan çalışmalar, post-kor restorasyonları ile

restore edilen dişlerde ferrulenin kırılma dayanıklılığını arttıran önemli bir faktör olduğunu belirtmesine rağmen (16, 17, 98), henüz ferrule varlığının endokron restorasyonlarının kırılma dayanıklılığına etkisini araştıran bir çalışma yapılmamıştır. Bu sebeple yaptığımız bu in vitro çalışmada amaçlarımız;

- 2 mm ferrule varlığının, farklı restorasyonlarla restore edilen kanal tedavili dişlerin kırılma dayanıklılığı üzerine etkisinin belirlenmesi,
- Kanal tedavili dişlerin protetik tedavisi için uygulanan; fiber post-kor destekli ve monoblok zirkonya post-kor destekli restorasyonlar ile standart endokron ve kök içi uzatmalı endokron restorasyonlarının kırılma dayanıklılığının ve başarısızlık tipinin değerlendirilerek karşılaştırılması ve
- Kanal tedavili dişlere uygulanan bu dört farklı restorasyon için klinik öneriler sunmaktır.

Çalışmamızın hipotezleri ise;

- 2 mm ferrule varlığında kanal tedavili dişlere uygulanan restorasyonların, ferrule bulunmayan kanal tedavili dişlere uygulanan restorasyonlara kıyasla kırılmaya karşı daha yüksek direnç göstereceği,
- Ferrule yokluğunda; kanal tedavili büyük azı dişlerine uygulanan kök içi uzatmalı endokron restorasyonların kırılma dayanıklılığının, standart endokron restorasyonlar ile fiber post-kor destekli ve monoblok zirkonya post-kor destekli restorasyonlara kıyasla daha yüksek olacağı,
- Ferrule varlığında ise; kanal tedavili büyük azı dişlerine uygulanan standart endokron restorasyonların kırılma dayanıklılığının, kök içi uzatmalı endokron restorasyonlar ile fiber post-kor destekli ve monoblok zirkonya post-kor destekli restorasyonlara kıyasla daha yüksek olacağı şeklinde kurulmuştu. Fakat çalışmanın sonucunda elde ettiğimiz bulgulara göre hipotezimiz sadece kısmen doğrulanmıştır.

Kanal tedavisini takiben meydana gelen biyolojik ve mekanik değişiklikler nedeniyle kırılmaya daha yatkın hale gelen dişlerde (5, 6, 8, 11), restoratif tedavi öncesinde kalan diş dokusunun değerlendirilerek yapılacak restorasyonda ferrule etkisi sağlanması, bu dişlerin kırılma dayanıklılığını arttırmaktadır (16, 17, 98).

Yapılan birçok çalışmada farkı ferrule yükseklik ve şeklinin etkinliği değerlendirilmiştir (17-24). Bunların çoğunda, kanal tedavili dişlerin restoratif tedavisinde kırılma dayanıklılığını arttıran en etkin ferrulenin çevresel ve 2 mm yüksekliğinde olduğu bildirilmiştir (18, 20-24). Bu nedenle bizde yaptığımız çalışmada ferrule varlığının değerlendirileceği grubun örneklerinde 2 mm çevresel ferrule oluşturduk.

Kırılmaya yatkın kanal tedavili dişlerin kırılmaya karşı gösterdiği direnç ve buna bağlı uzun dönem sağ kalımlarında ferrule varlığı ciddi bir önem taşımaya rağmen bu dişlerde her zaman yeterli ferrule etkisini sağlayacak, koronal sağlam dentin dokusu bulunmayabilir. Eğer yeterli ferrule miktarı yoksa cerrahi olarak kron boyu uzatma veya ortodontik olarak dişin ekstrüzyonu düşünülmelidir. Ancak gerek kron/kök oranı gerekse biyolojik genişlik gibi faktörler nedeniyle her zaman cerrahi veya ortodontik olarak ihtiyaç duyulan ferrule yüksekliği elde edilemeyebilir (97). Böyle bir durumda, eğer hastanın ağız hijyeni iyi, diş periodontal açıdan sağlıklı ve prognozun iyi olacağı ön görülüyorsa, ferrule yokluğunda uygulanacak en uygun restorasyon tipi ile restoratif tedavinin gerçekleştirilmesi gerekir.

Çürük, travma, eski restorasyonlar ve endodontik giriş kavitesi gibi faktörler kanal tedavili dişlerde koronal diş dokusunun kaybı ve kasp esnekliğinin artmasına sebep olarak dişin kırılma olasılığını artırır. Kasp bükülmesi ise kavite boyutlarının genişliğine bağlı olarak artmaktadır. Panitvisai ve Messer (66) yaptıkları in vitro çalışmada, çekilmiş sağlam alt çene azı dişlerinde kanal tedavisini takiben geniş meziyookluzal (MO) ve meziyookluzodistal (MOD) kavite preparasyonları hazırlayarak dişlere 100 N kuvvet uygulamış ve kasplar arası esneme miktarını ölçmüşlerdir. Yapılan ölçümlere göre, 10 µm'den daha fazla kasp bükülmesi oluştuğunu belirtmişlerdir. Bu bulgular, kanal tedavili büyük azı dişlerde kasp kırığı riskini minimuma indirmek için kasp kaplaması yapılmasının önemini vurgulamaktadır. Ayrıca günümüzde ön bölge dişlerinde olduğu gibi arka bölge dişlerinin restoratif tedavilerinde de estetik beklenti artmaktadır. CAD/CAM teknolojisi ve bu sisteme ait farklı seramik materyallerin geliştirilmesi; arka bölge dişlerinin restoratif tedavilerinde hem yüksek mekanik ve fiziksel özellikleri ile dayanıklı hem de yüksek optik özellikleri ile estetik restorasyonların

kullanılabilmesini mümkün hale getirmiştir (213). Bu nedenlerden dolayı yaptığımız in vitro çalışmada farklı endokron restorasyonları ve estetik post-kor restorasyonları değerlendirilmiştir.

CAD/CAM teknolojisinin avantajlarından biri dijital model elde edilmesine izin vermesidir. Dijital modeller yapılacak restorasyona bağlı olarak hasta başında alınan dijital ölçülerden elde edildiği gibi alınan geleneksel ölçünün kısa sürede taranmasıyla da elde edilebilir. Böylece geleneksel yöntemlerde sıkça karşılaştığımız, alçı model elde etmek için harcanan zaman, alçı modelde oluşması muhtemel hava kabarcıkları ve geçen sürede ölçü materyalinin distorsiyonu gibi problemler bu şekilde elimine edilir (46). Bu nedenlerden dolayı çalışmamızdaki restorasyonların üretim aşamasında, örneklerden elde edilen ölçüler CAD/CAM sistemine ait optik tarama cihazı ile taranarak dijital modeller elde edilmiştir.

Post-kor restorasyonlar, kanal tedavili dişlerin restoratif tedavisinde sıklıkla kullanılan, kökten sağladığı tutuculukla kor yapıya desteklik sağlayan ve dişe etki eden kuvvetleri kökün uzun ekseni boyunca ileten bir restorasyon tipidir. Kök içine uygulanacak post uzunluğu ile ilgili literatürde farklı görüşler bulunmaktadır. Shillingburg, Rosen ve Silverstein, post uzunluğunun klinik kron boyuna eşit olması gerektiğini savunurken (115, 126, 127); bunların yanında kök uzunluğunun yarısı veya 2/3'üne eşit olması gerektiğini, kemik tarafından desteklenen kök uzunluğunun yarısına kadar uzanması gerektiğini ya da apikalde 3-6 mm gutta kalacak ve apikal tıkamayı bozmayacak kök içi uzunluğuna sahip olması gerektiği gibi farklı görüşleri savunan araştırmacılar da vardır (115, 128-131). Buttel ve ark. (132) post uzunluğu arttıkça kırılma dayanıklılığının da artacağını belirtmişlerdir. Bunun aksine, Giovanni ve ark. (134) ise post uzunluğunun kırılma dayanıklılığına herhangi bir etkisinin olmadığını belirtmişlerdir. Post boşluğu hazırlanırken yapılan kanal preparasyonunun dişi zayıflattığı ve kök kırığı riskini arttırdığı ise bazı çalışmalarda vurgulanmıştır (27, 28). Benzer şekilde, Cecchin ve ark. (135) yaptıkları in vitro çalışmada, fazla uzun post boylarından kaçınılması gerektiğine dikkat çekmiştir. Schiavetti ve ark. (167) ferrulenin ve farklı fiber post uzunluklarının kanal tedavili dişlerin kırılma dayanıklılığına etkisini değerlendirdikleri çalışmada; 2 mm çevresel ferrule etkisinin, fiber post ile restore edilen kanal tedavili dişlerin kırılma dayanıklılığını anlamlı bir şekilde arttırırken,

farklı fiber post uzunluklarının (5 mm, 7 mm, 9 mm) devital dişlerin kırılma dayanıklılığına bir etkisinin bulunmadığı sonucuna ulaşmışlardır.

Çalışmamızda değerlendirilen endokron restorasyonları, monoblok zirkonya post-kor restorasyonları ve tam seramik kron restorasyonlarının üretiminde eni 14-18 mm, çapı ise 98,5 mm olan zirkonya restoratif bloklar (KATANA Zirconia HT, Kuraray Noritake INC. , Okayama, Japonya) kullanılmıştır. Zirkonyanın sert bir materyal olması ve bloğun eninin standart boyutlarda üretilmesi nedeniyle, freze cihazında kullanılan frezler post-kor restorasyonunun fazla uzun yontulmasına imkan tanımamaktadır. Ayrıca blokların fabrikasyonu sırasında sinterizasyon işlemleri tamamlanmadığı için restorasyonların üretimi bittikten sonra ilave bir sinterizasyon işlemine ihtiyaç duyulmaktadır. Bu sebeplerden dolayı ferrule yokluğunda 7 mm post, 5 mm kor uzunluğuna sahip monoblok zirkonya post-kor restorasyonları, 2 mm ferrule varlığında ise 7 mm post, 3 mm kor uzunluğuna sahip monoblok zirkonya post-kor restorasyonları üretilmiştir. Çalışma gruplarında kullanılan post ve kor uzunluğunu standardize etmek için fiber post-kor restorasyonlarında kullanılan post ve kor yapılar da monoblok zirkonya post-kor restorasyonları ile eşit uzunlukta kullanılmıştır. Endokron restorasyonların ve post-kor destekli kron restorasyonlarının üretiminde ise böyle bir limitasyonla karşılaşılmamıştır.

