

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**ULTRASONİK VE TÜP TEKNİĞİ İLE KÖK KANALI İÇİNDE
KIRILMIŞ ENDODONTİK NİTİ EĞELERİN
ÇIKARILMASINDAN SONRA FARKLI TEKNİKLERLE
RESTORE EDİLMESİNİN KÖK KIRIĞI DİRENCİNE
ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

BÜŞRA AVUÇALMAZ

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI

Dr. Öğr. Üyesi DURMUŞ ALPEREN BOZKURT

KONYA 2021

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**ULTRASONİK VE TÜP TEKNİĞİ İLE KÖK KANALI İÇİNDE
KIRILMIŞ ENDODONTİK NİTİ EĞELERİN
ÇIKARILMASINDAN SONRA FARKLI TEKNİKLERLE
RESTORE EDİLMESİNİN KÖK KIRIĞI DİRENCİNE
ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

BÜŞRA AVUÇALMAZ

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI

Dr. Öğr. Üyesi DURMUŞ ALPEREN BOZKURT

Bu araştırma Necmettin Erbakan Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Projeleri
Koordinatörlüğü tarafından 201924010 proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA 2021

TEZ ONAY SAYFASI

Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı Uzmanlık Öğrencisi **BÜŞRA AVUÇALMAZ**'ın “**Ultrasonik ve Tüp Tekniği ile Kök Kanalı İçinde Kırılmış Endodontik NiTi Eğelerin Çıkarılmasından Sonra Farklı Tekniklerle Restore Edilmesinin Kök Kırığı Direncine Etkisinin İncelenmesi**” başlıklı tezi tarafımızdan incelenmiş; amaç, kapsam ve kalite yönünden Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Konya, TÜRKİYE / /

Tez Danışmanı

Dr. Öğr. Üyesi Durmuş ALPEREN BOZKURT

Necmettin Erbakan Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Üyesi

Prof. Dr. Hale ARI AYDINBELGE

Selçuk Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Üyesi

Doç Dr. Melek AKMAN

Necmettin Erbakan Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Yukarıdaki tez, Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulunun / / tarih ve / sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR

Necmettin Erbakan Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

APPROVAL

We certify that we have read this dissertation entitled “**Investigation of the Effect of Restoring With Different Techniques on Root Fracture Resistance After Removing Endodontic NiTi Files Broken in the Root Canal by Ultrasonic and Tube Technique**” by “**BÜŞRA AVUÇALMAZ**” that in our opinion it is fully adequate, in scope and quality, as dissertation for the degree of **Specialization Thesis** in the Department of “**Endodontics**”, Faculty of Dentistry, University of Necmettin Erbakan.

Konya, TURKEY / /

Principal Advisor
Assistant Prof. Alperen BOZKURT
Necmettin Erbakan University
Faculty of Dentistry

Examination Committee Member
Prof. Dr. Hale ARI AYDINBELGE

Selcuk University
Faculty of Dentistry

Examination Committee Member
Assoc. Prof. Dr. Melek AKMAN

Necmettin Erbakan University
Faculty of Dentistry

This thesis has approved by the decision of Necmettin Erbakan University
Faculty of Dentistry Administrative Board dates / / and numbered /

Dean
Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR
Necmettin Erbakan University
Faculty of Dentistry

Signature

TEZ BEYAN SAYFASI

Bu tezin tamamının kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına kadar hiçbir aşamasında etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarımı ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Tarih

Büşra AVUÇALMAZ

İmza



BENZERLİK RAPORU

ULTRASONİK VE TÜP TEKNİĞİ İLE KÖK KANALI İÇİNDE KIRILMIŞ
ENDODONTİK NİTİ EĞELERİN ÇIKARILMASINDAN SONRA
FARKLI TEKNİKLERLE RESTORE EDİLMESİNİN KÖK KIRIĞI
DİRENCİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ

ORJİNALLİK RAPORU

% **12** EM BENZERLİK ENDEKSİ
% **6** İNTERNET KAYNAKLARI
% **10** YAYINLAR
% **4** ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİBNCİL KAYNAKLAR

1	"Management of Fractured Endodontic Instruments", Springer Science and Business Media LLC, 2018 Yayın	%4
2	www.slideshare.net İnternet Kaynağı	%3
3	Submitted to University College London Öğrenci Ödevi	%2
4	www.nature.com İnternet Kaynağı	%1
5	Submitted to Mansoura University Öğrenci Ödevi	<%1
6	coek.info İnternet Kaynağı	<%1
7	www.eventscribe.com İnternet Kaynağı	<%1

TEŞEKKÜR

Çalışmamda bana yol gösteren, destek ve emeklerini esirgemeyen, beni yüreklendiren öğrencisi olmaktan her zaman gurur duyacağım değerli tez danışman hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi Durmuş Alperen BOZKURT'a

Eğitim hayatım boyunca tecrübelerini benimle paylaşan, Sayın hocalarım Doç. Dr. Melek AKMAN, Doç. Dr. Makbule Bilge AKBULUT, Dr. Öğr. Üyesi Şeref Nur MUTLU, Doç. Dr. Arslan TERLEMEZ'e

Eğitim hayatımız boyunca her anımızı birlikte geçirdiğimiz, sevgili Zeynep ŞEN, Makbule KIZILCAKAYA, Fulya DEMİR ve tüm asistan arkadaşlarıma,

Bölüm sekreterlerimiz ve çalışanlarımıza,

Hiç karşılık beklemeden maddi ve manevi desteklerini her zaman yanımda hissettiğim, evlatları olmaktan onur duyduğum aileme ve tez çalışmamda emeği geçen herkese sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAY SAYFASI.....	ii
APPROVAL.....	iii
TEZ BEYAN SAYFASI.....	iv
BENZERLİK RAPORU	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER.....	vii
KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ	x
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	xi
TABLolar LİSTESİ.....	xiv
ÖZET.....	xv
ABSTRACT	xvi
1.GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Kök Kanallarının Mekanik Preparasyonunda Kullanılan Aletlerin Tarihsel	3
Gelişimi	3
2.1.1. Birinci Nesil Eğeler.....	3
2.1.2. İkinci Nesil Eğeler.....	4
2.1.3. Üçüncü Nesil Eğeler.....	4
2.1.4. Dördüncü Nesil Eğeler	4
2.1.5. Beşinci Nesil Eğeler	5
2.2. Kök Kanalında NiTi Eğenin Kırılması.....	5
2.2.1. Kırılma Şekli.....	7
2.2.1.1. Torsiyonel Kırılma	7
2.2.1.2. Döngüsel Kırılma	7
2.3. Kanal İçi Alet Kırılmasına Katkısı Olan Faktörler	8
2.3.1. Operatör Becerisi / Deneyimi	8
2.3.2. Enstrümantasyon Tekniğinin Önemi.....	8
2.3.3. Eğe Kullanım Dinamikleri.....	8
2.3.3.1. Tork	8
2.3.3.2. Dönme Hızı.....	9
2.3.3.3. Elektrikli ve Havalı Piyasemen Kullanılması	9
2.3.4. Kanal Geometrisi ve Diş Tipi	9

2.3.5. Temizlik ve Sterilizasyon	10
2.3.6. Eĝenin Kullanım Sayısı	11
2.3.7. Eĝe Tasarımı	12
2.3.7.1. Döner NiTi Eĝe Markaları	13
2.3.7.2. Eĝe Boyutu	13
2.3.8. Üretim Süreci	13
2.3.8.1. Alaşım Yüzeyinin veya Mikro Yapısının Deĝiştirilmesi	14
2.3.8.1.1. Elektro-Parlatma	14
2.3.8.1.2. İyon İmplantasyonu	14
2.3.8.1.3. Eĝenin Bükülerek Hazırlanması	15
2.3.8.1.4. İşlenmiş Eĝelerde Gelişmeler	15
2.4. Kanal İçi Alet Kırıkları İçin Töropatik Seçenekler	16
2.4.1. Kırık Eĝenin Çıkarılmasını Etkileyen Faktörler	16
2.4.1.1. Dış Faktörü	16
2.4.1.2. Kırık Eĝe Faktörü Tip, Tasarım ve Uzunluk	17
2.4.1.3. Operatör Faktörü	17
2.4.1.4. Hasta Faktörü	18
2.4.2. Kırık Eĝe Çıkarmak İçin Kullanılan Teknikler	18
2.4.2.1. Kimyasal Çözücüler	18
2.4.2.2. Mini Forseps	18
2.4.2.3. Tirnerf ve Pamuk	19
2.4.2.4. Tel Döngü	19
2.4.2.5. Hipodermik Cerrahi İğne	19
2.4.2.6. Örgü Tekniği	19
2.4.2.7. Masserann Tekniği	20
2.4.2.8. Ekstraktörler	20
2.4.2.9. Kanal Finder Sistemi	23
2.4.2.10. Ultrasonik Teknik	24
2.4.2.11. File Removal Sistemi	30
2.4.2.12. Wire Loop Tekniği	31
2.4.2.13. Yumuşatılmış Gutta-Perka Tekniği	32
2.4.2.14. Parçanın Elektrokimyasal Yolla Çözünmesi	33
2.4.2.15. Multisonik Ultracleaning Sistemi	33
2.4.2.16. Lazer Destekli Kırık Eĝe Çıkarma	34

2.5. Kırık Eğe Çıkarılmasıyla İlişkili Komplikasyonlar	34
2.6. Aşırı Harabiyet Görmüş Endodontik Tedavili Dişlerin Protetik Restorasyonu ..	35
2.6.1. Post-Kor Restorasyonları.....	35
2.6.2. Endokron Restorasyonlar	36
2.6.3. Kron Restorasyonları.....	37
3. GEREÇ VE YÖNTEM	39
3.1. Çalışmada Kullanılacak Dişlerin Seçilmesi	40
3.2. Kök Kanallarının Şekillendirilmesi	40
3.3. Protaper F2 Eğelerin Kök Kanalı İçerisinde Kırılması	41
3.4. Kırık Eğelerin Kök Kanalıdan Çıkarılması	42
3.4.1. Kırık Eğelerin Ultrasonik Yöntem ile Çıkarılması	42
3.4.2. Kırık Eğelerin Mikro-Retrieve&Repair Sistemi Kullanılarak Çıkarılması.....	44
3.5. Kök Kanalının Doldurulması.....	46
3.6. Dişlerin Restore Edilmesi.....	47
3.6.1. Prefabrik Cam Fiber Post+ Zirkonyum Kron	48
3.6.2. Polietilen Örgü Fiber Post+ Zirkonyum Kron	48
3.6.3. Zirkonyum Endokron	50
3.7. CAD/CAM Sistemi ile Restorasyonların Hazırlanması.....	52
3.8. Restorasyonların Simantasyonu.....	54
3.8.1. Dişlerin Hazırlanması.....	54
3.8.2. Zirkonyum Restorasyon Yüzeylerin Hazırlanması.....	54
3.8.3. Zirkonyum Restorasyonların Simantasyonu.....	54
3.9. Kırılma Testi İçin Hazırlık	55
3.10. Kırılma Dayanıklılığı Testi.....	55
3.11. Verilerin Analizi	56
4. BULGULAR.....	57
4.1. Ultrasonik ve MR&R Sisteminin Çıkarma Sürelerinin Karşılaştırılması	57
4.2. Ultrasonik ve MR&R Sisteminin Dişlerden Kaldırdığı Dentin Miktarı Farkı	57
4.3. Kırık Eğe Çıkarma ve Üst Restorasyonların Kırılma Dayanımı	58
5. TARTIŞMA.....	61
6. SONUÇLAR.....	72
7. KAYNAKÇA.....	73

KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

%	: Yüzde
°	: Derece
CAD/CAM	: Bilgisayar Destekli Tasarım / Bilgisayar Destekli Üretim
Dk	: Dakika
EDTA	: Etilen Diamin Tetra-Asetikasit
G	: Gauge
Gr	: Gram
H-tipi	: Hedstrom
ISO	: International Organization for Standardization
LED	: Light Emitting Diode
Mr&R	: Micro-Retrieve & Repair
NaOCl	: Sodyum Hipoklorit
Nd: YAG	: Neodymium-doped yttrium alüminyum garnet
NiTi	: Nikel-Titanyum
Rpm	: Dakikada Dönüş Hızı
Sn	: Saniye
SP	: Çıkarma Platformu
SS	: Paslanmaz Çelik
TF	: Twisted File