Literatürde post-kor restorasyonlarını değerlendiren bazı çalışmalarda, post-kor yapısı üzerine kron restorasyonu uygulanmamıştır. Bu şekilde dayanıklılık testine tabi tutulduklarında ise kuvvet direkt post veya kor materyaline uygulanmıştır (167). Ancak çalışmamızda klinik koşulların daha iyi sağlanabilmesi, kliniği yansıtan daha gerçekçi test sonuçlarının elde edilebilmesi için post-kor restorasyonların simante edildiği örneklere uygulanmak üzere, alt çene büyük azı dişinin anatomik formu ve uzunluğunda (7 mm) standart kron restorasyonları, zirkonya bloklardan (KATANA Zirconia HT, Kuraray Noritake INC. , Okayama, Japonya) CAD/CAM sistemi ile üretilmiştir.

Düz bir yüzeye sahip olan zirkonyum esaslı restorasyonların rezinle olan bağlantısını arttırabilmek için yüzeyinde mikro retantif bölgeler oluşturmak oldukça önemlidir. Bunun için simantasyondan önce; asit/lazer uygulaması, elmas frezle pürüzlendirme, kumlama ile yüzey pürüzlendirme, silan uygulaması ve/veye

tribokimyasal silika kaplama işlemi gibi çeşitli yüzey hazırlıklarının yapılması gerekir (173). Kern ve ark. (174) yaptıkları çalışmada zirkonyum esaslı seramik yüzeylere farklı yüzey hazırlıkları (alüminyum oksit kumu ile pürüzlendirme, silan uygulama ve tribokimyasal silika kaplama) uygulamış ve kullanılan yöntemlerin rezin bağlantısı üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Yapılan değerlendirme sonucunda ise alüminyum oksit kumu (Al_2O_3) ile pürüzlendirme yönteminin daha başarılı olduğunu belirtmişlerdir. Goracci ve Ferrari (39) ise kuartz ve cam fiber post yüzeyine silan uygulamasının yüzey ıslanabilirliğini arttırarak, rezin ve fiber arasındaki adezyonu güçlendirdiğini bildirmişlerdir. Yaptığımız in vitro çalışmada simantasyondan önce endokron restorasyonların, monoblok zirkonya post-kor restorasyonların ve zirkonya kronların iç yüzeyleri 125 μm Al_2O_3 ile pürüzlendirildikten sonra silan uygulaması yapılmış, fiber post yüzeyine ise sadece silan uygulanmıştır.

Kanal tedavili dişlerin restoratif tedavilerinin uzun dönem başarısında simantasyon oldukça önemli bir faktördür. Rezin simanlar düşük çözünürlükleri ve yüksek estetik özellikleri ile geleneksel simanlara kıyasla daha avantajlıdır (39). Rezin simanların dişe, posta, seramik ve metale bağlanma özelliği kuvvetlidir. Diğer simanlara kıyasla tutuculuğu daha iyidir (29). Mehta ve Millar (29) yaptıkları çalışmada iki farklı rezin siman (Calibra Aesthetic Dental Resin Cement ve Panavia F2.0) ile simante ettikleri fiber postların 4,5 yıllık klinik sonuçlarını değerlendirmişlerdir. Buna göre, Calibra ile simante edilen fiber post restorasyonların başarı oranı %64 iken, Panavia F2.0 ile simante edilen fiber postların başarı oranı %80 ile daha yüksek olarak bildirilmiştir. Bununla birlikte, Ozkurt ve ark. (43) zirkonya seramik post sistemlerini değerlendirdikleri literatür derlemesinde, zirkonya postların dişe simantasyonunda kullanılan rezin simanların, cam iyonomer simanlara göre daha yüksek tutuculuk kuvvetine sahip olduğunu belirtmiş, zirkonya postlar için en uygun rezin simanı ise hem kimyasal hem de ışıkla sertleşen Panavia olarak bildirmişlerdir. Bu bilgiler ışığında seramik ve fiber postların simantasyonunda en etkin yöntemin adeziv simantasyon olduğu söylenebilir. Bizde hem bu değerlendirmeler sonucunda hem de kullanılan zirkonya blok (KATANA Zirconia HT, Kuraray Noritake INC., Okayama, Japonya) üreticisinin talimatları doğrultusunda yaptığımız çalışmada, tüm restorasyonların

simantasyonunda hem kimyasal hem de ışıkla sertleşen (dual-cure) kompozit rezin siman (Panavia F2.0) kullandık.

Yapılan bazı in vitro çalışmalarda klinik koşulları taklit edebilmek için diş köklerinin etrafına periodontal membran uygulanmıştır. Özellikle tam seramik köprülerin konnektör alanlarındaki artan çekme dayanımını değerlendiren in vitro çalışmalarda bu uygulama gereklidir. Fakat tek diş restorasyonlarını değerlendiren çalışmalarda yapay periodontal membran uygulaması yükleme sırasında dişte mobilite oluşumuna neden olarak çalışmanın sonucunu olumsuz yönde etkiler. Ayrıca periodontal membran yapımında kullanılan materyallerin elastikliği ve diş kökünün etrafında oluşturulacak membran kalınlığı standardize edilemediği için klinik durumu tam olarak yansıtmaz (188). Bu sebeple çalışmamızda örnekleri akril bloklara gömmeden önce herhangi bir yapay peridontal membran uygulaması gerçekleştirmedik.

Yaptığımız in vitro çalışmada, kırma testi sonucunda, ferrule yokluğunda restore edilen kanal tedavili dişlerin ortalama kırılma dayanıklılığı 334 N iken, 2 mm ferrule varlığında bu değer 619 N' a yükseldiği bulunmuştur. Yani 2 mm' lik çevresel ferrule varlığı devital dişlerin kırılma dayanıklılığını yaklaşık iki kat arttırmaktadır. Bu sonuç çalışmamızın başında kurduğumuz hipotezi tamamıyla desteklemiştir. Uzun yıllardan bu yana, farklı ferrule yüksekliği ve lokalizasyonunun, kanal tedavili dişlerin kırılma dayanıklılığına etkisini araştıran birçok çalışma yapılmıştır. Bunların çoğu yaptığımız çalışmanın sonucuna benzer şekilde, çevresel 2 mm ferrule varlığının devital dişlerin kırılma dayanıklılığını arttıran en etkin ferrule yüksekliği ve şekli olduğunu vurgulamıştır (18, 20-24). Tan ve ark. (20) yaptıkları in vitro çalışmada 2 mm çevresel ferrule bulunan, 2 mm kısmi ferrule bulunan (2 mm bukkal ve lingual, 0,5 mm proksimal ferrule) ve ferrule bulunmayan kanal tedavili üst çene kesici dişleri statik yüklemeye tabi tutarak kırılma dayanıklılığını karşılaştırmışlardır. Buna göre, 2 mm çevresel ferrule bulunan dişlerin kırılma dayanıklılığının, kısmi ferrule bulunan ve ferrule bulunmayan dişlere kıyasla daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Santos Pantaleon ve ark. (21) da benzer bir in vitro çalışma yapmıştır. Kanal tedavili 60 adet üst çene kesici dişi, farklı ferrule yükseklik ve lokalizasyonuna (ferrule yok, çevresel 2 mm ferrule, bir tane interproksimal kavite duvarı eksik olan 2 mm, 3 mm, 4 mm ve 6

mm'lik kısmi ferrule) göre gruplandırdıktan sonra kontrol grubu (6 mm'lik kısmi ferrule) dışındaki örnekleri döküm post-kor restorasyonu ile restore etmiş ve ardından termal siklus uygulanan tüm örnekleri kırma testine tabi tutmuşlardır. Buna göre en düşük kırılma dayanıklılığı bir tane interproksimal kavite duvarı eksik, kısmi 2 mm ferrulenin bulunduğu grupta gözlenirken, kırılmanın gerçekleştiği en yüksek yük değeri çevresel 2 mm ferrule varlığında belirlenmiştir. 2007 yılında gerçekleştirilen ve farklı metal post-kor sistemleriyle restore edilen kanal tedavili dişlerin 17 yıllık takip sonuçlarını sunan kontrollü klinik çalışma da (23), in vitro çalışmaları destekler niteliktedir. Yapılan bu kontrollü klinik çalışmaya dahil edilen döküm metal post-kor, prefabrike metal post-kor ve direkt kompozit rezinle restore edilen 304 adet diş yeterli ferrule miktarına (çevresel 2 mm) sahip olmasına ve olmamasına göre iki gruba ayrıldıktan sonra incelenmiştir. Yapılan değerlendirmeler sonucunda ise farklı kor yapılarına göre kanal tedavili dişlerin sağ kalımları arasında anlamlı bir fark gözlenmezken, kanal tedavili dişlerin uzun dönemde yüksek sağ kalım oranıyla varlığını sürdürebilmesinde bu dişlerin yeterli ferrule miktarı (çevresel 2 mm) korunarak restore edilmesinin kritik bir etkiye sahip olduğu belirtilmiştir.

Çalışmamızda alt çene büyük azı dişlerine uygulanan ve kırılma dayanıklılığı değerlendirilen fiber post-kor ve monoblok zirkonya post-kor destekli restorasyonlar ile standart endokron ve kök içi uzatmalı endokron restorasyonları arasında; kök içi uzatmalı endokron restorasyonların 532 N ile en yüksek ortalama kırılma yük değerine sahipken, standart endokron restorasyonların 412 N ile en düşük ortalama kırılma yük değerine sahip olduğu görülmüştür. Tek parça, monolitik adeziv bir restorasyon olan standart endokronların 3 mm'lik kök içi uzatmasıyla oluşturulması; kanal dentininden minimum düzeyde madde kaldırılması ile kökten desteklik ve tutuculuk elde edilmesini sağlayarak büyük azı dişlerinin oblik yönde 120 N daha fazla yük değerine dayanmasını sağlamıştır. Ferruleden bağımsız olarak restorasyon tiplerinin ortalama kırılma değerlerinin karşılaştırılmasıyla elde edilen bu sonuçlara göre, henüz literatüre yeni girmiş olan kök içi uzatmalı endokron restorasyonların, elde edilen yüksek kırılma yük değerleri doğrultusunda kanal tedavili dişlerin restoratif tedavisinde rutin klinik uygulamalarda sıklıkla tercih edilen fiber post-kor ve monoblok zirkonya post-kor

gibi estetik post-kor sistemlerine önemli bir alternatif olduğunu söylemek mümkündür.