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. a.Micro-Retrieve & Repair Sistem'i beş trefan frez boyutu (Superline NIC Dental, Shenzhen, Çin), b. Büyütme (×5).....	22
Şekil 2.2. Mr&R Sisteminin yan oval pencereleli iğne kanülü (Superline NIC Dental, Shenzhen, Çin).....	22
Şekil 2.3. Kırık eğe parçasının MR&R kitiyle çıkarılmasının şematik gösterimi.....	23
Şekil 2.4. Kanal Finder Sistemi.....	24
Şekil 2.5. Ultrasonik Ünite (DTE D600, Guilin, Çin).....	25
Şekil 2.6. ProUltra Endo Uçları (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, Oklahoma). 1–5 Ultrasonik Endo Uçlar, onları sertleştirmek ve klinik performansı artırmak için zirkonyum nitrür kaplıdır. Bu uçlar, aletlerin yan tarafları boyunca dentin ve restoratif materyallerin çıkarılması için tasarlanmıştır. ProUltra Endo 6-8, titanyum alaşımli yapıları nedeniyle daha fazla mukavemete sahiptir ve uzunlukları daha fazladır aynı zamanda daha küçük çapları nedeniyle kök kanalının tüm uzunluğu için kullanılabilir.	26
Şekil 2.7. Modifiye Gates Glidden frezlerin hazırlanması.....	27
Şekil 2.8. Kırık ultrasonik uçlar. a. Parçanın ucunda RT3 EMS kırığı, b. Sapında RT3 EMS kırığı, c. ProUltra Endo Titanyum İpucunun Kırığı.....	29
Şekil 2.9. Çeşitli adlar ve markalar altında üretilen Ultrasonik Endo eğe adaptörü, piezoelektrik tipi dental ultrasonik cihazların birçok markasında çalışacak şekilde tasarlanmıştır. Tutamak veya mandal göbeği çıkarıldıktan sonra 15 ila 40 boyutlarındaki paslanmaz çelik veya NiTi eğeleri ile kullanılabilir.	30
Şekil 2.10. File Removal Sistem. A. Kesme kalemi, B. Kesme kalemi, C. Ultrasonik uç, D.Ultrasonik ucun büyütülmüş görünümü.	31
Şekil 2.11. A. File Removal Sistemi, B-D. Yanda sürgülü tutamak ve üstte X şeklinde delik siyah oklar bulunan pirinç bir gövdeden oluşur, C-E. İki bağlantı parçası bulunmaktadır, tek kullanımlık bir tüp ve NiTi telin geçtiği tüpe bağlı bir başlık böylece döngü oluşturulur, F. Çıkarmaya hazır tertibat.	31
Şekil 2.12. Frag Remover Frag Remover (HanCha-Dental, Zwenkau, Almanya) tek ve çift geçmeli kanülü.	32
Şekil 3.1. X-Smart Plus Endodontik Mikromotor (Dentsply, Tulsa Dental, Oklahoma, ABD).....	41

Şekil 3.2. Eğelerin kanal ağzından 5mm derinde olacak şekilde kırılmış halinin radyografik görüntüsü.....	41
Şekil 3.3. Modifiye Gates-Glidden Frezlerin hazırlanması.....	42
Şekil 3.4. Kırık eğeleri çıkarmak için kullanıldığımız DTE D600 ultrasonik cihaz (Woodpecker, Guilin, Çin).....	43
Şekil 3.5. Kırık eğeleri çıkarmak için kullanılan a.ED6 ve b.ED15 paslanmaz çelik, c. ED3D ve d. ED12D elmas kaplı ultrasonik uçlar.....	44
Şekil 3.6. Kırık eğelerin başarılı bir şekilde çıkarıldıktan sonra radyografik görüntüsü.....	44
Şekil 3.7. Mikro Retrieve & Repair Sistemi.....	45
Şekil 3.8. Mikro Retrieve Repair sistemiyle kanal içi kırık eğelerin çıkarılmasının şematik gösterimi.....	46
Şekil 3.9. Kırık Eğenin Mr&R sistemi ile çıkartılmadan önce ve çıkartıldıktan sonraki radyografik görüntüsü.....	46
Şekil 3.10. AH Plus kanal dolgu patı (Dentsply, Tulsa Dental, Oklahoma, ABD).....	47
Şekil 3.11. a. Prefabrik cam fiber postun uygulanması, b. Prefabrik cam fiber postun koronalde 1 mm kalacak şekilde kesildikten sonra kor uygulanması.....	48
Şekil 3.12. Inod U.P. Örgü Fiber ((Inod U.P, Kore).....	49
Şekil 3.13. Önceden adeziv ile ıslatılan polietilen örgü fiberin kanal içerisine yerleştirilmesi.....	50
Şekil 3.14. Polietilen örgü fiber postun yerleştirilmesinden sonra kor yapının oluşturulması ve dişin zirkonyum kron ile restore edilmesi.....	50
Şekil 3.15. Dişlerin endokron için hazırlanmasının şematik gösterimi.....	51
Şekil 3.16. Endokron restorasyonların hazırlanmış hali.....	51
Şekil 3.17. Dental Wings 7 serisi tarayıcı.....	52
Şekil 3.18. Endokron restorasyonların tasarımının yapılması.....	53
Şekil 3.19. Prefabrik cam fiber post ve polietilen örgü fiber post kor yapılan dişlerin kron tasarımları.....	53
Şekil 3.20. Dual cure Panavia F2.0 (Panavia F2.0, Kuraray, Osaka, Japonya) yapıştırma simanının kaviteye ve zirkonyum yüzeye uygulanması.....	55
Şekil 3.21. Akrilik blokların 45° açıyla kırma cihazına yerleştirilmesi.....	56
Şekil 4.1. Ultrasonik ve Mr&R sisteminin kanal içi kırılmış eğeleri çıkarma sürelerinin karşılaştırılması.....	57

Şekil 4.2. Ultrasonik ve Mr&R sisteminin dişlerde kaldırdığı madde miktarının ağırlık (gr) olarak karşılaştırılması.	58
Şekil 4.3. Ultrasonik ve Mr&R sisteminin restorasyon yöntemlerinden bağımsız olarak kırılma dirençlerinin karşılaştırılması	60



TABLULAR LİSTESİ

Tablo 2.1. Micro-Retrieve & Repair Sistem'i Trefan frez sembolleri ve boyutları (Superline NIC Dental, Shenzhen, Çin).....	21
Tablo 2.2. Gates-Glidden frez boyutları.....	28
Tablo 3.1. Çalışma gruplarının sınıflandırılması.....	39
Tablo 4.1. Ultrasonik ve Mr&R sisteminin kanal içi kırılmış eğeleri çıkarma süreleri.....	57
Tablo 4.2. Ultrasonik ve Mr&R sistemi ile farklı restorasyon tekniklerinin kırık direncinin istatistiksel olarak karşılaştırılması.....	59
Tablo 4.3. Ultrasonik ve Mr&R restorasyon yöntemlerinden bağımsız kırılma dirençlerinin istatistiksel analizi.....	59
Tablo 4.4. Kırık tiplerinin restore edilebilirlik açısından değerlendirilmesi.....	60

ÖZET

T.C. NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Ultrasonik ve Tüp Tekniği ile Kök Kanalı İçinde Kırılmış Endodontik NiTi Eğelerin Çıkarılmasından Sonra Farklı Tekniklerle Restore Edilmesinin Kök Kırığı Direncine Etkisinin İncelenmesi

Büşra AVUÇALMAZ

Endodonti Anabilim Dalı

Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi/Konya-2021

Bu çalışmanın amacı, iki farklı kırık ege çıkarma sistemi olan Ultrasonik teknik ile bir mikrotüp tekniği olan Micro-Retrieve & Repair (MR&R) sisteminin kırık ege çıkarma sürelerini, dişte oluşturduğu ağırlık kaybını ve kök kırığı direncine etkisini araştırmak daha sonra prefabrik cam fiber, polietilen örgü fiber post ve endokron ile restore edildikten sonra kırılma dayanımlarını incelemektir.

Bu çalışmada 80 adet alt premolar diş mine-sement sınırının 2 mm üzerinde kesilmiştir. Her bir gruptaki dişler Protaper universal F1 eğesiyle şekillendirildikten sonra ağırlıkları ölçülüp kaydedilmiştir. Daha sonra bütün dişler kanal ağzının 5 mm apikalinde 4 mm uzunluğunda NiTi eğeler kırılmıştır. Eğeler Ultrasonik ve Mr&R sistemi ile çıkarılmış bütün örnekler için çıkarma süreleri kaydedildikten sonra tekrar ağırlık ölçümleri yapılmıştır. Bütün örnekler lateral kondensasyon yönemiyle doldurulup üç farklı yöntemle restore edilmiştir (Prefabrik cam fiber post+zirkonyum kron, Polietilen örgü fiber post+zirkonyum kron, Endokron). Negatif kontrol grubundaki yirmi dişe herhangi restorasyon yapılmamıştır. Restorasyonu tamamlanan dişler 45° eğimle Besmak test cihaz ile 1 mm/dak olacak şekilde kırılma dayanımları ölçülmüştür. Bütün değerler Newton cinsinden kaydedilmiştir. Normallik testi sonucuna göre; Shapiro Wilk testinde p değeri 0,05'ten düşük bulunup, nonparametrik test kriterleri uygulanmıştır. Gruplar arasında ikili kıyaslama yapmak üzere Mann Whitney U testinden, grup içerisinde restorasyon yöntemleri arasında kıyaslama yapmak üzere ise Kruskal Wallis testinden yararlanılmıştır. Çalışmada 0,05 anlamlılık düzeyi referans alınmıştır.

Bu çalışmanın sonucuna göre Mr&R sistemi ile ultrasonik teknik arasında kırık ege çıkarma süreleri ve dişte kaldırdığı ağırlık bakımından anlamlı bir fark bulunmamıştır. Kırılma dayanımları incelendiğinde ultrasonik tekniğin kullanıldığı örnekler anlamlı bir farkla daha yüksek değerlerde kırılmışlardır. Üst restorasyonların kırılma dayanımı incelendiğinde endokron grubundaki örnekler anlamlı bir farkla daha yüksek bulunmuştur. Prefabrik cam fiber post ile restore edilen Mr&R ile kırık ege çıkarılan örneklerin kırılma dayanımı diğer gruptaki restore edilmiş örneklerden anlamlı bir farkla daha düşük bulunmuştur. Mr&R ile restore edilmiş polietilen örgü fiber post grubu ile endokron arasında kırılma dayanımı açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Genel olarak değerlendirildiğinde çalışmanın sonucuna göre kırık ege çıkarma yöntemleri ve seçilen üst restorasyonun tipi dişlerin kırılma dayanımını etkilemektedir.

Anahtar Kelimeler: Ege kırıkları; Endokron; Micro-Retrieve & Repair; Ultrasonik; Polietilen örgü fiber post; Prefabrik cam fiber post.

ABSTRACT

T.C. NECMETTIN ERBAKAN UNIVERSITY
FACULTY OF DENTISTRY

Investigation of the Effect of Restoring With Different Techniques on Root Fracture Resistance After Removing Endodontic NiTi Files Broken in the Root Canal by Ultrasonic and Tube Technique

Büşra AVUÇALMAZ

Department of Endodontics

Specialization Thesis/Konya-2021

The aim of this study is to investigate the fracture file removal times, weight loss and root fracture resistance of two different fracture file extraction systems, Ultrasonic technique and a microtube technique that Micro-Retrieve & Repair system (MR&R) to examine the fracture strength.

In this study, 80 lower premolar teeth were cut 2 mm above the enamel-cementum line. After the teeth in each group were shaped with the Protaper universal F1 file, their weights were measured and recorded. Then, 4 mm long NiTi files were broken at 5 mm apical of the canal mouth of all teeth. After the removal times were recorded for all specimens whose files were extracted with Ultrasonic and Mr&R system, weight measurements were made again. All specimens were filled with lateral condensation method and restored with three different methods (prefabricated glass fiber post + zirconium crown, polyethylene woven fiber post + zirconium crown, endocrown). Twenty teeth in the negative control group did not undergo any restoration. The fracture strength of the restored teeth was measured at a head speed of 1 mm per minute with the Besmak test device with an inclination of 45°. All values are recorded in Newtons. According to the results of the normality test; In the Shapiro Wilk test, the p value was found to be less than 0.05, and nonparametric test criteria were applied. The Mann Whitney U test was used to make a pairwise comparison between the groups, and the Kruskal Wallis test was used to compare the restoration methods within the group. A significance level of 0.05 was taken as a reference in the study.

According to the results of this study, no significant difference was found between the Mr&R system and the Ultrasonic technique in terms of broken file removal times and weight removed on the tooth. When the fracture strengths were examined, the samples using ultrasonic technique were broken at higher values with a significant difference. When the fracture strength of the upper restorations was examined, the samples in the endocrown group were found to be higher with a significant difference. The fracture strength of the samples, which were extracted with Mr&R and broken files restored with prefabricated glass fiber post, was found to be significantly lower than the restored samples in the other group. No significant difference was found between the polyethylene woven fiber post group restored with Mr&R and the endocrown in terms of fracture strength.

When evaluated in general, according to the results of the study, the methods of removing broken files and the type of upper restoration selected affect the fracture strength of the teeth.

Keywords: Endocrown; File Fractures; Micro-Retrieve & Repair; Poliethylene woven fiber post; Prefabricated glass fiber post; Ultrasonic technique.

1.GİRİŞ VE AMAÇ

Başarılı endodontik tedavinin anahtarı, enfekte olmuş nekrotik pulpa dokusu ve mikroorganizmalarla dolu kanal sistemini tamamen temizlemek ve kanal boşluğunu sızdırmaz şekilde kapatmaktır. Bu basamaklardan herhangi birinde yetersiz kalırsa klinik başarı sağlanamayabilir (Lin ve ark. 1992).

Kök kanallarının doğru şekilde preparasyonu, tedavinin başarısında en önemli basamaklardan birisidir ve sadece mekanik bir girişim olarak düşünülmeyp aynı zamanda biyolojik ilkeler içinde ele alındığından biyomekanik preparasyon adıyla da anılmaktadır (Alaçam 2012). Bununla birlikte perforasyon, kanal transportasyonu, basamak ve zip oluşumu ile alet kırıkları preparasyon esnasında karşılaşılabildiği olası komplikasyonlardan bazılarıdır (Aydın ve ark. 2009; Tsesis ve ark. 2010).

Alet kırığı, kök kanal tedavisi sırasında hem klinisyen hem de hastalar açısından istenmeyen ve zahmetli bir olaydır. En uygun önleyici tedbirleri alan deneyimli klinisyenlerin bile başına gelebilmektedir. Alet kırığı hem anterior hem de posterior dişlerde ortaya çıkabilir, ancak çoğunlukla azı dişlerinde bildirilmiştir (Iqbal ve ark. 2006; Wu ve ark. 2011; Ungerechts ve ark. 2014). Alet kırığının en çok meydana geldiği dişler sırası ile alt büyük azı dişlerinin mezial kökleri ve üst büyük azı dişlerinin meziobukkal kökleridir (Hülsmann ve Schinkel 1999).

Kırık aletlerin çıkarılmasında çeşitli teknik ve aletler tanımlanmıştır. Ultrasonik yöntem ve trefan frezler bunlar arasında en sık kullanılanlarıdır (Hülsmann 1993). Her iki yöntemde de kırık aletin koronal kısmı yeterince genişletilmelidir, ayrıca aletin daha iyi görülebilmesi ve daha kolay ulaşılabilmesi için de koronalinde bir çıkartma platformu (SP) hazırlanması önerilmektedir (Ruddle 2004). Bu işlemler diş yapısında aşırı madde kaybına ve geride kalan kök üzerinde çatlak oluşumu gibi ciddi zararlara neden olabilmektedir (Hülsmann ve Schinkel 1999; Souter ve Messer 2005).

Kırık aletlerin çıkarılması sırasında tipik olarak basamak oluşumuna ve dolayısıyla olası gerilim yoğunlaşma noktalarına neden olur (Souter ve Messer 2005). Ayrıca diş dokusunda meydana gelen kayıplar dişin fiziksel olarak güçsüz ve kırılabilir hale gelmesine neden olmaktadır (Souter ve Messer 2005). Endodontik tedavinin başarılı olmasına rağmen bu tip vakalarda kısa süre içerisinde aşırı madde

kaybına bağlı dikey veya yatay kök kırıklar oluşabilmektedir (Souter ve Messer 2005). Bu nedenlerden dolayı madde kaybı fazla olan dişlerde, dişi daha dirençli hale getirecek kanal dolgu sistemlerinin ve restorasyonların kullanılması önemlidir (Yıkılğan ve Oya 2013).

Kanal içi preperasyon esnasında Nikel-Titanyum (NiTi) eğe kırılmaları sık karşılaşılan ve can sıkıcı bir durumdur. Kırık eğeleri çıkarmak için güncel endodonti pratiğinde ultrasonik cihazlar ve mikrotüp teknikleri kullanılmaktadır. Fakat bu girişim esnasında dişin kırılma dayanımı azalmaktadır. İki farklı kırık eğe çıkarma sistemi olan Ultrasonik teknik ile bir mikrotüp tekniği olan Micro-Retrieve & Repair (MR&R) sisteminin kırık eğe çıkarma sürelerini, dişte oluşturduğu ağırlık kaybını ve kök kırığı direncine etkisini araştırmak daha sonra prefabrik cam fiber, polietilen örgü fiber post ve endokron ile restore edildikten sonra kırılma dayanımlarını incelenmesi amaçlanmıştır.

Bu çalışmanın h0 hipotezi:

1. Kanal içi kırık NiTi eğeleri çıkarma yöntemleri olan ultrasonik ve Mr&R sistemlerinin çıkarma süresi, kaldırılan sağlam diş dokusu miktarı ve kök kırığı direnci arasında anlamlı bir fark yoktur.

2.Kırık eğe çıkarma sistemleri ve sonrasında yapılan üst restorasyon çeşitlerinin dişlerin kırılma direncine etkisi yoktur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kök Kanallarının Mekanik Preparasyonunda Kullanılan Aletlerin Tarihsel Gelişimi

Endodontik tedaviler on yedinci yüzyıldan beri çok sayıda gelişme kaydetmiştir ve araştırmalar durmaksızın sürekli olarak ilerlemektedir. Endodontik kullanım için ilk aletlerin üretimi 1875 yılına dayanmaktadır (Shivakumar ve Kalgeri 2016). İlk endodontik aletler ince çelik tellerden elle yapılmıştır ve modern tirnerfin işlevini yerine getirmişlerdir. 1955'te Ingle, kanal aletlerinin standardizasyon ihtiyacını ilk ifade eden kişi olmuştur. 1965'te Amerikan Endodontistler Derneği önerilen standartlaştırılmış sistemin terminolojisini ve isimlendirmesini kabul etmiştir. Uzun yıllar boyunca standart kanal aletleri reamer, K-tipi eğe ve Hedstrom eğesi olmuştur. Hem metalürji hem de endodontik kavramlardaki son değişiklikler, geniş bir yelpazede yeni aletlerin kullanılmasına yol açmıştır (Shivakumar ve Kalgeri 2016).

1988'de Walia, egzotik bir metal olan nitinolü önermiştir: Metalürjinin normal kurallarına uymayan, aynı zamanda kontrollü hafızalı tel veya şekil hafızalı alaşım olarak da bilinmektedir. Kök kanal tedavisinde kullanılan NiTi alaşımları yaklaşık %56 ağırlık nikel ve %44 ağırlık titanyum içermektedir. NiTi aletleri paslanmaz çelikten iki ila üç kat daha esnektir (Walia ve ark. 1988). NiTi kullanılarak üretilen eğelerin o zamana kadar üretilen eğelerden fark yaratan özelliği, bu eğeler sayesinde sürekli dönme hareketi ile kavisli kanalları mekanik olarak hazırlanabilmesi olmuştur. İlk NiTi döner alet eğeleri ise 1990'ların ortalarında piyasaya sürülmüştür (Thompson 2000).

2.1.1. Birinci Nesil Eğeler

Birinci nesil NiTi eğeleri genel olarak pasif kesme radyal alanlara sahiptir ve bu da bir eğenin çalışma sırasında kanal eğriliklerinde merkezde kalmasına yardımcı olmaktadır. Aktif bıçaklarının uzunluğu boyunca %4 ve %6 oranında sabit konisiteye sahiptir (Bryant ve ark. 1999). Ek olarak, bu eğeler negatif eğim açlarına sahip olduklarından dolayı pasiftir ve gerçek bir kesme işleminden ziyade bir kazıma veya parlatma gerçekleştirir, böylece dentini daha yavaş çıkarmaktadır (Shivakumar ve Kalgeri 2016). Bu neslin sistemlerinin en büyük dezavantajı ise kök kanalının

hazırlanması ve tamamlanması için çok sayıda eğe gerektirmesidir (Walsch 2004). Profile, GT Files, LightSpeed eğe sistemleri örnek verilebilir.

2.1.2. İkinci Nesil Eğeler

İkinci nesil NiTi döner eğeleri 2001 yılında dental piyasaya çıkmıştır (Walsch 2004). İkinci nesil aletlerin birinci nesilden farkı, aktif kesici kenarlara sahip olmaları ve dolayısıyla kök kanalı hazırlamak için daha az eğe gerektirmeleridir. Genel olarak aktif eğeler daha etkili ve daha agresif şekilde dentini keser ve kanal eğriliğini düzeltme eğilimindedir (Walsch 2004; Ruddle ve ark. 2013). Flexmaster, Endosequence (elektropolize yüzeyler), BioRaCe, ProTaper, Hero döner eğe sistemleri örnek verilebilir.

2.1.3. Üçüncü Nesil Eğeler

NiTi metalürjisindeki gelişmeler, üçüncü nesil kanal eğelerinin ayırt edici özelliği haline gelmiştir. 2007'de bazı üreticiler döngüsel yorgunluğu azaltmak ve daha kavisli kanallarda döner NiTi cihazları ile güvenliği artırmak amacıyla ısıtma ve soğutma yöntemlerini kullanılmasına odaklanmaya başlamıştır. Martensit ve östenit arasında faz geçiş noktası, NiTi'den, yani M-tel ve R-fazı teknolojisinden klinik olarak daha uygun bir metal olduğu tespit edilmiştir. Bu üçüncü nesil NiTi eğelerin döngüsel yorgunluğunu önemli ölçüde azaltmış ve sonuç olarak daha az eğe kırılması meydana gelmiştir (Shen ve ark. 2013). Isıl işlem teknolojisi sunan marka serilerine örnek olarak Twisted File (SybronEndo), Hyflex (Coltene Whaledent) ve GT, Vortex ve WaveOne (Dentsply Tulsa Dental Specialties) verilebilir.

2.1.4. Dördüncü Nesil Eğeler

Bu teknoloji ilk olarak 1950'lerin sonunda Fransız diş hekimi Dr. Blanc tarafından tanıtılmıştır. Kanal hazırlama prosedürlerinde resprokasyon, herhangi bir tekrarlayan yukarı aşağı veya ileri geri hareket olarak tanımlanabilir. Dördüncü nesil eğe teknolojisi tek eğeli teknik için umutları yeniden ateşlemiştir. Resiprokal hareket, bir eğenin daha kolay ilerlemesine, verimli bir şekilde dentin kesmesine ve kanaldaki kalıntıların etkili bir şekilde çıkarılmasına olanak tanımaktadır (Yared 2008). WaveOne (Dentsply Tulsa Dental Specialties ve Maillefer), Reciproc (VDW), Self-Adjusting File'ı (SAF) bunlara örnek verilebilir.

2.1.5. Beşinci Nesil Eğeler

En yeni nesil şekillendirme eğeleri, kütle merkezi veya rotasyon merkezi veya her ikisi de ofset olacak şekilde tasarlanmıştır. Döndürme sırasında, ofset tasarımına sahip eğeler, eğenin etkin uzunluğu boyunca hareket eden mekanik bir hareket dalgası üretir. Ek olarak, kanaldaki birikintilerin uzaklaştırılmasına imkân tanır ve eğenin aktif kısmı boyunca esnekliğini artırır. Bu neslin eğeleri, hem ikinci hem de üçüncü nesillerin avantajlarından uyarlanarak yakın zamanda tanıtılmıştır (Hashem ve ark. 2012). Bu teknolojinin varyasyonlarını sunan ege markalarının ticari örnekleri Revo-S, One Shape (Micro Mega) ve ProTaper Next'tir (Dentsply Tulsa Dental Specialties / Dentsply Maillefer).