Yapmış olduğumuz çalışmada ferrule yokluğunda; monoblok zirkonya post-kor destekli restorasyonların değerlendirilen restorasyon tipleri arasında 403 N ile en yüksek kırılma dayanıklılığına ve standart endokron restorasyonların ise 229 N ile en düşük kırılma dayanıklılığına sahip olduğu belirlenmiştir. Monoblok zirkonya post-kor destekli restorasyonların ve standart endokronların arasındaki fark ise istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Bu sonuç, ferrule bulunmayan kanal tedavili dişlerin restoratif tedavilerinde kırılmaya karşı yüksek dayanıklılık elde etmek için, kök içine daha fazla uzanan, kökten daha çok desteklik ve retansiyon sağlayan restorasyonların tercih edilmesi gerektiğini göstermiştir. İstatistiksel olarak anlamlı bir fark çıkmasa da 3 mm uzatmaya sahip kök içi uzatmalı endokron restorasyonların kırılma dayanıklılıklarının da (335 N) standart endokron restorasyonlarından yüksek çıkması bu düşüncüyü desteklemiştir. Standart endokron restorasyonlar ise kök desteği bulunmayan, pulpa odası ve kavite marjinlerinden makroretansiyon, adeziv simantasyonla da mikroretansiyon sağlayan restorasyonlar olarak literatürdeki yerini almıştır (47, 185-187) . Sedrez-Porto ve ark. (187) yaptıkları literatür derlemesi ve meta analizde, post-kor restorasyonları gibi geleneksel sistemlere kıyasla standart endokronların ferrule yokluğunda yüksek dayanıklılıkla kullanılabileceğini belirtmişlerdir. Ancak bunun tersine, yaptığımız in vitro çalışma ferrule etkisinin sağlanamadığı büyük azı dişlerinde standart endokronların makroretansiyon ve mikroretansiyonlarının yetersiz kaldığını göstermiştir. Literatür derlemesini hazırlayan yazarlar, derlemeye dahil edilen çalışmalarını ferrule varlığına veya yokluğuna göre standardize etmeden sadece restorasyon tiplerine yönelik bir değerlendirme yaptıkları için vurguladıkları düşünce güvenilir değildir. Bunun yanında yaptığımız çalışmada, ferrule yokluğunda fiber post-kor destekli restorasyonların kırılma dayanıklılığı 364 N ile monoblok zirkonya post-kor destekli restorasyonlara oldukça yakın ancak daha düşük çıkmıştır. Fiber postlar elastiklik modülünün (16-42 GPa) dentine yakın olması (18,6 GPa) ve yüksek estetik özellikleri sebebiyle kanal tedavili dişlerin restoratif tedavilerinde sıklıkla tercih edilmektedir (35, 152). Ancak Sarkis-Onofre ve ark. (89), post destekli tek diş restorasyonlarının performansı ile ilişkili risk

faktörlerini araştıran ve 2017 yılında yayınlanan bir sistematik derlemede, ferrule bulunmayan kanal tedavili dişlere uygulanan restorasyonlarda yüksek sağ kalım ve başarı oranları elde etmek için yüksek elastiklik modülüne sahip post-kor restorasyonların kullanılması gerektiği sonucuna varmışlardır. Bu nedenle çalışmamızda ferrule yokluğunda, yüksek elastiklik modülüne (200 GPa) sahip monoblok zirkonya post-kor destekli restorasyonların kırılma dayanıklılığı, fiber post-kor destekli restorasyonlardan daha yüksek bulunmuştur. Benzer şekilde Petercsak ve ark. (183) yaptıkları çalışmada iki vaka raporu sunmuşlardır. Ferrule bulunmayan ve monoblok zirkonya post-kor destekli restorasyonla restore edilen bir dişin tedaviden 7 yıl sonra hala başarılı bir şekilde fonksiyon gördüğünü, bunun yanında 1,5 mm yüksekliğinde ferrule bulunan ve aynı şekilde monoblok zirkonya post-kor destekli restorasyonla restore edilen bir dişin ise tedaviden 15 ay gibi kısa bir süre içinde post kırığına bağlı başarısız olduğunu rapor etmişlerdir.

Yapmış olduğumuz in vitro çalışmada 2 mm çevresel ferrule varlığında ise, kök içi uzatmalı endokron restorasyonunun değerlendirilen tüm restorasyon tipleri arasında 730 N ile en yüksek kırılma dayanıklılığına sahip olduğu ve fiber post-kor destekli restorasyonların kırılma dayanıklılığı (568 N) ve standart endokron restorasyonların kırılma dayanıklılığı (576 N) ile karşılaştırılması sonucu saptanan farkların istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirlenmiştir. İstatistiksel olarak anlamlı bulunmasa da monoblok zirkonya post-kor restorasyonların da kırılma dayanıklılığı (593 N), kök içi uzatmalı endokron restorasyonlarına göre daha düşük bulunmuştur. Bunun yanında, ferrule varlığında restorasyonların kırılma dayanıklılık değerlerinin tamamı, normal çiğneme kuvvetlerine göre değerlendirildiğinde yüksek bulunmuştur. Ferrule varlığında kök içi uzatmalı endokronların standart endokronlara ve fiber post-kor destekli restorasyonlara kıyasla kırılmaya karşı daha dayanıklı bulunması, ferrule yokluğunda olduğu gibi ferrule bulunan kanal tedavili dişlerin restoratif tedavisinde de kök içinden desteklik ve retansiyon sağlamak için kök içine uzanan bir restorasyon tipinin kullanılması gerektiğini göstermiştir. Ancak bunun için 7-10 mm'lik bir kanal içi hazırlığa ve kök dentininden fazla miktarda doku kaldırılmasına gerek yoktur. Benzer şekilde Heydecke ve ark. (28) yaptıkları in vitro çalışmada, post-kor destekli restorasyonların ancak daimi restorasyonu destekleyecek yeterli diş dokusu kalmadığında uygulanması

gerektiğini çünkü post-kor restorasyonu için hazırlanan post boşluğunun kökü zayıflattığını ve kök kırıklarına yol açabileceğini vurgulamışlardır. Ayrıca ferrule varlığında, kök içi uzatmalı endokron ve fiber post-kor destekli restorasyonları değerlendiren in vitro çalışmalar da bizim bulduğumuz sonucu desteklemektedir. Biacchi ve Basting (53), kök içi uzatmalı endokron ve fiber post-kor destekli restorasyonlar ile restore edilmiş, 1 mm çevresel ferruleye sahip alt çene büyük azı dişlerinin kırılma dayanıklılıklarını karşılaştırdıkları in vitro çalışmada, 3 mm uzunluğunda kök içi uzatmaya sahip endokronlar ile restore edilen dişlerin kırılma dayanıklılığı 634 N ile 7 mm uzunluğundaki fiber post destekli restorasyonlardan daha yüksek bulunmuştur. Benzer şekilde, Ramirez-Sebastia ve ark. (193) 2 mm çevresel ferruleye sahip üst çene kesici dişlerine uyguladıkları, 3 mm'lik uzantıya sahip kök içi uzatmalı endokron restorasyonların ve farklı uzunluktaki (5 mm, 10 mm) fiber post-kor destekli restorasyonların kırılma dayanıklılığını karşılaştırmışlardır. Sonuçta, kanal tedavili ön bölge dişleri 2 mm ferrule varlığında, kök içi uzatmalı endokron restorasyonları ve kısa fiber post-kor destekli restorasyonlarla restore edildiklerinde sırasıyla 552 N ve 470 N ile kırılmaya karşı daha yüksek dayanım gösterirken, uzun fiber post-kor destekli restorasyonların kırılma dayanıklılığının daha düşük bulunduğunu bildirmişlerdir. Bu nedenle, post-kor restorasyonlarına kıyasla daha konservatif ve 3 mm gibi kısa bir uzatma miktarına sahip kök içi uzatmalı endokron restorasyonlar, 2 mm çevresel ferruleye sahip devital büyük azı dişlerinin restoratif tedavisinde kırılmaya karşı yüksek direnç gösteren bir tedavi seçeneğidir. Yaptığımız çalışmaya göre, ferrule varlığında 3 mm'lik kök içi uzatmasına sahip kök içi uzatmalı endokron restorasyonları ile 7 mm post uzunluğuna sahip fiber post-kor destekli restorasyonların kırılma dayanıklılığı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmasına rağmen kök içi uzatmalı endokronlar ile 7 mm post uzunluğuna sahip monoblok zirkonya post-kor restorasyonları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark çıkmamıştır. Ferrule varlığında bu iki post-kor sisteminin kırılma dayanıklılığı arasında fark oluşmasına, monoblok zirkonya post-kor restorasyonların fiber post-kor restorasyonlara kıyasla hem daha yüksek elastiklik modülüne sahip olması hem de post ve kor yapısının tek parça olması neden olmuş olabilir. Çünkü hem post hem de kor yapının esneme direnci, kırılma dayanıklılığı, elastiklik modülü gibi

mekanik özelliklerin aynı olmasını sağlayan tek bir materyalden üretilmesi ve post ile kor arasında ekstra bir bağlantı yüzeyi olmadan tek parça halinde üretilmesi monoblok zirkonya post-kor restorasyonların büyük bir avantajıdır. Bu yapı sayesinde monoblok zirkonya post-korlar kırılmaya karşı daha dirençli olurken, aynı özellikteki tek bir materyalden üretilmeleri sayesinde de kuvvetler karşısında oluşan streslerin daha homojen dağılmasını sağlarlar (50).

Çalışmamızda ferrule durumunun farklı restorasyon tipleri üzerine etkisi değerlendirildiğinde, 2 mm ferrule varlığı tüm restorasyon tiplerinin dayanıklılığında olumlu bir etki yaratmış olmasına rağmen en çarpıcı etki ise endokron restorasyonların kırılma dayanıklılığında görülmüştür. Kanal tedavili bir dişte 2 mm ferrule olması, standart endokronların dayanıklılığında %151 ve kök içi uzatmalı endokronların dayanıklılığında ise %118 oranında bir artışa neden olmuştur. Bu sonuç özellikle endokron restorasyonları ile restore edilmesi planlanan ve kanal tedavili büyük azı dişleri gibi kuvvetler karşısında yüksek dayanıklılık gerektiren durumlarda, ferrule etkisi oluşturulmasının oldukça önemli olduğunu göstermiştir. Bunun yanında fiber post-kor destekli restorasyonların kırılma dayanıklılığında da ferrule varlığında %56 oranında bir artış sağlanmıştır. Bunun aksine yapılan birçok in vitro çalışmada ise ferrule olmasının veya olmamasının fiber postlar-kor destekli restorasyonların kırılma dayanıklılığı üzerine bir etkisinin olmadığı vurgulanmıştır. Bununla birlikte, Mancebo ve ark. (168) tarafından bizim sonucumuzu destekleyen bir klinik çalışma gerçekleştirilmiştir. Fiber post-kor destekli restorasyonlarla restore edilen 87 dişin, 45 tanesinde 2 mm ve daha fazla ferrule bulunurken, 42 tanesinde 2 mm'den az ferrule bulunmaktadır. 3 yıllık takip sonucunda, 2 mm ve daha fazla ferrule bulunan grupta %6 oranında başarısızlık görülürken, 2 mm'den az ferrule bulunan grupta ise %26 gibi daha yüksek oranda bir başarısızlık görülmüştür. Aynı şekilde Schiavetti ve ark. (167) da 2 mm ferrule varlığının, fiber post-kor restorasyonların dayanıklılığını anlamlı bir şekilde arttırdığını vurgulamıştır.

Restorasyonların başarısızlık tipleri değerlendirildiğinde, hem ferrule varlığında hem de yokluğunda daha çok tamiri mümkün olmayan ve yeniden restore edilemeyen; diş kırığı, diş ve post kırığı ya da desimantasyon ve diş kırığı gibi başarısızlıklar gerçekleştiği görülmektedir. Fiber post-korlar düşük ve dentin

dokusuna yakın elastiklik modülü ile uygulanan kuvvetler nedeniyle oluşan streslerin büyük bir çoğunluğunu karşılayıp azaltarak kök dentinine iletir (1, 33). Fiber post-kor restorasyonlarında bir başarısızlık oluştuğunda ise genellikle desimantasyon gibi restore edilmesi mümkün başarısızlıklarla karşılaşılır. Soares ve ark. (36) bu tip bir başarısızlığın fiber post ve rezin siman arasındaki bağlantı probleminde kaynaklandığı görüşünü savunmaktadırlar. Goracci ve Ferrari (39) ise, kuartz ve cam fiber post yüzeyine silan uygulanmasının, yüzeyin ıslanabilirliğini artırarak rezin simanın metakrilat grupları ve fiberin hidroksil grupları arasında köprü oluşturduğunu böylece adezyonu güçlendirdiğini vurgulamışlardır. Yapmış olduğumuz çalışmada ise çoğu yazarın görüşünün aksine, hem ferrule varlığında hem de ferrule yokluğunda, fiber post-kor destekli restorasyonlarda kökün servikal üçlüsünde diş kırığı şeklinde tamiri mümkün olmayan başarısızlıklar gerçekleşmiştir. Başarısızlık tiplerinde bu farkın oluşmasında ise fiber ve rezin bağlantısını güçlendirerek kırılma dayanıklılığını arttırmak için yaptığımız silan uygulamasının etkili olduğu düşünülmektedir. Zirkonya postlar ise yüksek elastiklik modülü ve yüksek rijiditesi nedeniyle, oluşan streslerin büyük bir bölümünü direkt diş dokusuna iletir. Bunun sonucunda ise tamiri mümkün olmayan post ve kök kırıklarıyla karşılaşılır (182). Yaptığımız çalışmada da, monoblok zirkonya post-kor restorasyonları ile restore edilen dişlerde yüksek kırılma dayanıklılığı elde edilmesine rağmen, kalan sağlam koronal diş dokusundan bağımsız olarak diş ve post kırığı şeklinde tamiri mümkün olmayan başarısızlık tipi gerçekleşmiştir. Standart endokronlarla restore edilen dişlerde ise ferrule yokluğunda en düşük kırılma dayanıklılığı elde edilmesine rağmen desimantasyon şeklinde yeniden restore edilmesi mümkün olan bir başarısızlık tipi gerçekleşmiştir. Bu durum standart endokronların düşük dayanıklılığına rağmen diğer restorasyonların başarısızlık tiplerine kıyasla bir avantaj oluşturmaktadır. Çalışmamızda değerlendirilen restorasyon tipleri arasında kök içi uzatmalı endokron restorasyonların kırılma dayanıklılığı en yüksek bulunmasına rağmen tek parça halinde zirkonya gibi sert bir materyalden üretildikleri için tamiri mümkün olmayan başarısızlık tipleri görülmüştür. Ferrule varlığında restorasyon tiplerinin büyük çoğunluğunda görülen başarısızlıklar yeniden restore edilebilmesi mümkün olmayan diş ve/veya post kırığından oluşur. Ancak değerlendirilen tüm restorasyon

tipleri 2 mm ferrule varlığında normal çiğneme kuvvetlerinden daha yüksek değerlerde kırıldığı için bu restorasyonların klinik kullanımlarında bu tarz başarısızlıklarla karşılaşılması ihtimali düşüktür.

Yaptığımız çalışmada in vitro koşullar, klinik uygulamalar standart alınarak oluşturulmasına rağmen, in vitro çalışmalardan elde edilen verilerin in vivo çalışmalardan elde edilen veriler kadar güvenilir olmadığı unutulmamalıdır. Bu nedenle yaptığımız çalışmanın klinik çalışmalarla da desteklenmesi gerekmektedir. Çok yönlü değerlendirdiğimiz bu çalışma sonucunda ulaşılan bulguların klinik uygulamalarda bize yol göstereceği umulmaktadır. Kanal tedavili dişlerin restoratif tedavisinde ferrulenin önemi bir kez daha ortaya çıkmıştır. Değerlendirilen tüm estetik post-kor restorasyonları ve endokron restorasyonların, 2 mm çevresel ferrule bulunan dişlerin restoratif tedavisinde yüksek dayanıklılıkla kullanılabileceği gösterilmiştir. Bunların arasında diş hekimliğinin kullanım alanına yeni girmiş bir restorasyon tipi olan kök içi uzatmalı endokron restorasyonlar ise, büyük azı dişleri gibi çiğneme kuvvetlerinin yoğun olduğu bir bölgede göstermiş olduğu yüksek kırılma dayanıklılığı ile kendini kanıtlamıştır. Bunun yanında, seramik materyalden üretimi estetik beklentileri karşılarken; monoblok bir restorasyon olması, ilave bir seansa ihtiyaç duyulmadan, birkaç saat içerisinde ve düşük maliyetli bir restoratif tedavi gerçekleştirilebilmesini mümkün kılmaktadır. Kök içi uzatma miktarının standart post boylarına göre kısa olması ise bu restorasyonların; ayırık, eğri köklere veya tıkalı kanallara sahip, restore edilmesi zor olan dişlere uygulanabilmesini kolaylaştırır.

6. SONUÇLAR

Bu in vitro çalışmanın limitasyonları dahilinde aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır;

1. Kanal tedavili dişlerin kırılma dayanıklılığının 2 mm çevresel ferrule varlığında, ferrule bulunmayan kanal tedavili dişlere kıyasla yaklaşık iki kat arttığı belirlenmiştir.
2. Kanal tedavili dişlere uygulanan; 7 mm post uzunluğuna sahip fiber post-kor destekli ve 7 mm post uzunluğuna sahip monoblok zirkonya post-kor destekli restorasyonlar ile standart endokron ve 3 mm uzatmaya sahip kök içi uzatmalı endokron restorasyonların tamamı in vitro koşullarda yeterli kırılma dayanıklılığı göstermekle birlikte, en yüksek kırılma dayanıklılığı güncel bir restorasyon tipi olan 3 mm uzatmaya sahip kök içi uzatmalı endokron restorasyonlarda elde edilmiştir.
3. Ferrule yokluğunda, 7 mm post uzunluğuna sahip monoblok zirkonya post-kor destekli restorasyonlarla restore edilen büyük azı dişlerin kırılma dayanıklılığının, diğer restorasyon tiplerine göre daha fazla olduğu belirlenmiştir. Bununla birlikte ferrule yokluğunda uygulanan, 7 mm post uzunluğuna sahip monoblok zirkonya post-kor destekli restorasyonlar ile 7 mm post uzunluğuna sahip fiber post-kor destekli restorasyonlar ve 3 mm uzatmaya sahip kök içi uzatmalı endokron restorasyonları arasında kırılma dayanıklılığı açısından anlamlı bir fark görülmemiştir.
4. Ferrule yokluğunda, standart endokron restorasyonların kırılma dayanıklılığı ise, 7 mm post uzunluğuna sahip monoblok zirkonya post-kor destekli restorasyonlara göre anlamlı bir şekilde düşük çıktığı için, ferrule etkisinin sağlanamadığı durumlarda gerçekleştirilecek restoratif tedavilerde standart endokron restorasyonların kullanımına dikkatle yaklaşılmalıdır.
5. Ferrule varlığında ise, 3 mm uzatmaya sahip kök içi uzatmalı endokron restorasyonlar ile restore edilen büyük azı dişlerin kırılma dayanıklılığı en yüksek bulunurken, 7 mm post uzunluğuna sahip monoblok zirkonya post-kor destekli restorasyonlarla arasında kırılma dayanıklılığı açısından bir fark tespit edilmemiştir.

6. Ferrule varlığında, standart endokron restorasyonlar ve 7 mm post uzunluğuna sahip fiber post-kor destekli restorasyonlar ile restore edilen dişlerin kırılma dayanıklılığı ise, 3 mm uzatmaya sahip kök içi uzatmalı endokron restorasyonlara kıyasla istatistiksel olarak anlamlı bir biçimde düşük çıkmıştır.
7. Bu durumda, klinik olarak ferrule yokluğunda post-kor restorasyonların kök içine doğru daha fazla uzatılması gerekliliği klinik başarıyı arttırırken; ferrule varlığında, fazla uzun bir kök içi uzatmaya ihtiyaç duyulmadan 3 mm kadar kısa bir uzatmaya sahip kök içi uzatmalı endokron restorasyonların kırılma dayanıklılığı açısından yeterli olacağı sonucuna varılmıştır.