2.2. Kök Kanalında NiTi Eğenin Kırılması

Klinisyenin ege kırılma olasılığını ve bu talihsiz oluşumun nedenlerini anlaması önemlidir. Kırık eğelerin çıkarılması hem teknik olarak zor hem de zaman alıcıdır, bu nedenle kırılma olasılığını azaltmak çok önemlidir. Son on yılda, ege kırılma olasılığını azaltmak amacıyla ege üreticileri tarafından bir dizi NiTi alaşım modifikasyonu yapılmıştır (McGuigan ve ark. 2013).

Kök kanal eğelerin tedavinin herhangi bir aşamasında kırılabilse de birkaç çalışma, daha küçük eğelerin kırılmaya daha yatkın olduğunu göstermiştir (Yared ve ark. 2002; Berutti ve ark. 2003; Parashos ve ark. 2004; Shen ve ark. 2009). Bu, mekanik olarak torsiyonel yetmezliğe ek olarak ege kesitinin küçük olmasına bağlanabilir. Ayrıca küçük çaplı eğeler ilk klinik enstrümantasyon zorluğunu da üstlenmektedir. Bu kırıklar enstrümantasyonun erken safhalarında olduğu için kemomekanik temizlik açısından önemlidir. Bununla birlikte daha kalın ve sert eğelerin daha sık kırıldığını rapor eden çalışmalar da bulunmaktadır (Iqbal ve ark. 2006; Wolcott ve ark. 2006). Bu çelişkili raporlar, belirli ege boyutlarından ziyade farklı operatör/enstrümantasyon tekniğini veya kanal morfolojisindeki varyasyonları yansıtabilir. Ayrıca kök kanal aletlerinin ne zaman kırılma olasılığının daha yüksek olduğu sorusuna hiçbir çalışma kesin olarak cevap vermemiştir (McGuigan ve ark. 2013).

Raporlama şekilleri farklı olduğu için kırık aletin insidansını tespit etmek zor olabilmektedir. Bazı çalışmalar klinik kullanımdan sonra atılan aletleri incelerken (Alapati ve ark. 2003; Parashos ve ark. 2004), bazıları da kırık alet retansiyonunun

radyografik görüntüsünü rapor etmektedir (Sotokawa 1990; Iqbal ve ark. 2006). Her iki raporlama yönteminin de dezavantajları vardır. Birincisi klinik durum ile ilgilenmezken, ikincisi ise başarılı bir şekilde çıkarılmış olan aletleri hesaba katmadığı için eksik bir tahmin olmaktadır (McGuigan ve ark. 2013).

Kırılan endodontik paslanmaz çelik (SS) el aletlerinin prevalansının %0,7-7,4 aralığında olduğu bildirilmiştir (Parashos ve Messer 2006). Prevalans hem diş başına hem de kanal başına ölçülebilir, bu da sonuçları önemli ölçüde değiştirebilir. Ortak algı, NiTi döner aletlerinin SS el aletlerinden daha yüksek bir kırılma insidansına sahip olduğudur (Iqbal ve ark. 2006). Bununla birlikte, kırık NiTi döner aletlerin insidansı %0,4–5 aralığında rapor eden çalışmalar vardır ve sonuçlar SS el aletlerine benzerdir (Ramirez-Salomon ve ark. 1997; Pettiette ve ark. 2002; Al-Fouzan 2003; Schäfer ve ark. 2004). İlginç bir şekilde, daha önce kullanılmamış NiTi aletlerinin %0,9'unun ilk kullanımları sırasında kırıldığı (Arens ve ark. 2003), muhtemelen yanlış kullanım veya bir üretim hatası nedeniyle kırıldığı rapor edilmiştir (Shen ve ark. 2009).

Döner NiTi aletlerinin el aletlerine benzer bir kırılma oranına sahip olduğunu öne sürülse de her iki malzemenin de kırılmasının nadiren eşit şartlarda karşılaştırıldığına dikkat edilmelidir. Çünkü el aletleri başlangıçta yalnızca bir rehber yolu oluşturmak için kullanılmaktadır. Enstrümantasyonun geri kalanı döner aletlerle tamamlanmaktadır. Yukarıda belirtilen protokolün, rotasyonel NiTi aletlerinin kırılma oranını etkilemesi muhtemeldir, çünkü rotasyonel enstrümantasyondan önce bir manuel rehber yolunun hazırlanması, rotasyonel NiTi alet kırılma olasılığını azaltmaktadır (Patiño ve ark. 2005; Iqbal ve ark. 2006).

Kök kanal tedavisinin yenilenmesinde aynı prosedürler uygulanırken, SS el ile döner NiTi eğelerinin performansını ve kırılma oranını analiz eden in vitro çalışmalar, genellikle NiTi eğeleri için SS el aletlerine göre daha yüksek bir kırık insidansı bildirmektedir (Imura ve ark. 2000; Betti ve Bramante 2001). Ayrıca kırık alet prevalansının değişkenliği geniştir. Aletin kullanım sayısına ve/veya operatörlerin beceri/deneyim seviyesine de bağlıdır (Yared ve ark. 2002; Berutti ve ark. 2003; Parashos ve ark. 2004).

2.2.1. Kırılma Şekli

NiTi, şekil hafızası, süper elastikiyet, korozyon direnci ve biyouyumluluk gibi özelliklere sahip dental uygulamalarda kullanılan çok yönlü bir alaşımdır (Walia ve ark. 1988). NiTi eğeleri paslanmaz çelik eğelerden iki ila üç kat daha fazla elastikiyete sahip olduğu bildirilmiştir ve torsiyonel kırığa SS eğelerinden daha üstün direnç göstermektedir (Walia ve ark. 1988). Bununla birlikte, SS eğelerine kıyasla NiTi'nin düşük esneme ve gerilme mukavemeti, daha düşük kuvvetlerde kırılmaya karşı dayanımını artırmaktadır (Anusavice ve ark. 2012). SS kanal aletlerinin kırılması genellikle aşırı kullanımla ilişkilidir ve bundan önce distorsiyon belirtileri gösterir (Zuolo ve ark. 1992). Kalıcı deformasyonun ve potansiyel kırılmanın görünür uyarı işaretleri, NiTi döner aletlerden ziyade manuel kullanılan SS eğelerinde daha belirgindir (Zuolo ve Walton 1997). Döner NiTi aletlerindeki distorsiyonun genellikle büyütme olmadan görülememesinin nedeni eğenin şekil hafızasından dolayı olabilir (Parashos ve ark. 2004). Döner NiTi aletleri, döngüsel bükülme yorgunluğu ve torsiyonel kırığı veya her ikisinin bir kombinasyonu sonucu başarısızlığa uğrar (Sattapan ve ark. 2000).

2.2.1.1. Torsiyonel Kırılma

Torsiyonel kırık, ege gövdesi dönmeye devam ederken alet genellikle uç kanalda kilitletiğinde alaşımın elastik sınırı aşıldığı için meydana gelmektedir. Aşırı torsiyonel yükün sonucu olarak kırılan aletlerde; açılma, düzleşme ve sarmalların sıklaşması gibi plastik deformasyon belirtileri ortaya çıkmaktadır (McGuigan ve ark. 2013).

2.2.1.2. Döngüsel Kırılma

Döngüsel kırık, alet kavisli bir kanalda sürekli olarak serbestçe dönerken, maksimum bükülme noktasında gerilim/kompresyon döngüleri oluşmakta ve alet kırığına neden olmaktadır. Kavisli kanallarda dönmenin neden olduğu tekrarlanan gerilim-kompresyon döngülerinin, aletin zaman içinde döngüsel yorgunluğunu arttırdığı öne sürülmüştür (Parashos ve ark. 2004; Peters 2004). Döngüsel kırık esas olarak metal alaşımın aşırı kullanımından kaynaklanmaktadır. Potansiyel olarak metal yorgunluğuna katkıda bulunan diğer faktörler arasında korozyon, termal genişleme ve daralmanın neden olduğu değişiklikler yer almaktadır (McGuigan ve ark. 2013).

2.3. Kanal İçi Alet Kırılmasına Katkısı Olan Faktörler

NiTi aletlerinin kırılmasında operatör becerisi / deneyimi, enstrümantasyon tekniği, alet kullanım dinamikleri, kullanım sayısı, alet tasarımı, kanalların anatomik yapısı, metalurji ve sterilizasyon döngülerinin sayısı dâhil olmak üzere çok sayıda faktör rol oynamaktadır. Kırığa katkıları açısından bu faktörlerin göreceli önemini belirlemek için birçok araştırma yapılmıştır (Parashos ve Messer 2006; Cheung 2007).

2.3.1. Operatör Becerisi / Deneyimi

Operatör deneyimi, klinik alet kırığı insidansı ile ilişkili olarak önemli bir faktördür (Yared ve ark. 2002). Diğer faktörler olarak alet hızı, sırası ve kanal morfolojisi sabit kaldığında, operatörün yeteneği alet kırığında anahtar faktördür (Mandel ve ark. 1999). Operatörün önemi diğer çalışmalarda da doğrulanmıştır (Sonntag ve ark. 2003; Parashos ve ark. 2004). Bununla birlikte, Ikbal ve ark. (2006) yaptıkları bir çalışmada asistanlığın ilk yılı ve ikinci yılı arasında alet kırılma sıklığında anlamlı bir fark bulamamışlardır, bu da karmaşık vakaların asistanlığın ikinci yılındaki hekimlere yönlendirildiğine kanıt olabilir.

2.3.2. Enstrümantasyon Tekniğinin Önemi

Alet kırıklarının önlenmesi için crown-down enstrümantasyon tekniği ve manuel rehber yol oluşturulması önerilmiştir (Roland ve ark. 2002; Patiño ve ark. 2005). Bu teknikler, torsiyonel kırılma ile ilişkili "taper lock" veya "alet sıkışması"nın azaltılmasına yardımcı olmaktadır.

2.3.3. Aletlerin Kullanım Dinamikleri

2.3.3.1. Tork

Döner NiTi sistemlerinin tork kontrollü elektrik motorları ile kullanılması önerilmektedir. Bir in vitro çalışma, eğenin elastik sınırının altında performans gösteren tork kontrollü motorların, torsiyonel aşırı yükten kaynaklanan alet kırılmalarını azalttığını göstermiştir (Gambarini 2001). Başka bir klinik çalışmada, NiTi kanal hazırlığı sırasında üç tork kontrol seviyesi yüksek, orta ve düşük araştırılmış ve operatörün deneyimsiz olması durumunda kırılma oranlarının düşük tork kontrollü bir motorla azaldığını bildirilmiştir (Yared ve Kulkarni 2002). Ayrıca bu çalışmada deneyimli operatörlerin yüksek veya orta tork kontrollü motor

kullanımında kırık insidansı açısından hiçbir fark gözlenmemiştir (Yared ve Kulkarni 2002).

2.3.3.2. Dönme Hızı

Dönme hızının kırılma üzerindeki etkisi tartışmalı bir konudur, bazı çalışmalar dönme hızının kırık insidansı üzerinde hiçbir etkisi olmadığını bildirirken (Pruett ve ark. 1997; Yared ve ark. 2002), diğerleri bunun tersini bildirmiştir (Martin ve ark. 2003; Herold ve ark. 2007). Bu çalışmalarda farklı test yöntemleri, alet türleri ve farklı operatör deneyimleri olduğu için sonuçları etkilemiştir. Bununla birlikte, NiTi alet üreticileri genellikle 250-600 rpm civarında kullanım hızını önermektedir (McGuigan ve ark. 2013).

2.3.3.3. Elektrikli ve Havalı Piyasemen Kullanılması

Havayla ve elektrikle çalışan cihazları karşılaştırırken alet kırılma oranında herhangi bir fark bildirilmemesine rağmen (Zelada ve ark. 2002) bir elektrikli motorun sabit bir hızda çalışırken, havayla çalışan cihazlar ise alette basınç dalgalanmalarına, hız ve kontrol eksikliğine neden olarak kırılmaya daha yatkın bir durum yaratmaktadır. Bundan dolayı tüm NiTi alet üreticileri şu anda döner eğelerin hız kontrollü bir elektrik motorunda kullanılmasını tavsiye etmektedir (McGuigan ve ark. 2013).