7. KAYNAKLAR

1. Ree, M., Schwartz, R.S. (2010) The endo-restorative interface: current concepts. *Dent Clin North Am*, 54 (2), 345-374.
2. Soares, C.J., Santana, F.R., Silva, N.R., Preira, J.C., Pereira, C.A. (2007) Influence of the endodontic treatment on mechanical properties of root dentin. *J Endod*, 33 (5), 603-606.
3. Faria, A.C., Rodrigues, R.C., de Almeida Antunes, R.P., de Mattos Mda, G., Ribeiro, R.F. (2011) Endodontically treated teeth: characteristics and considerations to restore them. *J Prosthodont Res*, 55 (2), 69-74.
4. Mannocci, F., Cowie, J. (2014) Restoration of endodontically treated teeth. *Br Dent J*, 216 (6), 341-346.
5. Helfer, A.R., Melnick, S., Schilder, H. (1972) Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 34 (4), 661-670.
6. Tang, W., Wu, Y., Smales, R.J. (2010) Identifying and reducing risks for potential fractures in endodontically treated teeth. *J Endod*, 36 (4), 609-617.
7. Huang, T.J., Schilder, H., Nathanson, D. (1992) Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. *J Endod*, 18 (5), 209-215.
8. Winter, W., Karl, M. (2012) Dehydration-induced shrinkage of dentin as a potential cause of vertical root fractures. *J Mech Behav Biomed Mater*, 14, 1-6.
9. Rivera, E.M., Yamauchi, M. (1993) Site comparisons of dentine collagen cross-links from extracted human teeth. *Arch Oral Biol*, 38 (7), 541-546.
10. Dimitriu, B., Varlan, C., Suci, I., Varlan, V., Bodnar, D. (2009) Current considerations concerning endodontically treated teeth: alteration of hard dental tissues and biomechanical properties following endodontic therapy. *J Med Life*, 2 (1), 60-65.
11. Reeh, E.S., Messer, H.H., Douglas, W.H. (1989) Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod*, 15 (11), 512-516.
12. Larson, T.D., Douglas, W.H., Geistfeld, R.E. (1981) Effect of prepared cavities on the strength of teeth. *Oper Dent*, 6 (1), 2-5.
13. Costa, L.C.S., Pegoraro, L.F., Bonfante, G. (1997) Influence of different metal restorations bonded with resin on fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 77 (4), 365-369.
14. Khera, S.C., Goel, V.K., Chen, R.C., Gurusami, S.A. (1991) Parameters of MOD cavity preparations: a 3-D FEM study, Part II. *Oper Dent*, 16 (2), 42-54.

15. Paphangkorakit, J., Osborn, J.W. (2000) The effect of normal occlusal forces on fluid movement through human dentine in vitro. *Arch Oral Biol*, 45 (12), 1033-1041.
16. Mamoun, J.S. (2014) On the ferrule effect and the biomechanical stability of teeth restored with cores, posts, and crowns. *Eur J Dent*, 8 (2), 281-286.
17. Sorensen, J.A., Engelman, M.J. (1990) Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*, 63 (5), 529-536.
18. 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.
19. Cho, H., Michalakis, K.X., Kim, Y., Hirayama, H. (2009) Impact of interproximal groove placement and remaining coronal tooth structure on the fracture resistance of endodontically treated maxillary anterior teeth. *Journal of Prosthodontics*, 18 (1), 43-48.
20. Tan, P.L., Aquilino, S.A., Gratton, D.G., Stanford, C.M., Tan, S.C., Johnson, W.T. ve diğ erleri. (2005) In vitro fracture resistance of endodontically treated central incisors with varying ferrule heights and configurations. *J Prosthet Dent*, 93 (4), 331-336.
21. Santos Pantaleon, D., Morrow, B.R., Cagna, D.R., Pameijer, C.H., Garcia-Godoy, F. (2017) Influence of remaining coronal tooth structure on fracture resistance and failure mode of restored endodontically treated maxillary incisors. *J Prosthet Dent*.
22. 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.
23. Fokkinga, W.A., Kreulen, C.M., Bronkhorst, E.M., Creugers, N.H. (2007) Up to 17-year controlled clinical study on post-and-cores and covering crowns. *J Dent*, 35 (10), 778-786.
24. Ng, C.C., Dumbrihue, H.B., Al-Bayat, M.I., Griggs, J.A., Wakefield, C.W. (2006) Influence of remaining coronal tooth structure location on the fracture resistance of restored endodontically treated anterior teeth. *J Prosthet Dent*, 95 (4), 290-296.
25. Ring, M.E. (1989) Oddments in dental history: maxillo-facial prosthetics over a century ago. *Bull Hist Dent*, 37 (1), 61-63.
26. Frank, A.L. (1959) Protective coronal coverage of the pulpless tooth. *J Am Dent Assoc*, 59, 895-900.
27. Gohring, T.N., Peters, O.A. (2003) Restoration of endodontically treated teeth without posts. *Am J Dent*, 16 (5), 313-317.
28. 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.

29. Mehta, S.B., Millar, B.J. (2008) A comparison of the survival of fibre posts cemented with two different composite resin systems. *Br Dent J*, 205 (11), E23.
30. Rosenstiel, S.F., Land, M.F., Fujimoto, J., Lang, S.C. (2001) Contemporary fixed prosthodontics.
31. Ferrari, M., Scotti, R. (2002) Fiber posts: characteristics and clinical applications. *Roma: Ed Masson*.
32. Sidoli, G.E., King, P.A., Setchell, D.J. (1997) An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. *The Journal of prosthetic dentistry*, 78 (1), 5-9.
33. 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.
34. Bateman, G., Ricketts, D.N., Saunders, W.P. (2003) Fibre-based post systems: a review. *Br Dent J*, 195 (1), 43-48; discussion 37.
35. Sano, H., Shono, T., Sonoda, H., Takatsu, T., Ciucchi, B., Carvalho, R. ve diğ erleri. (1994) Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater*, 10 (4), 236-240.
36. Soares, C.J., Valdivia, A.D., da Silva, G.R., Santana, F.R., Menezes Mde, S. (2012) Longitudinal clinical evaluation of post systems: a literature review. *Braz Dent J*, 23 (2), 135-740.
37. Mannocci, F., Bertelli, E., Watson, T.F., Ford, T.P. (2003) Resin-dentin interfaces of endodontically-treated restored teeth. *Am J Dent*, 16 (1), 28-32.
38. Ferrari, M., Vichi, A., Grandini, S., Goracci, C. (2001) Efficacy of a self-curing adhesive-resin cement system on luting glass-fiber posts into root canals: an SEM investigation. *Int J Prosthodont*, 14 (6), 543-549.
39. Goracci, C., Ferrari, M. (2011) Current perspectives on post systems: a literature review. *Aust Dent J*, 56 Suppl 1, 77-83.
40. 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.
41. 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.
42. Koutayas, S.O., Kern, M. (1999) All-ceramic posts and cores: the state of the art. *Quintessence Int*, 30 (6), 383-392.
43. 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.
44. 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.

45. Schwartz, R.S.,Robbins, J.W. (2004) Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod*, 30 (5), 289-301.
46. Alghazzawi, T.F. (2016) Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *J Prosthodont Res*, 60 (2), 72-84.
47. Biacchi, G.R., Mello, B.,Basting, R.T. (2013) The endocrown: an alternative approach for restoring extensively damaged molars. *J Esthet Restor Dent*, 25 (6), 383-390.
48. Streacker, A.B.,Geissberger, M. (2007) The milled ceramic post and core: A functional and esthetic alternative. *J Prosthet Dent*, 98 (6), 486-487.
49. Zhou, T.F., Zhang, X.F.,Wang, X.Z. (2014) [Fracture resistance of teeth restored with one-piece computer aided design and manufacture zirconia posts and cores: an in vitro study]. *Beijing Da Xue Xue Bao*, 46 (1), 81-85.
50. Reich, S. (2015) Tooth-colored CAD/CAM monolithic restorations. *Int J Comput Dent*, 18 (2), 131-146.
51. 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.
52. Belleflamme, M.M., Geerts, S.O., Louwette, M.M., Grenade, C.F., Vanheusden, A.J.,Mainjot, A.K. (2017) No post-no core approach to restore severely damaged posterior teeth: An up to 10-year retrospective study of documented endocrown cases. *J Dent*, 63, 1-7.
53. Biacchi, G.R.,Basting, R.T. (2012) Comparison of fracture strength of endocrowns and glass fiber post-retained conventional crowns. *Oper Dent*, 37 (2), 130-136.
54. Pedrollo Lise, D., Van Ende, A., De Munck, J., Umeda Suzuki, T.Y., Cardoso Vieira, L.C.,Van Meerbeek, B. (2017) Biomechanical behavior of endodontically treated premolars using different preparation designs and CAD/CAM materials. *J Dent*, 59, 54-61.
55. Gaintantzopoulou, M.D.,El-Damanhoury, H.M. (2016) Effect of Preparation Depth on the Marginal and Internal Adaptation of Computer-aided Design/Computer-assisted Manufacture Endocrowns. *Oper Dent*, 41 (6), 607-616.
56. Figini, L., Lodi, G., Gorni, F.,Gagliani, M. (2007) Single versus multiple visits for endodontic treatment of permanent teeth. *Cochrane Database Syst Rev* (4), Cd005296.
57. Driscoll, C.O., Dowker, S.E., Anderson, P., Wilson, R.M.,Gulabivala, K. (2002) Effects of sodium hypochlorite solution on root dentine composition. *J Mater Sci Mater Med*, 13 (2), 219-223.
58. Dalton, B.C., Orstavik, D., Phillips, C., Pettiette, M.,Trope, M. (1998) Bacterial reduction with nickel-titanium rotary instrumentation. *J Endod*, 24 (11), 763-767.