2.3.4. Kanal Geometrisi ve Dış Tipi

Döner NiTi eğelerinin döngüsel yorulma testinde kırılmanın, simüle edilmiş kök kanalları içindeki en büyük eğrilik noktasına karşılık gelen maksimum bükülme noktasında meydana geldiği gösterilmiştir. Spesifik olarak bu testler, eğrilik açısı arttıkça ve eğrilik yarıçapı azaldıkça ege kırığına giden döngü sayısının azaldığını göstermiştir (Pruett ve ark. 1997; Zelada ve ark. 2002; Peters 2004; Grande ve ark. 2006). Bu, aletlerin çoğunun kanalın apikal üçte birinde kırıldığını belirleyen klinik araştırmalarla desteklenmektedir, çünkü kanalın apikal üçte birlik kısmı maksimum kavisli ve en küçük çaplı alandır. Iqbal ve ark.(2006), apikal bölgelerde ege kırılma olasılığının koronal üçte birinden otuz üç kat daha fazla ve kökün orta üçte birinden altı kat daha fazla olduğu sonucuna vararak bunu rasyonelleştirmiştir. Kök kanallarının apikal üçte birinde gözlenen ege kırılmasında gözlenen artış, diğer çalışmalarda da desteklenmiştir (Yared ve ark. 2000; Wu ve ark. 2011). Bu klinik

olarak önemlidir, çünkü döner bir NiTi aletinin eğimli kanallarda kullanıldığında maruz kaldığı esneme derecesi ne kadar fazlaysa kırılma olasılığı o kadar fazla olmaktadır (McGuigan ve ark. 2013).

Kök kanal anatomisi ne kadar karmaşık olursa, torsiyonel alet kırığı o kadar fazla olmaktadır (Peters ve ark. 2002). Kanal eğriliğinin yarıçapı genellikle molar dişlerde azalır ve bu da aletin torsiyonel kuvvetlerine direnme kabiliyetini azaltmaktadır (Booth ve ark. 2003). Alet kırığı insidansı molarlarda premolarlara göre üç katına kadar daha fazla olduğu klinik olarak gözlemlenmiştir (Iqbal ve ark. 2006). Molar dişlerde eğelerin kırılmasındaki göreceli artış, başka çalışmalarda da rapor edilmiştir (Shen ve ark. 2009; Wu ve ark. 2011). Ek olarak, maksiller moların meziyobukkal kanalında bir aletin kırılma olasılığı, distobukkal kanaldan üç kat daha fazladır; benzer şekilde, mandibular moların meziyobukkal kanalındaki eğrilikte alet kırılma olasılığı, meziyolingual kanaldan daha yüksektir (Iqbal ve ark. 2006).

2.3.5. Temizlik ve Sterilizasyon

Sterilizasyonun NiTi aletlerinin üzerindeki etkisi literatürde çelişkili görünmektedir. Bir dizi çalışma, birden fazla sterilizasyon/otoklav döngüsünün ardından, NiTi aletlerde çatlak başlangıcı, çatlak yayılması, yüzey düzensizliklerinin derinliğinde bir artış ve ayrıca kesme veriminde bir düşüşün gösterildiğini bildirmektedir (Mize ve ark. 1998; Rapisardaa ve ark. 1999; Valois ve ark. 2005). Bununla birlikte, NiTi eğelerinin mekanik özellikleri üzerindeki ısı sterilizasyonunun zararlı etkilerini NiTi aletlerinin kırılma insidansını önemli ölçüde etkilemediği sonucuna varan diğer çalışmalar da rapor edilmiştir (Silvaggio ve Hicks 1997; Yared ve ark. 2000; Hülsmann ve ark. 2005). Ayrıca son zamanlarda geliştirilmiş olan ve makineyle işlenmek yerine bükülerek hazırlanan eğelerde yorgunluk belirtileri daha net görünmektedir. Birden fazla ısı sterilizasyon döngüsünün ardından döngüsel yorgunluk düşmektedir (Hilfer ve ark. 2011). İlginç bir şekilde, sterilizasyon işleminin, stres kaynaklı martensit durumunu ana östenit fazına geri döndürerek NiTi eğelerinin yorgunluk ömrü üzerinde olumlu etkileri olduğu bildirilmiştir (Pruett ve ark. 1997). Bununla birlikte, uygulama esnasında bu pozitif özelliklere ulaşmak için gereken sıcaklıkların elde edilmesi mümkün değildir (Cheung 2007).

Kök kanalı yıkama solüsyonlarından sodyum hipokloritin (NaOCl) aşındırıcı etkisinin NiTi aletlerinin mekanik özellikleri üzerinde olumsuz bir etkisi olabileceği öne sürülmüştür (Linsuwanont ve ark. 2004). Buna rağmen NaOCl'nin çukurlaşma veya çatlaklara neden olma ihtimalinin düşük olduğu da ileri sürülmüştür. Yapılan bazı çalışmalarda NiTi aletlerinin aşınması (Darabara ve ark. 2004) ve dolayısıyla %1 NaOCl kullanımı, NiTi aletlerinin döngüsel yorgunluğuna neden olacak kırılma prevalansını artırmamıştır (O'hoy ve ark. 2003).

2.3.6. Eğinin Kullanım Sayısı

2007'den bu yana, Birleşik Krallık Sağlık Bakanlığı, çapraz enfeksiyon ve prion bulaşandan dolayı tüm endodontik eğerlerin tek kullanımlık olması gerektiğini dikte etmiştir (Smith ve ark. 2005; McGuigan ve ark. 2013). Diğer Avrupa ülkelerinde böyle bir düzenleme yoktur. Eğe kullanım sayısı hekimin takdirine bağlıdır. Üretim firmaları yakın zamanda eğerlerin yalnızca tek kullanımlık olması gerektiğini savunmuşlardır. Yeni eğerlere otoklav sterilizasyonu sırasında deforme olan ve dolayısıyla yeniden kullanımı engelleyen özellikler eklemişlerdir. Literatür, özellikle kırılmadan önce egedeki hasarın klinik olarak belirgin olmadığı NiTi cihazlarıyla ilgili kullanım sayısı konusunda, rehberlik sağlama konusunda net değildir (Yared ve ark. 2000). Birkaç çalışma, NiTi alet kırığının kaç kez kullanıldığından ziyade, kullanılma biçimine bağlı olduğunu belirtmektedir (Schrader ve Peters 2005; Shen ve ark. 2009). Bununla birlikte, eğerlerin nasıl kullanıldığına bakılmaksızın, NiTi döner eğerleri tek kullanımlık olduğunda daha az döngüsel yorgunluğa maruz kalır. Tekrarlanan kullanımda aletin kırılmasına neden olmak için gerekli tork, yeni aletlere kıyasla önemli ölçüde daha düşüktür (Gambarini 2001; Plotino ve ark. 2006). Buna rağmen, kullanım sayısı ile eğe kırılma sıklığı arasında klinik olarak hiçbir korelasyon kurulmamıştır (Parashos ve ark. 2004).

Eğerlerin bir kez kullanılması gerektiğini savunanlar, yepyeni aletlerin bile kırılabileceğini %0,9 ve tekrar tekrar kullanımla giderek yorulacağını belirtmektedir (Arens ve ark. 2003). Eğerlerin ilk seferde kırılmasının nedenleri üretim kusurları, operatör hatası ve/veya karmaşık kanal anatomisinin bir kombinasyonu olabileceği olabilir (Shen ve ark. 2009). SS ve NiTi aletlerin önceden belirlenmiş sayıda kullanılması ve daha sonra atılması önerilmiştir (Sotokawa 1990; Sattapan ve ark.

2000). Büyük bir kohort çalışmasında, ProTaper döner NiTi eğelerin en fazla dört kez kullanılmasına kadar kırık insidansında önemli ölçüde artış gözlemlenmemiştir, ancak çalışmaya dâhil edilen şiddetli kavisli kanalların prevalansına ilişkin ayrıntı verilmemiştir (Wolcott ve ark. 2006). Başka benzer bir çalışma da endodontik tedaviyi tamamlamak için klinik döner aletlerin dört molar da kullanılabileceği sonucuna varılmıştır (Yared ve ark. 2000). Ancak bu çalışmaya, karmaşık kök kanal anatomisine sahip dişler, yani sklerozlu kanallar ve/veya şiddetli eğriliği olan kanallar dâhil edilmemiştir. Çoğu deformasyon ve kırık, karmaşık anatomik kanallarda çoklu kullanımdan sonra ortaya çıkmış gibi görünmektedir ve NiTi deformasyonlarının neredeyse %75'i molar dişlerde kullanımdan sonra meydana gelmektedir (McGuigan ve ark. 2013).

Döner NiTi aletlerindeki deformasyon belirtilerinin bir kullanımdan sonra bile taramalı elektron mikroskobu SEM altında görülebildiği bildirilmiştir, ancak bu klinik olarak anlamlı olmayabilir (Gambarini 2001). NiTi deformasyonlarının çıplak gözle incelenmesi, kullanılmış NiTi aletlerini değerlendirmek için güvenilir bir yöntem olmadığından, olası riskler göz önüne alınarak bir kullanım protokolü izlenmelidir (Iqbal ve ark. 2006). NiTi alet deformasyonu dış, operatör ve kök kanal anatomisine bağlı olarak değiştiğinden, güvenli sayıda kullanımına ilişkin kesin bir kılavuz sağlamak mümkün değildir. Bununla birlikte, kök kanal tedavisi sırasında döner NiTi eğelerinin tek sefer kullanımına doğru bir eğilim de vardır (McGuigan ve ark. 2013).

2.3.7. Eğe Tasarımı

Eğelerin döngüsel ve torsiyonel yüke maruz kaldıklarında kesit alanlarının ve tasarımlarının kırılmaya karşı dirençlerini etkileyebileceği düşünülmüştür (Berutti ve ark. 2003; Xu ve ark. 2006).

Bir eğenin çapının ve kesitinin genişletilmesinin torsiyonel kırığa karşı artan direnç sağladığı, (Turpin ve ark. 2000; Yared ve ark. 2003) ancak döngüsel yorgunluğa karşı direnci azalttığı gösterilmiştir (Pruett ve ark. 1997). Kesitsel tasarım da kırılma insidansı açısından önemli bir faktör olabilir. Üçgen ProTaper eğeleri U-yivli ProFile aletleriyle karşılaştırılmış ve ProTaper aletlerinde stres dağılımının daha düşük ve de daha eşit bir şekilde dağıldığı gösterilmiştir (Berutti ve ark. 2003). Bu sonuçlar, ProTaper eğesi değişken konisitelyken ProFile eğesi sabit

konisiteli olmasından kaynaklanmış olabilir. Ayrıca, U oluk tasarımı ve bunun sonucunda ProFile'in daha küçük kesit alanı üçgen tasarıma göre daha fazla esneklik sağlasa da torsiyonel gerilime maruz kaldığında daha zayıf olduğu da belirtilmiştir (Turpin ve ark. 2000; Berutti ve ark. 2003). Bunun yanında, kesitsel konfigürasyonun geleneksel telden yapılan NiTi eğelerinin yorulma direnci üzerinde çok az etkisi olduğu öne sürülürken (Cheung ve Darvell 2007), yapılan bir çalışmada, 'controlled memory wire' NiTi eğelerinin üçgen ve kare tasarımının yorgunluk dayanımında önemli ölçüde farklılık gösterdiği bildirilmiştir (Shen ve ark. 2011).

2.3.7.1. Döner NiTi Ege Markaları

Bir in vivo çalışmada, ProFile, ProTaper ve K3 aletlerini çekilmiş dişlerde kullandıktan sonra karşılaştırmış ve K3 aletleri için en düşük kırılma oranı bildirmiştir, ancak farklı alet tasarımlarının kırılma sıklığında bir fark olmadığı sonucuna varılmıştır (Ankrum ve ark. 2004). Ayrıca alet kırığı insidansı üzerine yapılan bir klinik çalışmada, 5 alet kırılma sıklığının belirli bir döner sistemiyle ilişkilendirilemeyeceği sonucuna varılmıştır. Belki de her sistemin kırılma direncinden daha önemli olabilecek şey, hekimin klinik kullanımda eğenin sınırları hakkında farkındalığı olmasıdır (McGuigan ve ark. 2013).

2.3.7.2. Ege Boyutu

Birçok in vitro çalışmada, daha küçük NiTi aletlerinde daha yüksek kırılma ve distorsiyon insidansı bildirilmiştir (Yared ve ark. 2002; Shen ve ark. 2006). Bazı araştırmacılar küçük eğelerin torsiyonel yorgunluğa büyük eğelere göre daha duyarlı olduğu sonucuna varmıştır (Yared ve ark. 2002) ve küçük eğelerin tek kullanımlık olması gerektiğini savunmuşlardır. Tersine, büyük bir klinik kohort çalışmada ise, daha büyük çaplı eğeler kullanılırken en fazla sayıda kırık meydana geldiği bildirilmiştir (Wolcott ve ark. 2006) ve daha büyük daha sert eğelerin kullanım sırasında daha fazla stres oluştuğu belirtilmiştir (Haikel ve ark. 1999). Klinik olarak ise daha küçük eğeler kök kanal sistemini şekillendirirken ilk kullanılan eğeler olduğu için kırılmaya daha duyarlıdır (McGuigan ve ark. 2013).

2.3.8. Üretim Süreci

Geleneksel NiTi eğeler üretim sırasında düz NiTi alaşımlı telden işlenmektedir. Alaşımın işlenmesi esnasında, koniklik ile orantılı olarak artan

oluklar, çukurlar, çoklu çatlaklar ile karakterize edilen düzensiz bir yüzey oluşmaktadır. Üretim sürecinin kendisi, döner NiTi eğerlerin sertleşmesine yol açarak kırılabilir alanlar yaratır (Kuhn ve ark. 2001; Alapati ve ark. 2003). Bu yüzey kusurları, klinik kullanım sırasında çatlak oluşumunu başlatan bir stres konsantrasyonu merkezi olarak hareket edebilir (Kuhn ve ark. 2001). Genel olarak, yüzey kusurları malzemenin nihai mukavemetini etkiler ve eğerin yorulma direnci üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Sonuç olarak, imalatçılar, üretim aşamasında yüzey veya alaşım mikro yapısını değiştirerek eğerlerin mekanik özelliklerini iyileştirmeye çalışmışlardır.

2.3.8.1. Alaşım Yüzeyinin veya Mikro Yapısının Değiştirilmesi

NiTi aletlerinin özelliklerini geliştirmek, böylece esnekliklerini, yorulma direncini ve kesme verimliliğini iyileştirmek amacıyla elektro-parlatma, iyon implantasyonu ve eğerin bükülerek imal edilmesi gibi bir dizi strateji araştırılmıştır (McGuigan ve ark. 2013).

2.3.8.1.1. Elektro-Parlatma

Elektro-parlatma, NiTi eğerlerin yüzey bileşimini değiştirerek homojen bir oksit tabakası oluşturarak, yüzey kusurlarını azaltır bunun NiTi korozyon direncinin ve dolayısıyla kırılma direncinin artmasıyla sonuçlandığı iddia edilmiştir (Gutmann ve Gao 2012). Bazı çalışmalar, özellikle elektro-parlatma sonrasında torsiyonel yorgunluğa karşı önemli ölçüde direnç geliştiğini bildirmiştir (Anderson ve ark. 2007; Lopes ve ark. 2010). İlginç bir şekilde, elektro-parlatma sonrasında NiTi'nin geliştirilmiş yüzeyi sodyum hipoklorit NaOCl çözeltisinin etkilerine karşı daha dirençli hale gelmiştir (Lopes ve ark. 2010). Bununla birlikte, elektro-parlatmanın olumlu etkileri kesin değildir ve büyüklük, cihaz tasarımı, tipi ve de özellikle kesit alanı gibi faktörlerin de etkilediği bildirilmiştir (Sattapan ve ark. 2000; Yao ve ark. 2006).

2.3.8.1.2. İyon İmplantasyonu

Argon (Lee ve ark. 1996), boron (Wolle ve ark. 2009) veya nitrojen (Gavini ve ark. 2010) imal edilmiş eğerlere implantasyonun, NiTi eğerlerin yüzey özelliklerine, esnekliğine, yüzey sertliğine ve döngüsel yorgunluk direnci gibi mekanik özelliklerine etkilerini incelemek amacıyla araştırılmıştır (Gutmann ve Gao

2012). İyon implantasyonu in vitro, eĝenin mekanik özelliklerini iyileştirmede umut vaat etmiştir (Rapisardaa ve ark. 2000; Gavini ve ark. 2010). Ancak, bu teknikler deneyseldir, uygun maliyetli değildir ve şu anda eĝe üreticileri tarafından uygulanmamaktadır (Gutmann ve Gao 2012).

2.3.8.1.3. Eĝenin Bükülerek Hazırlanması

Başlangıçta, NiTi döner eĝelerin şekil hafızalı özelliklerinden dolayı, bu aletlerin istenen konikliği, oluk tasarımını, kesici kenarı ve diğer özelliklerinin oluşturulabilmesi için işlenmesi gerekli görülmekteydi. Son teknolojik gelişmeler, NiTi alaşımlarının yapısındaki ham NiTi telini ısıtma ve soğutma işlemiyle bükülmesini ve ardından kristal yapının farklı bir faz olan R-faza dönüştürülmesini sağlamıştır (Gambarini ve ark. 2008). İşlemenin metal yüzeyde mikro çatlaklar oluşturduğuna inanıldığı için R-fazı NiTi'nin özelliklerinin geleneksel işlenmiş NiTi eĝelerinden üstün olduğu bildirilmiştir. Eĝenin mekanik özelliklerini daha da geliştirmek amacıyla eĝelerin yüzey kirliliğini ve oksidasyon tabakasının giderildiği tescilli bir işleme "Deox" tabi tutulur (Gambarini ve ark. 2008; Testarelli ve ark. 2009).

2.3.8.1.4. İşlenmiş Eĝelerde Gelişmeler

Alaşım teknolojisindeki son gelişmeler arasında M-Wire eĝeleri bulunmaktadır. M-Wire, halen psödoelastik durumu korurken, 'kısmen martensitik ve premartensitik R faz' olarak tanımlanan bir malzemedен üretilmiştir. WaveOne™ (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) bu teknolojiden yararlanan eĝe sistemi örneğidir. Çeşitli çalışmalar, geleneksel olarak işlenmiş NiTi döner eĝelere kıyasla M-Wire ile döngüsel yorgunluğa karşı önemli ölçüde artan direnç bildirmiştir (Johnson ve ark. 2008; Larsen ve ark. 2009; Al-Hadlaq ve ark. 2010).

Isıl işlem uygulaması, eĝelerin işleme/büküm sonrası yakın zamanda NiTi alaşım metalurjisindeki en umut verici teknolojik gelişmelerdendir (Gutmann ve Gao 2012). Mikro yapı kontrolünü sağlamak için alaşımı hafifçe değiştirilmiş bir kristal faz yapısına dönüştürülmesinin kullanılabilmesi ifade edilmiştir. Ayrıca, üstün esneklik ve yorulma direncine sahip döner NiTi eĝeleri oluşturmak için uygun maliyetli bir yöntemdir (Gambarini ve ark. 2011). Isıl işlem, süper esnekliği ve şekil hafızasını önemli bir şekilde etkiler (Kuhn ve ark. 2001). Şekil hafızası olmayan veya 'kontrollü hafızası' olan eĝelerden olan HyFLEX™ (CM ; Coltène / Whaledent,

Inc., Cuyahoga Falls, OH, ABD) yorgunluk direncinin arttığı iddia edilmektedir (Shen ve ark. 2011).

2.4. Kanal İçi Alet Kırıkları İçin Töropatik Seçenekler

Kırık aletli dişlerin tedavisi, ortograd veya cerrahi yaklaşımları içermektedir.

Ortograd yaklaşımda:

- Kırık eğenin çıkarılması
- Kırık eğenin baypas edilmesi
- Kırık parçanın yerinde bırakılması ve kök kanalı şekillendirilip kırık eğe seviyesine kadar doldurulması

Kök kanal sisteminin etkin bir şekilde temizlenip şekillendirilmesi mikroorganizmaların yok edilmesi için kırık parçanın çıkarılması gerekmektedir. Bu yaklaşım, özellikle dişin stratejik olarak önemli olduğu durumlarda önerilir. Bununla birlikte, kırık eğenin çıkarılması bilgi ve deneyim gerektiren karmaşık bir süreçtir (Madarati ve ark. 2013).

2.4.1. Kırık Eğenin Çıkarılmasını Etkileyen Faktörler

2.4.1.1. Dış Faktörü

Kanal içinden kırık eğenin çıkarılması dişin tipine, kanalın enine kesit şekline ve çapına, kırık fragmanın kök kanalı içindeki pozisyonuna, kök kanal eğriliğine göre değişmektedir. Kırık eğeleri çıkarmak, aşağıdaki durumlarda daha olasıdır:

1. Üst çene dişlerinde (Hülsmann ve Schinkel 1999; Shen ve ark. 2004),
2. Ön dişlerde (Hülsmann ve Schinkel 1999; Shen ve ark. 2004; Cujé ve ark. 2010),
3. Eğe kök kanalının koronal üçte birlik kısmında olduğunda (Cujé ve ark. 2010),
4. Kırık eğe kök kanal eğriliğinden önce yerleştiğinde (Ward ve ark. 2003),
5. Eğe düz veya hafif kavisli kök kanallarında kırıldığında (Ward ve ark. 2003).

Kırılmış eğenin toplam uzunluğunun üçte biri açığa çıkarılabiliyorsa, o zaman çıkarılabilir olduğu iddia edilmektedir (Ruddle 2002). Bununla birlikte, çoğu NiTi eğe esnekliklerinden dolayı, apikalde veya ötesinde kırılmaktadır. Kök kanal eğrilikleri de kırılan eğelerin çıkarılmasını zorlaştırmaktadır (Ward ve ark. 2003).

Kırık parçayı görebilmek ve kırık eğe çıkarma aletlerini iyi manipüle etmek anatomik faktörlere bağlıdır (Cujé ve ark. 2010). Bu bağlamda; diş tipi (arka veya ön dişler, mandibular veya maksiller dişler), eğenin kök kanaldaki konumu (koronal, orta ve apikal kesit) ve kırık eğe-kanal duvarı ara yüzü önemlidir. Eğe ile kök kanal duvarları arasında bir boşluk olduğunda kırık fragmanın çıkarılabilmesi daha olasıdır (Nagai ve ark. 1986).

2.4.1.2. Kırık Eğe Faktörü Tip, Tasarım ve Uzunluk

Genel olarak NiTi döner eğelerinin, aşağıdaki nedenlerle SS olanlara kıyasla çıkarılmasının daha zor olduğuna inanılmaktadır (Cujé ve ark. 2010):

1. Rotasyonel hareketlerinden dolayı kanal duvarlarına saplanma eğilimindedirler (Ward ve ark. 2003),
2. Özellikle ultrasonik kullanıldığında, çıkarma prosedürleri sırasında tekrar tekrar kırılma eğilimleri daha yüksektir (Ruddle 2002),
3. Eğimli kök kanallarındaki NiTi eğeler kök kanal duvarına yaslanma eğilimindedir (Gencoglu ve Helvacioğlu 2009),
4. Genellikle kısa uzunluklarda kırılırlar, özellikle torsiyonel kırıklarda (Ward ve ark. 2003); eğe ne kadar uzun kırılırsa, çıkarma oranı o kadar yüksek olmaktadır, çünkü daha uzun kırık fragmanlar genellikle daha koronaldedir (Hülsmann 1993).

Kırılan eğelerin tasarımı da önemlidir, örneğin, K tipi eğenin çıkarılması H tipi eğeden daha kolay ve daha başarılıdır (Cujé ve ark. 2010). Bunun nedeni ise H tipi eğelerin daha fazla kesme verimliliğinin olması ve dentine daha çok saplanması olabilir (Madarati ve ark. 2013).

2.4.1.3. Operatör Faktörü

Eğe kırığı, hekimi stres altına sokan zor bir süreçtir ve hukuki olarak potansiyel dava olarak görülebilir (Pine 1996). Bu tür vakaları tedavi etmenin en önemli ön koşullarından biri, operatör tarafında azami sabırla ölçülü bir metodolojik yaklaşım benimsemektir (Pine 1996). Ek olarak, başarılı bir şekilde kırık eğe çıkarılması; bilgi, eğitim, teknik ve ekipmanlara aşinalık, azim, sabır ve yaratıcılığa dayanan zor bir süreçtir (Ruddle 2004; Terauchi ve ark. 2007).