59. Black, G.V. (1895) An investigation into the physical characters of the human teeth in relation to their diseases and to practical dental operations, Together with the physical characters of filling materials. *Dental Cosmos*, 37, 353-421.
60. Stanford, J.W., Weigel, K.V., Paffenbarger, G.C., Sweeney, W.T. (1960) Compressive properties of hard tooth tissues and some restorative materials. *J Am Dent Assoc*, 60, 746-756.
61. Lewinstein, I., Grajower, R. (1981) Root dentin hardness of endodontically treated teeth. *J Endod*, 7 (9), 421-422.
62. Carter, J.M., Sorensen, S.E., Johnson, R.R., Teitelbaum, R.L., Levine, M.S. (1983) Punch shear testing of extracted vital and endodontically treated teeth. *Journal of Biomechanics*, 16 (10), 841-848.
63. Tidmarsh, B.G. Restoration of endodontically treated posterior teeth. *Journal of Endodontics*, 2 (12), 374-375.
64. Papa, J., Cain, C., Messer, H.H. (1994) Moisture content of vital vs endodontically treated teeth. *Endod Dent Traumatol*, 10 (2), 91-93.
65. Sedgley, C.M., Messer, H.H. (1992) Are endodontically treated teeth more brittle? *J Endod*, 18 (7), 332-335.
66. Panitvisai, P., Messer, H.H. (1995) Cuspal deflection in molars in relation to endodontic and restorative procedures. *J Endod*, 21 (2), 57-61.
67. Blaser, P.K., Lund, M.R., Cochran, M.A., Potter, R.H. (1983) Effect of designs of Class 2 preparations on resistance of teeth to fracture. *Oper Dent*, 8 (1), 6-10.
68. Grieznis, L., Apse, P., Blumfelds, L. (2010) Passive tactile sensibility of teeth and osseointegrated dental implants in the maxilla. *Stomatologija*, 12 (3), 80-86.
69. Ramirez-Sebastia, A., Bortolotto, T., Roig, M., Krejci, I. (2013) Composite vs ceramic computer-aided design/computer-assisted manufacturing crowns in endodontically treated teeth: analysis of marginal adaptation. *Oper Dent*, 38 (6), 663-673.
70. Bolla, M., Muller-Bolla, M., Borg, C., Lupi-Pegurier, L., Laplanche, O., Leforestier, E. (2007) Root canal posts for the restoration of root filled teeth. *Cochrane Database Syst Rev* (1), Cd004623.
71. Sequeira-Byron, P., Fedorowicz, Z., Carter, B., Nasser, M., Alrowaili, E.F. (2015) Single crowns versus conventional fillings for the restoration of root-filled teeth. *Cochrane Database Syst Rev* (9), Cd009109.
72. Eyuboglu, T.F., Olcay, K., Ozcan, M. (2017) A clinical study on single-visit root canal retreatments on consecutive 173 patients: frequency of periapical complications and clinical success rate. *Clin Oral Investig*, 21 (5), 1761-1768.

73. Seltzer, S., Bender, I.B.,Turkenkopf, S. (1963) FACTORS AFFECTING SUCCESSFUL REPAIR AFTER ROOT CANAL THERAPY. *J Am Dent Assoc*, 67, 651-662.
74. Apt, H., Dyrna, G., Nitzsche, W.,Volker, J. (1976) [Results and consequences of clinical-radiological follow-up studies of root canal treated teeth. 2. Dependence of the results on age, degree of root canal obturation and devitalizing drugs. Conclusions for the dental practice]. *Stomatol DDR*, 26 (11), 743-747.
75. Sjogren, U., Hagglund, B., Sundqvist, G.,Wing, K. (1990) Factors affecting the long-term results of endodontic treatment. *J Endod*, 16 (10), 498-504.
76. Basmadjian-Charles, C.L., Farge, P., Bourgeois, D.M.,Lebrun, T. (2002) Factors influencing the long-term results of endodontic treatment: a review of the literature. *Int Dent J*, 52 (2), 81-86.
77. Chan, C.P., Lin, C.P., Tseng, S.C.,Jeng, J.H. (1999) Vertical root fracture in endodontically versus nonendodontically treated teeth: a survey of 315 cases in Chinese patients. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 87 (4), 504-507.
78. Barbakow, F.H., Cleaton-Jones, P.,Friedman, D. (1980) An evaluation of 566 cases of root canal therapy in general dental practice 2. Postoperative observations. *Journal of Endodontics*, 6 (3), 485-489.
79. Tamse, A., Zilburg, I.,Halpern, J. (1998) Vertical root fractures in adjacent maxillary premolars: an endodontic-prosthetic perplexity. *Int Endod J*, 31 (2), 127-132.
80. Jotkowitz, A.,Samet, N. (2010) Rethinking ferrule--a new approach to an old dilemma. *Br Dent J*, 209 (1), 25-33.
81. Michael, C.G., Javid, N.S., Colaizzi, F.A.,Gibbs, C.H. (1990) Biting strength and chewing forces in complete denture wearers. *J Prosthet Dent*, 63 (5), 549-553.
82. Muliyar, S., Shameem, K.A., Thankachan, R.P., Francis, P.G., Jayapalan, C.S.,Hafiz, K.A. (2014) Microleakage in endodontics. *J Int Oral Health*, 6 (6), 99-104.
83. Sritharan, A. (2002) Discuss that the coronal seal is more important than the apical seal for endodontic success. *Aust Endod J*, 28 (3), 112-115.
84. Gillen, B.M., Looney, S.W., Gu, L.S., Loushine, B.A., Weller, R.N., Loushine, R.J. ve diğ erleri. (2011) Impact of the quality of coronal restoration versus the quality of root canal fillings on success of root canal treatment: a systematic review and meta-analysis. *J Endod*, 37 (7), 895-902.
85. Swanson, K.,Madison, S. (1987) An evaluation of coronal microleakage in endodontically treated teeth. Part I. Time periods. *J Endod*, 13 (2), 56-59.
86. Madison, S.,Wilcox, L.R. (1988) An evaluation of coronal microleakage in endodontically treated teeth. Part III. In vivo study. *J Endod*, 14 (9), 455-458.

87. Ray, H.A., Trope, M. (1995) Periapical status of endodontically treated teeth in relation to the technical quality of the root filling and the coronal restoration. *Int Endod J*, 28 (1), 12-18.
88. Heling, I., Gorfil, C., Slutzky, H., Kopolovic, K., Zalkind, M., Slutzky-Goldberg, I. (2002) Endodontic failure caused by inadequate restorative procedures: review and treatment recommendations. *J Prosthet Dent*, 87 (6), 674-678.
89. Sarkis-Onofre, R., Fergusson, D., Cenci, M.S., Moher, D., Pereira-Cenci, T. (2017) Performance of Post-retained Single Crowns: A Systematic Review of Related Risk Factors. *J Endod*, 43 (2), 175-183.
90. Strand, G.V., Tveit, A.B., Gjerdet, N.R., Eide, G.E. (1995) Marginal ridge strength of teeth with tunnel preparations. *Int Dent J*, 45 (2), 117-123.
91. ElAyouti, A., Serry, M.I., Geis-Gerstorfer, J., Lost, C. (2011) Influence of cusp coverage on the fracture resistance of premolars with endodontic access cavities. *Int Endod J*, 44 (6), 543-549.
92. 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.
93. Scotti, N., Rota, R., Scansetti, M., Paolino, D.S., Chiandussi, G., Pasqualini, D. ve diğerleri. (2013) Influence of adhesive techniques on fracture resistance of endodontically treated premolars with various residual wall thicknesses. *J Prosthet Dent*, 110 (5), 376-382.
94. Brown, L. (1993). New shorter Oxford English dictionary on historical principles: Clarendon.
95. Zhang, Y.Y., Peng, M.D., Wang, Y.N., Li, Q. (2015) The effects of ferrule configuration on the anti-fracture ability of fiber post-restored teeth. *J Dent*, 43 (1), 117-125.
96. Stankiewicz, N.R., Wilson, P.R. (2002) The ferrule effect: a literature review. *Int Endod J*, 35 (7), 575-581.
97. Juloski, J., Radovic, I., Goracci, C., Vulicevic, Z.R., Ferrari, M. (2012) Ferrule effect: a literature review. *J Endod*, 38 (1), 11-19.
98. al-Hazaimeh, N., Gutteridge, D.L. (2001) An in vitro study into the effect of the ferrule preparation on the fracture resistance of crowned teeth incorporating prefabricated post and composite core restorations. *Int Endod J*, 34 (1), 40-46.
99. 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.
100. 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.

101. Zhi-Yue, L., Yu-Xing, Z. (2003) Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. *J Prosthet Dent*, 89 (4), 368-373.
102. Pereira, J.R., de Ornelas, F., Conti, P.C., do Valle, A.L. (2006) Effect of a crown ferrule on the fracture resistance of endodontically treated teeth restored with prefabricated posts. *J Prosthet Dent*, 95 (1), 50-54.
103. Al-Wahadni, A., Gutteridge, D.L. (2002) An in vitro investigation into the effects of retained coronal dentine on the strength of a tooth restored with a cemented post and partial core restoration. *Int Endod J*, 35 (11), 913-918.
104. of Prosthodontics, A.B., of Prosthodontists, A.C., Society, A.E., Society, A.P., Society, A.P., Conference, C.O.B.P. ve diğerleri. (1999) The Glossary of Prosthodontic Terms Seventh Edition (GPT-7). *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81 (1), 48-110.
105. DeLong, R., Douglas, W.H. (1983) Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *J Dent Res*, 62 (1), 32-36.
106. Trabert, K.C., Cooney, J.P. (1984) The endodontically treated tooth. Restorative concepts and techniques. *Dent Clin North Am*, 28 (4), 923-951.
107. Morgano, S.M., Brackett, S.E. (1999) Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. *J Prosthet Dent*, 82 (6), 643-657.
108. Smith, C.T., Schuman, N. (1998) Prefabricated post-and-core systems: an overview. *Compend Contin Educ Dent*, 19 (10), 1013-1018, 1020; quiz 1022.
109. Qualtrough, A.J., Mannocci, F. (2003) Tooth-colored post systems: a review. *Oper Dent*, 28 (1), 86-91.
110. Alaçam, T., Nalbant, L., Alaçam, A. (1998) İleri restorasyon teknikleri. *Ankara: Polat Yayınları* (s 66).
111. Keyf, F. (1992) Aşırı Madde Kaybına Uğramış Dişlerin Protetik Onarımı: Post-core sistemlerinin retantif özellikleri. *Gazi Üniversitesi Dişhekimliği Dergisi*, 9 (1), 209-221.
112. Duret, B., Reynaud, M., Duret, F. (1990) [New concept of coronoradicular reconstruction: the Composipost (1)]. *Chir Dent Fr*, 60 (540), 131-141 contd.
113. Pissis, P. (1995) Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, 7 (5), 83-94.
114. Çuhadaroğlu, M.İ. (1983). Kron Köprü Protezi (6 bs.).
115. Shillingburg, H.T., Sather, D.A., Wilson, E.L., Cain, J., Mitchell, D., Blanco, L. ve diğerleri. (2012). *Fundamentals of fixed prosthodontics: Quintessence Publishing Company.*

116. Torbjorner, A.,Fransson, B. (2004) A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *Int J Prosthodont*, 17 (3), 369-376.
117. Assif, D.,Gorfil, C. (1994) Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*, 71 (6), 565-567.
118. Christensen, G.J. (1998) Posts and cores: state of the art. *J Am Dent Assoc*, 129 (1), 96-97.
119. Kantor, M.E.,Pines, M.S. (1977) A comparative study of restorative techniques for pulpless teeth. *J Prosthet Dent*, 38 (4), 405-412.
120. 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.
121. Sokol, D.J. (1984) Effective use of current core and post concepts. *J Prosthet Dent*, 52 (2), 231-234.
122. Sirimai, S., Riis, D.N.,Morgano, S.M. (1999) An in vitro study of the fracture resistance and the incidence ofvertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-coresystems. *J Prosthet Dent*, 81 (3), 262-269.
123. Al-Omiri, M.K., Rayyan, M.R.,Abu-Hammad, O. (2011) Stress analysis of endodontically treated teeth restored with post-retained crowns: A finite element analysis study. *J Am Dent Assoc*, 142 (3), 289-300.
124. 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.
125. Fokkinga, W.A., Le Bell, A.M., Kreulen, C.M., Lassila, L.V., Vallittu, P.K.,Creugers, N.H. (2005) Ex vivo fracture resistance of direct resin composite complete crowns with and without posts on maxillary premolars. *Int Endod J*, 38 (4), 230-237.
126. Rosen, H. (1961) Operative procedures on mutilated endodontically treated teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 11 (5), 973-986.
127. Silverstein, W.H. (1964) The reinforcement of weakened pulpless teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 14 (2), 372-381.
128. Baraban, D.J. (1967) The restoration of pulpless teeth. *Dental Clinics of North America*, 633.
129. Bartlett, S.O. (1968) Construction of detached core crowns for pulpless teeth in only two sittings. *The Journal of the American Dental Association*, 77 (4), 843-845.
130. Stern, N.,Hirshfeld, Z. (1973) Principles of preparing endodontically treated teeth for dowel and core restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 30 (2), 162-165.
131. Kvist, T., Rydin, E.,Reit, C. (1989) The relative frequency of periapical lesions in teethwith root canal-retained posts. *Journal of endodontics*, 15 (12), 578-580.

132. Buttel, L., Krastl, G., Lorch, H., Naumann, M., Zitzmann, N.U., Weiger, R. (2009) Influence of post fit and post length on fracture resistance. *Int Endod J*, 42 (1), 47-53.
133. Hunter, A.J., Feiglin, B., Williams, J.F. (1989) Effects of post placement on endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*, 62 (2), 166-172.
134. Giovani, A.R., Vansan, L.P., de Sousa Neto, M.D., Paulino, S.M. (2009) In vitro fracture resistance of glass-fiber and cast metal posts with different lengths. *J Prosthet Dent*, 101 (3), 183-188.
135. Cecchin, D., Farina, A.P., Guerreiro, C.A., Carlini-Junior, B. (2010) Fracture resistance of roots prosthetically restored with intra-radicular posts of different lengths. *J Oral Rehabil*, 37 (2), 116-122.
136. Tjan, A.H., Whang, S.B. (1985) Resistance to root fracture of dowel channels with various thicknesses of buccal dentin walls. *J Prosthet Dent*, 53 (4), 496-500.
137. de Castro Albuquerque, R., Polleto, L.T., Fontana, R.H., Cimini, C.A. (2003) Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts. *J Oral Rehabil*, 30 (9), 936-943.
138. Sorensen, J.A., Martinoff, J.T. (1984) Intracoronal reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*, 51 (6), 780-784.
139. Mou, Y.B., Chen, Y.M., Smales, R.J., Yip, K.H. (2009) Optimum post and tooth root diameters for a cast post-core system. *Am J Dent*, 22 (5), 311-314.
140. Sorensen, J.A., Engelman, M.J. (1990) Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*, 64 (4), 419-424.
141. Reinhardt, R.A., Krejci, R.F., Pao, Y.C., Stannard, J.G. (1983) Dentin stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. *J Dent Res*, 62 (9), 1002-1008.
142. Davy, D.T., Dilley, G.L., Krejci, R.F. (1981) Determination of stress patterns in root-filled teeth incorporating various dowel designs. *J Dent Res*, 60 (7), 1301-1310.
143. Mentink, A.G., Creugers, N.H., Hoppenbrouwers, P.M., Meeuwissen, R. (1998) Qualitative assessment of stress distribution during insertion of endodontic posts in photoelastic material. *J Dent*, 26 (2), 125-131.
144. Standlee, J.P., Caputo, A.A., Holcomb, J.P. (1982) The Dentatus screw: comparative stress analysis with other endodontic dowel designs. *J Oral Rehabil*, 9 (1), 23-33.
145. 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.
146. 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.

147. Schneider, R.L. (1994) A one-appointment procedure for cast post and core restorations. *J Prosthet Dent*, 71 (4), 420-422.
148. Smith, C.T., Schuman, N.J., Wasson, W. (1998) Biomechanical criteria for evaluating prefabricated post-and-core systems: a guide for the restorative dentist. *Quintessence Int*, 29 (5), 305-312.
149. Hochman, N., Zalkind, M. (1999) New all-ceramic indirect post-and-core system. *J Prosthet Dent*, 81 (5), 625-629.
150. Raiden, G., Costa, L., Koss, S., Hernandez, J.L., Acenolaza, V. (1999) Residual thickness of root in first maxillary premolars with post space preparation. *J Endod*, 25 (7), 502-505.
151. Bearden, L.J., Cooke, F.W. (1980) Growth inhibition of cultured fibroblasts by cobalt and nickel. *J Biomed Mater Res*, 14 (3), 289-309.
152. Goto, Y., Nicholls, J.I., Phillips, K.M., Junge, T. (2005) Fatigue resistance of endodontically treated teeth restored with three dowel-and-core systems. *J Prosthet Dent*, 93 (1), 45-50.
153. Dean, J.P., Jeansonne, B.G., Sarkar, N. (1998) In vitro evaluation of a carbon fiber post. *J Endod*, 24 (12), 807-810.
154. Malferrari, S., Monaco, C., Scotti, R. (2003) Clinical evaluation of teeth restored with quartz fiber-reinforced epoxy resin posts. *Int J Prosthodont*, 16 (1), 39-44.
155. 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.
156. Mannocci, F., Sherriff, M., Watson, T.F. (2001) Three-point bending test of fiber posts. *J Endod*, 27 (12), 758-761.
157. Purton, D.G., Payne, J.A. (1996) Comparison of carbon fiber and stainless steel root canal posts. *Quintessence Int*, 27 (2), 93-97.
158. Dikbas, I., Tanalp, J., Ozel, E., Koksall, T., Ersoy, M. (2007) Evaluation of the effect of different ferrule designs on the fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors incorporating fiber posts, composite cores and crown restorations. *J Contemp Dent Pract*, 8 (7), 62-69.
159. 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.
160. Berrong, J.M., Weed, R.M., Young, J.M. (1990) Fracture resistance of Kevlar-reinforced poly(methyl methacrylate) resin: a preliminary study. *Int J Prosthodont*, 3 (4), 391-395.
161. Kocacıklı, M. (2002). Üç farklı post sisteminin (Felxi-post, cosmopost, FRC Postec) ağız içinde oluşabilecek kuvvetlere karşı dayancının in vitro olarak değerlendirilmesi., Gazi Ü Diş Hek Fak Doktora tezi.

162. Akkayan, B., Gulmez, T. (2002) Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent*, 87 (4), 431-437.
163. 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.
164. Xible, A.A., de Jesus Tavares, R.R., de Araujo Cdos, R., Conti, P.C., Bonachella, W.C. (2006) Effect of cyclic loading on fracture strength of endodontically treated teeth restored with conventional and esthetic posts. *J Appl Oral Sci*, 14 (4), 297-303.
165. Saupe, W.A., Gluskin, A.H., Radke, R.A., Jr. (1996) A comparative study of fracture resistance between morphologic dowel and cores and a resin-reinforced dowel system in the intraradicular restoration of structurally compromised roots. *Quintessence Int*, 27 (7), 483-491.
166. Sherfudhin, H., Hobeich, J., Carvalho, C.A., Aboushelib, M.N., Sadig, W., Salameh, Z. (2011) Effect of different ferrule designs on the fracture resistance and failure pattern of endodontically treated teeth restored with fiber posts and all-ceramic crowns. *J Appl Oral Sci*, 19 (1), 28-33.
167. Schiavetti, R., Sannino, G. (2012) In vitro evaluation of ferrule effect and depth of post insertion on fracture resistance of fiber posts. *Comput Math Methods Med*, 2012, 816481.
168. Mancebo, J.C., Jimenez-Castellanos, E., Canadas, D. (2010) Effect of tooth type and ferrule on the survival of pulpless teeth restored with fiber posts: a 3-year clinical study. *Am J Dent*, 23 (6), 351-356.
169. Piconi, C., Maccauro, G. (1999) Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20 (1), 1-25.
170. 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.
171. 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.
172. Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S.P., Swain, M.V. (2004) Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater*, 20 (5), 449-456.
173. Uludamar, A. (2011) Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. *Cumhuriyet Dişhekimliği Dergisi*, 4 (2), 140-153.
174. Kern, M., Wegner, S.M. (1998) Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater*, 14 (1), 64-71.