2.4.1.4. Hasta Faktörü

Ağız açıklığının derecesi, dişe erişimdeki kısıtlamalar, zaman kısıtlamaları, anksiyete seviyesi ve dişi ağızda tutmak için hastanın motivasyonu önemlidir. Prosedürlerin karmaşıklığını ve olası komplikasyonları tedavi öncesinde hastaya açıklayıp tartışarak, hastadan ‘iyi niyet desteği’ kazanılmalıdır. Hastanın korkularını hafifletip hekime görevi başarıyla yerine getirmesi için zaman tanınması sağlanmalıdır (Madarati ve ark. 2013).

2.4.2. Kırık Eğe Çıkarmak İçin Kullanılan Teknikler

Başarı oranlarındaki farklılıklar, eğelerin çıkarılması için kullanılan cihazlara, tekniklere, yöntemlere ve protokollere göre bildirilmiştir. Hekim, kırık parçayı çıkarmaya karar vermeden önce, gerekli materyallerin, aletlerin ve cihazların kullanılabilirliğini ve bunların başarılı bir şekilde kullanılmasını sağlamalıdır. Her bir vakanın, tedaviyi yönetmek için benimsenen yaklaşımı belirleyen kendine özgü özellikleri vardır (Madarati ve ark. 2013).

2.4.2.1. Kimyasal Çözücüler

Etilen diamin tetra-asetik asit (EDTA)'in kırık eğelerin etrafındaki dentini yumuşatmak için kullanılması önerilmiştir. EDTA, parçanın çıkarılması için eğelerin kırık parça ile kanal duvarı arasına yerleştirilmesini kolaylaştırır (Cattoni 1963). İyot triklorür, nitrik asit, hidroklorik asit, sülfürik asit, iyot kristalleri, demir klorür çözeltisi, nitrohidroklorik asit ve potasyum iyodür çözeltileri gibi diğer kimyasallar tarihsel olarak metal nesnelerin kasıtlı korozyonunu sağlamak için kullanılmıştır (Hülsmann 1993). Bununla birlikte, periapikal dokuyu tahriş edebildiğinden dolayı artık kullanılmamaktadır (Madarati ve ark. 2013).

2.4.2.2. Mini Forseps

Kök kanal sistemi içinde yeterli boşluk varlığında, kök kanalının koronal bölümünde kırılmış eğe; Steiglitz forseps (Union Broach, York, PA), Peet silver point forsepsi gibi (Silvermans, New York, NY) veya Endo forseps (Roydent, Johnson City, TN) kullanılarak kavranıp çıkarılabilir (Feldman ve ark. 1974).

2.4.2.3. Tirnerf ve Pamuk

Kırılan parça tirnerf ise ve kök kanalına sıkıca takılmamışsa, etrafına küçük bir pamuklu rulo parçası sarılmış başka bir küçük tirnerf kök kanalının içine sokulabilir; daha sonra bütün olarak geri çekilir (Feldman ve ark. 1974).

2.4.2.4. Tel Döngü

Bu uygulama için 0,14 mm'lik bir telin iki serbest ucu 25G'lik bir enjeksiyon iğnesinin sap kısmından dışarı kayana kadar geçirerek bir tel halka oluşturulur. Küçük bir hemostat kullanılarak, tel halka parçanın üst serbest kısmı etrafında sıkılır ve ardından tüm düzenek kök kanalından geri çekilmektedir. Döngü, kanal boyutuna ve parçanın konumuna göre küçük dairesel veya uzun eliptik olabilir. Bu teknik, kök kanalına sıkıca bağlı olmayan nesnelere almak için kullanılabilir (Roig-Greene 1983).

2.4.2.5. Hipodermik Cerrahi İğne

Bir hipodermik iğnenin eğimli ucu, iğneyi hafif apikal basınç altında döndürerek parçanın koronal kısmı etrafında bir oluk açmak için kısaltılabilir. İğne boyutu, kırık parçanın koronal ucunu içine almaya izin vermelidir. İğnenin kesici kenarları kör olmamalıdır. Parçanın etrafındaki oluk, ince ultrasonik uçlar veya trefan frezleri kullanılarak da hazırlanabilir. Parçayı çıkarmak için hipodermik iğneye siyanoakrilat yapıştırıcı veya güçlü bir dental siman, örneğin polikarboksilat yerleştirilebilir ve daha sonra ayarlandığında tüm tertibat iğne-yapışkan-parça saat yönünde veya saat yönünün tersine dönme hareketi ile hassas bir şekilde çekilebilir. Düzgün iğne lümenini pürüzlendirmek bağı güçlendirebilir (Johnson ve Beatty 1988). Yapıştırıcının kullanılmadığı durumlarda, parçanın üst kısmını ve iğnenin iç duvarını sıkıştırmak için bir H tipi eğe iğnenin içinden saat yönünde döndürülerek itilir (Suter 1998). Fragman ve H eğesi arasında iyi bir kenetlenme sonrası ikisi de kök kanalından nazikçe çekilir. Esnek olmadıkları için eğri kanallarda bu yöntem kullanılamaz.

2.4.2.6. Örgü Tekniği

Kırık parçayı tutmak için kök kanalına H-tipi (Hedstrom) veya K-tipi eğeler yerleştirilir ve daha sonra hepsi beraber kanaldan geri çekilir. Bu yöntem, kırık parça kanalda derin bir şekilde konumlandığında ve görünür olmadığında, hekim dokunsal duyuya güvendiğinde veya kırık fragman gevşek ancak başka yollarla geri

alınmadığında etkili olabilir (Shen ve ark. 2004; Suter ve ark. 2005). Mümkin olan en büyük eğe boyutu, örgülü eğelerin kırılma olasılığı nedeniyle dikkatli kullanılmalıdır (Madarati ve ark. 2013).

2.4.2.7. Masserann Tekniği

Masserann kiti (Micro-Mega, Besanc, Fransa), çapı 1,1–2,4 mm arasında değişen 14 adet içi boş kesme uçlu trefan frezeden 11–24 boyutlarında ve 2 adet ekstraktörden içine piston ileletilebilen tüplerden oluşur. Trefan frezeler, parçanın koronal kısmı etrafında bir oluk hazırlamak için saat yönünün tersine kullanılır. Ekstraktör tüpler oluğa sokulur ve vida sıkılır, parçanın serbest kısmı piston ile iç kabartma arasında kilitlenir. Büyük ekstraktör çapları 1,2 ve 1,5 mm, kökü zayıflatabilen ve perforasyona veya postoperatif kök kırılmasına neden olabilecek önemli miktarda dentinin çıkarılmasını gerektirir. Bu, Masserann kitinin kullanımını büyük ölçüde ön dişlerle sınırlandırmaktadır (Ruddle 2004).

2.4.2.8. Ekstraktörler

Masserann tekniğinin konsepti daha da geliştirilmiş ve yeni ekstraktörler tanıtılmıştır.

Endo-Extractor sistemi (Roydent, Johnson, TN), farklı boyut ve renklerde 3 ekstraktöre sahiptir kırmızı #80, sarı #50 ve beyaz #30. Aletin etrafında oluk oluşturmaya yarayan, her bir trefan frezine karşılık gelen bir ekstraktör mevcuttur (Madarati ve ark. 2013).

Cancellier Extractor Kit (SybronEndo, Orange, Kaliforniya), dış çapları 0,50-0,60- 0,70 ve 0,80 mm olan 4 adet ekstraktör içermektedir (Madarati ve ark. 2013).

Instrument Removal Sistem (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, Oklahoma), 3 adet ekstraktör içerir. Siyah ekstraktörün dış çapı 1 mm'dir ve daha büyük kök kanallarının koronal üçte birinde kullanılır. Kırmızı ve sarı ekstraktörler sırasıyla 0,80 ve 0,60 mm daha dar kanallarda kullanılmaktadır (Ruddle 2004).

Endo Rescue (Komet / Brasseler, Savannah, GA), esas olarak parçayı çıkarmak için saat yönünün tersine dönen trefan frezeleri ve kırık parçanın koronalini kesen 'pointier' adlı bir merkezleme frezinden oluşmaktadır. Bu aletler 0,90 kırmızı ve 0,70 sarı olmak üzere 2 boyutta mevcuttur.

Meitrac Endo Safety Sistemi (Hager ve Meisinger GmbH, Neuss, Almanya), 3 boyutta tüpe sahip başka bir sistemdir.

Separated Instrument Removal Sistemi (Vista Dental Products, Wisconsin, ABD), beş farklı iç çapta 18G, 19G, 20G, 22G ve 25G 100 yumuşak tüp içermektedir. Bu yumuşak tüpler, kavisli kanallarda bile kolay erişim sağlar. Sistem kendi adezivi ile kullanılmaktadır.

Micro-Retrieve & Repair (Mr&R) sistemi (Superline NIC Dental, Shenzhen, Çin) bir dizi NiTi evreleme "staging" platformu eğesi, küçük çaplı trefan frezleri ve her bir freze karşılık gelen ekstraktör tüpleri olan bir sistemidir.

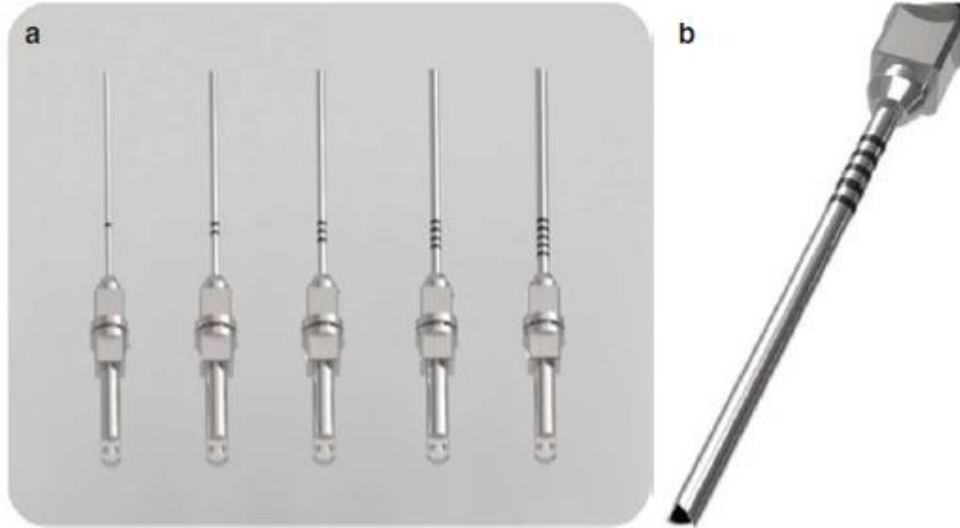
Bu sistem şunlardan oluşur:

- Beş farklı boyutta trefan frezi (Şekil 2.1, Tablo 2.1)
- Frezlere karşılık gelen boyutlarda çalışma uzunluğunda oval yan pencereleli iğne kanülleri (Şekil 2.2)

Trefan frez ve iğne kanüllerinin uzunluğu, arka dişlere erişimi artırmak için ayrı ayrı ayarlanabilir.

Tablo 2.1. Micro-Retrieve & Repair Sistem'i Trefan frez sembolleri ve boyutları (Superline NIC Dental, Shenzhen, Çin).

Sembol		Dış çap boyutu (mm)	İç çap boyutu (mm)
18G	5. halka	1,26	0,86
19G	4. halka	1,10	0,70
20G	3. halka	0,90	0,60
21G	2. halka	0,80	0,50
22G	1. halka	0,70	0,40



Şekil 2.1. a. Micro-Retrieve & Repair Sistem'i beş trefan frez boyutu (Superline NIC Dental, Shenzhen, Çin), b. Büyütme ($\times 5$).