175. Kakehashi, Y., Luthy, H., Naef, R., Wohlwend, A., Scharer, P. (1998) A new all-ceramic post and core system: clinical, technical, and in vitro results. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 18 (6), 586-593.
176. 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.
177. Awad, M.A., Marghalani, T.Y. (2007) Fabrication of a custom-made ceramic post and core using CAD-CAM technology. *J Prosthet Dent*, 98 (2), 161-162.
178. Akgungor, G., Sen, D., Aydin, M. (2008) Influence of different surface treatments on the short-term bond strength and durability between a zirconia post and a composite resin core material. *J Prosthet Dent*, 99 (5), 388-399.
179. 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.
180. 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.
181. Ozcan, N., Sahin, E. (2013) In vitro evaluation of the fracture strength of all-ceramic core materials on zirconium posts. *Eur J Dent*, 7 (4), 455-460.
182. Bateli, M., Kern, M., Wolkewitz, M., Strub, J.R., Att, W. (2014) A retrospective evaluation of teeth restored with zirconia ceramic posts: 10-year results. *Clin Oral Investig*, 18 (4), 1181-1187.
183. Petercsak, A., Radics, T., Hegedus, C. (2014) [Advantages and disadvantages of applying yttrium stabilized zirconium-dioxide post and core restorations]. *Fogorv Sz*, 107 (1), 9-13.
184. 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.
185. Bindl, A., Mormann, W.H. (1999) Clinical evaluation of adhesively placed Cerec endo-crowns after 2 years--preliminary results. *J Adhes Dent*, 1 (3), 255-265.
186. El-Damanhoury, H.M., Haj-Ali, R.N., Platt, J.A. (2015) Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks. *Oper Dent*, 40 (2), 201-210.
187. Sedrez-Porto, J.A., Rosa, W.L., da Silva, A.F., Munchow, E.A., Pereira-Cenci, T. (2016) Endocrown restorations: A systematic review and meta-analysis. *J Dent*, 52, 8-14.
188. Bankoglu Gungor, M., Turhan Bal, B., Yilmaz, H., Aydin, C., Karakoca Nemli, S. (2017) Fracture strength of CAD/CAM fabricated lithium disilicate and resin nano ceramic restorations used for endodontically treated teeth. *Dent Mater J*, 36 (2), 135-141.

189. 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 lithia disilicate-based all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 100 (4), 264-273.
190. Chang, C.-Y., Kuo, J.-S., Lin, Y.-S.,Chang, Y.-H. (2009) Fracture resistance and failure modes of CEREC endo-crowns and conventional post and core-supported CEREC crowns. *Journal of Dental Sciences*, 4 (3), 110-117.
191. Lin, C.L., Chang, Y.H., Chang, C.Y., Pai, C.A.,Huang, S.F. (2010) Finite element and Weibull analyses to estimate failure risks in the ceramic endocrown and classical crown for endodontically treated maxillary premolar. *Eur J Oral Sci*, 118 (1), 87-93.
192. Guo, J., Wang, Z., Li, X., Sun, C., Gao, E.,Li, H. (2016) A comparison of the fracture resistances of endodontically treated mandibular premolars restored with endocrowns and glass fiber post-core retained conventional crowns. *J Adv Prosthodont*, 8 (6), 489-493.
193. Ramirez-Sebastia, A., Bortolotto, T., Cattani-Lorente, M., Giner, L., Roig, M.,Krejci, I. (2014) Adhesive restoration of anterior endodontically treated teeth: influence of post length on fracture strength. *Clin Oral Investig*, 18 (2), 545-554.
194. Magne, P., Carvalho, A.O., Bruzi, G., Anderson, R.E., Maia, H.P.,Giannini, M. (2014) Influence of no-ferrule and no-post buildup design on the fatigue resistance of endodontically treated molars restored with resin nanoceramic CAD/CAM crowns. *Oper Dent*, 39 (6), 595-602.
195. Aktas, G., Yerlikaya, H.,Akca, K. (2016) Mechanical Failure of Endocrowns Manufactured with Different Ceramic Materials: An In Vitro Biomechanical Study. *J Prosthodont*.
196. Griggs, J.A. (2007) Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am*, 51 (3), 713-727, viii.
197. Guess, P.C., Schultheis, S., Bonfante, E.A., Coelho, P.G., Ferencz, J.L.,Silva, N.R. (2011) All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am*, 55 (2), 333-352, ix.
198. Giordano, R. (2006) Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc*, 137 Suppl, 14s-21s.
199. Sannino, G., Germano, F., Arcuri, L., Bigelli, E., Arcuri, C.,Barlattani, A. (2014) CEREC CAD/CAM Chairside System. *Oral Implantol (Rome)*, 7 (3), 57-70.
200. Holand, W., Rheinberger, V., Apel, E., van 't Hoen, C., Holand, M., Dommann, A. ve diğ erleri. (2006) Clinical applications of glass-ceramics in dentistry. *J Mater Sci Mater Med*, 17 (11), 1037-1042.
201. Fasbinder, D.J. (2010) Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 31 (9), 702-704, 706, 708-709.
202. Anusavice, K.J. (2003) Informatics systems to assess and apply clinical research on dental restorative materials. *Adv Dent Res*, 17, 43-48.

203. Tan, P.L., Dunne, J.T., Jr. (2004) An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 91 (3), 215-218.
204. Miyazaki, T., Nakamura, T., Matsumura, H., Ban, S., Kobayashi, T. (2013) Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res*, 57 (4), 236-261.
205. Kwon, T.K., Pak, H.S., Yang, J.H., Han, J.S., Lee, J.B., Kim, S.H. ve diğerleri. (2013) Comparative fracture strength analysis of Lava and Digident CAD/CAM zirconia ceramic crowns. *J Adv Prosthodont*, 5 (2), 92-97.
206. 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.
207. Tsalouchou, E., Cattell, M.J., Knowles, J.C., Pittayachawan, P., McDonald, A. (2008) Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. *Dent Mater*, 24 (3), 308-318.
208. McLaren, E.A., Giordano, R.A. (2005) Zirconia-based ceramics: material properties, esthetics, and layering techniques of a new veneering porcelain, VM9. *Quintessence Dent Technol*, 28, 99-111.
209. Sola-Ruiz, M.F., Agustin-Panadero, R., Fons-Font, A., Labaig-Rueda, C. (2015) A prospective evaluation of zirconia anterior partial fixed dental prostheses: Clinical results after seven years. *J Prosthet Dent*, 113 (6), 578-584.
210. Raigrodski, A.J. (2004) Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 92 (6), 557-562.
211. Dirxen, C., Blunck, U., Preissner, S. (2013) Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J*, 7, 118-122.
212. Awada, A., Nathanson, D. (2015) Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*, 114 (4), 587-593.
213. Gracis, S., Thompson, V.P., Ferencz, J.L., Silva, N.R., Bonfante, E.A. (2015) A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*, 28 (3), 227-235.
214. Magne, P., Schlichting, L.H., Maia, H.P., Baratieri, L.N. (2010) In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent*, 104 (3), 149-157.
215. Koller, M., Arnetzl, G.V., Holly, L., Arnetzl, G. (2012) Lava ultimate resin nano ceramic for CAD/ CAM: customization case study. *Int J Comput Dent*, 15 (2), 159-164.
216. Mormann, W.H., Stawarczyk, B., Ender, A., Sener, B., Attin, T., Mehl, A. (2013) Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater*, 20, 113-125.

8. EKLER

Ek 1. Etik Kurul



T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : 16969557 - 488

Konu : ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

Toplantı Tarihi : 29 MART 2017 ÇARŞAMBA
Toplantı No : 2017/08
Proje No : GO 17/223 (Değerlendirme Tarihi: 14.03.2017)
Karar No : GO 17/223- 28

Üniversitemiz Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerinden Prof. Dr. Nur HERSEK ' in sorumlu araştırmacı olduğu ve Dt. İrem AKSU' nun doktora tezi olan, GO 17/223 kayıt numaralı, "*Ferrule Varlığının; Endokronların ve Estetik Post-Kor Sistemlerinin Kırılma Dayanıklılığına Etkisinin, İn Vitro Olarak Karşılaştırılması*" başlıklı proje önerisi araştırmacının gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup, etik açıdan uygun bulunmuştur.

- | | | |
|---|--------|--|
| 1. Prof. Dr. Nurten AKARSU (Başkan) | İZİNLİ | 10 Prof. Dr. Oya Nuran EMİROĞLU (Üye) |
| 2. Prof. Dr. Sevda F. MÜFTÜOĞLU (Üye) | | 11 Yrd. Doç. Dr. Özay GÖKÖZ (Üye) |
| 3. Prof. Dr. M. Yıldırım SAĞLAM (Üye) | | 12. Doç. Dr. Gözde GİRGİN (Üye) |
| 4. Prof. Dr. Necdet SAĞLAM (Üye) | | 13. Doç. Dr. Fatma Visal OKUR (Üye) |
| 5. Prof. Dr. Hatice Doğan BUZOĞLU (Üye) | | 14. Yrd. Doç. Dr. Can Ebru KURT (Üye) |
| 6. Prof. Dr. R. Köksal ÖZGÜL (Üye) | İZİNLİ | 15. Yrd. Doç. Dr. H. Hüsrev TURNAGÖL (Üye) |
| 7. Prof. Dr. Ayşe Lale DOĞAN (Üye) | | 16. Öğr. Gör. Dr. Müge DEMİR (Üye) |
| 8. Prof. Dr. Elmas Ebru YALÇIN (Üye) | | 17. Öğr. Gör. Meltem ŞENGELEN (Üye) |
| 9. Prof. Dr. Mintaze Kerem GÜNEL (Üye) | | 18. Av. Meltem ONURLU (Üye) |

9. ÖZGEÇMİŞ

1. Bireysel Bilgiler

Adı Soyadı: İrem Aksu

Doğum Yeri ve Tarihi: ÇORUM ve 12.07.1989

Uyruğu: Türkiye Cumhuriyeti

2. Eğitim (tarih sırasına göre yeniden-eskiye doğru)

Hacettepe Üniversitesi: Sağlık Bilimleri Enstitüsü/Diş Hekimliği Fakóltesi /
Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı / 2013-2017

Yeditepe Üniversitesi: Diş Hekimliği Bölümü / 2008-2013