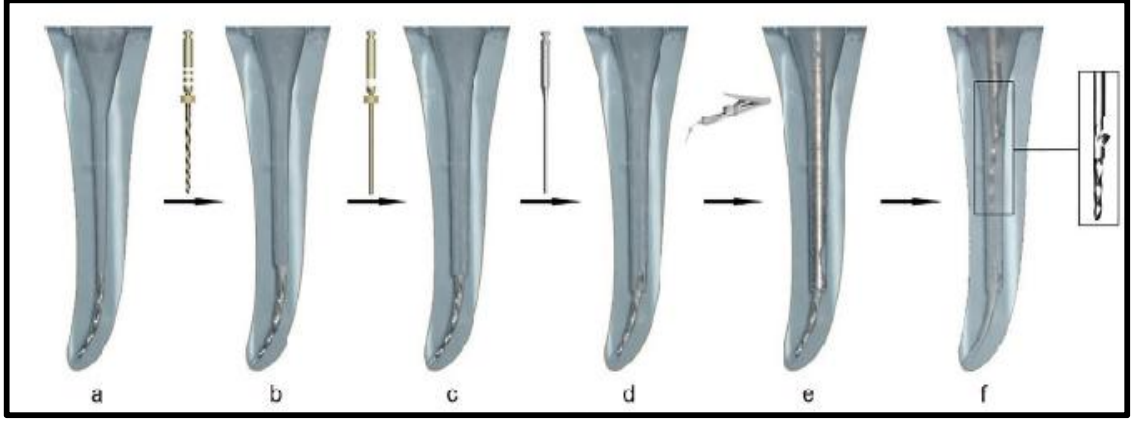
Şekil 2.2. Mr&R Sisteminin yan oval pencereleli iğne kanülü (Superline NIC Dental, Shenzhen, Çin)

Bu teknikle izlenecek adımlar şunlardır:

— Kök kanalı parçaya kadar şekillendirilir. Parçanın en koronal yönünün düz çizgi erişimi ve görselleştirilmesi mümkün olduğunda çıkarma işlemi denenir.

—Koronal genişletme, kırık aletin koronal ucunun üzerinde #60/.04, #70/.03, #80/.02 ve #90/.01 ısıtılmış NiTi eğelerinin art arda kullanılmasıyla hazırlanır (Şekil 2.3).

— Parça sadece trefan frez ile gevşeyebilir ve geri alınabilir. Alınmaması durumunda kullanılan trefan frezine karşılık gelen boyutları olan ekstraktör kanala sokulur ve parçanın açıkta kalan kısmına yerleştirilir. Sapın üzerindeki sürgü itilerek iç silindir ile kırık parça ekstraktör içerisinde kilitlenir. Ekstraktördeki yan oval pencereden kırık parça geçer ve tam bir kilitlenme sağlanır. Parça mekanik olarak kavrandıktan sonra, tüm tertibat kanaldan alınır.



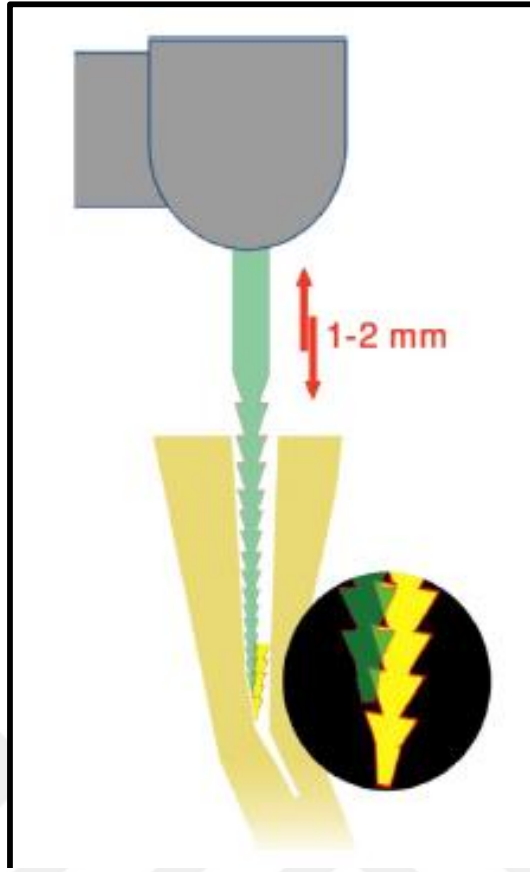
Şekil 2.3. Kırık eğe parçasının MR&R kitiyle çıkarılmasının şematik gösterimi

Mounce Ekstraktör Sistemi (SybronEndo, Orange, Kaliforniya), top ucuna benzeyen yuvaları olan burnishera benzer. Siyanoakrilatla beraber kullanılır.

Bazı ekstraktörler, örneğin Instrument Removal Sistem kısmen bir eğri etrafında dönebilse de trefan frezleri sadece kök kanalının düz kısmında kullanılmalıdır. Özellikle adeziv kullanıldığında, ekstraktörler zaten gevşemiş olan kırık parçayı etkili bir şekilde çıkarabilir. Bununla birlikte, kök kanalını yanlışlıkla tıkayabileceği için çok fazla adeziv kullanımından kaçınmak gereklidir. Daha da önemlisi, kök kanallarının aşırı genişlemesi basamağa, kök perforasyonuna veya kök kırılmasına yatkınlık yaratabilir (Ruddle 2004; Yoldas ve ark. 2004).

2.4.2.9. Kanal Finder Sistemi

Orijinal Kanal Finder Sistemi (FaSociete Endo Technique, Marsilya, Fransa) bir el aleti ve özel olarak tasarlanmış eğelerden oluşmaktadır (Şekil 2.4) (Lévy 1990). Sistem, hız arttığında azalan 1-2 mm maksimum genlikli dikey bir hareket üretir (Hülsmann 1993). Sistem kırık parçanın baypas edilmesine etkili bir şekilde yardımcı olmaktadır, ancak özellikle eğimli kök kanallarında perforasyonlara veya parçayı apikal olarak itmeye dikkat edilmelidir. Eğenin olukları, kırık parça ile mekanik olarak birleşebilmekte, dikey titreşim ile parça gevşetilebilmekte ve hatta çıkabilmektedir (Hülsmann 1990). Bu sistem son zamanlarda SS eğelerinin vertikal resiprokasyon ve pasif $\frac{1}{4}$ dönüş hareketinde kullanıldığı Endopuls sistemi (EndoTechnic, San Diego, Kaliforniya) ile değiştirilmiştir (McGuigan ve ark. 2013).



Şekil 2.4. Kanal Finder Sistemi

2.4.2.10. Ultrasonik Teknik

Ultrason, 20 kHz olan insan işitme aralığının üzerinde frekansa sahip bir ses enerjisidir (Şekil 2.5) Ultrasonik titreşim şu anda kök kanaldan yabancı cisimleri almak için en yaygın kullanılan yöntemdir. İngiltere’de yapılan bir ankette endodontistlerin büyük bir çoğunluğu %98,5 intrakanal kırık alet, post ve gümüş konları ultrasonik yöntemle çıkardıklarını bildirmişlerdir (Madarati ve ark. 2008).



Şekil 2.5 Ultrasonik Ünite (DTE D600 Guilin, Çin).

Ultrasonik cihazlar (Şekil 2.5) kırık aletleri, gümüş konları veya intraradiküler post parçalarını gevşetilebilir ve daha sonra çıkarılabilir (Nevares ve ark. 2012). Teknikte, vibratörün ucunun alınacak metalik nesne ile yakın temasının gerektiği açıktır. Başlangıçta el eğeleri veya spreaderlar, kırılmış aletleri çıkarmak için ultrasonik cihazlar tarafından aktive edilmiştir (Krell ve ark. 1984). D'Arcangelo ve ark. (2000), ultrasonik bir cihazın piyasamene monte edilmiş paslanmaz çelik K-eğeleri ile el enstrümantasyonu kullanılarak parçaların başarılı bir şekilde çıkarıldığı iki vaka bildirmiştir. Şu anda çoğu ultrasonik cihaz, kırık aletleri çıkarmak için özel olarak tasarlanmış uçlara sahiptir (Şekil 2.6). Bu nedenle, özel olarak tasarlanmış bir dizi ultrasonik uç mevcuttur. Paslanmaz çelik ve titanyum alaşımları gibi bir dizi metal alaşımdan imal edilmiş uçlar ters açılı bir tasarıma sahiptirler ve ucun kesme verimliliğini arttırmak için elmas veya zirkonyum nitrür gibi aşındırıcılar ile kaplanabilirler. Kök kanallarının çeşitli kısımlarında kullanılmasını sağlamak için farklı açılarda, uzunluklarda ve boyutlarda uçlar mevcuttur. Genel bir kural olarak, parça kanalda ne kadar derindeyse, kullanılması gereken ultrasonik uç o kadar uzun ve ince olmalıdır. Bu uzun, ince uçların kırılmasını önlemek için çok düşük güç ayarlarında kullanılmalıdır (Lambrianidis 2017).



Şekil 2.6. ProUltra Endo Uçları (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, Oklahoma). 1–5 Ultrasonik Endo Uçlar, onları sertleştirmek ve klinik performansı artırmak için zirkonyum nitrür kaplıdır. Bu uçlar, aletlerin yan tarafları boyunca dentin ve restoratif materyallerin çıkarılması için tasarlanmıştır. ProUltra Endo 6-8, titanyum alaşımlı yapıları nedeniyle daha fazla mukavemete sahiptir ve uzunlukları daha fazladır aynı zamanda daha küçük çapları nedeniyle kök kanalının tüm uzunluğu için kullanılabilir.

Uçlar dikkatle seçilmelidir. Hekimler kullanacakları uçları ultrasonik cihaza göre seçmelidirler. Uçların rezonans frekansı cihazların çalışma frekansı ile eşleşmesi gerekir. Açıkçası, bu aynı markanın cihazları için de geçerlidir. Uyumsuzluk, uç kırılmasına yol açacaktır. Bildiğimiz kadarıyla, kırık aletlerin çıkarılması için endodontik ultrasonik endosonik uçlar ile farklı markaların ultrasonik cihazları arasında rezonans uyumluluğu üzerine sadece bir çalışma vardır (Shiyakov ve Vasileva 2014). Bu çalışmanın yazarları, farklı marka cihazların ve ultrasonik uçların kombinasyonlarının mümkün olduğu, ancak rezonans uyumsuzluğu ile ilgili bilgilerin dikkatlice kontrol edilmesi gerektiği sonucuna varmışlardır (Shiyakov ve Vasileva 2014).

Spesifik uçların bulunmadığı durumlarda, ultrasonik enerji, daha önceki dönemlerde önerildiği gibi, el eğesi, endodontik explorer veya spreader yoluyla iletilir (Krell ve ark. 1984). Şu anda diş hekimliğinde bulunan ultrasonik üniteler, farklı etki mekanizmalarına sahip iki temel tiptedir.

Bunlar;

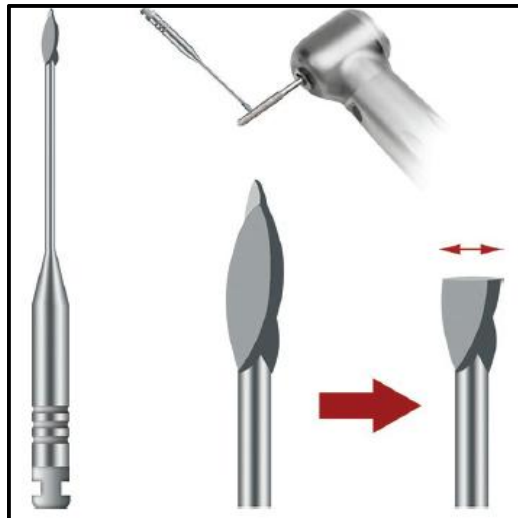
- Manyetostriktif: Manyetostriksiyon elektromanyetik enerjiyi mekanik enerjiye dönüştürür.

- Piezoelektrik: Elektrik yükü uygulandığında boyutu değiştiren bir kristalin kullanıldığı piezoelektrik prensibine dayanmaktadır (Plotino ve ark. 2007). Bu kristalin deformasyonu, ısı üretmeden mekanik salınımına dönüştürülür (Stock 1991). Her iki tip de diş hekimliğinde klinik olarak iyi kabul edilmektedir. Piezoelektrik tip ultrasonikler endodontik uygulamalar için daha uygundur (Plotino ve ark. 2007).

Saniyede 40 devir, 24 kHz'e kıyasla daha fazla devir sağlarken, bu birimlerin uçları doğrusal ileri geri “piston benzeri” hareketle çalışır (Plotino ve ark. 2007). Bu hareket endodonti için idealdir.

Teknikte İzlenmesi Gereken Aşamalar:

— Kök kanalının kırık parçaya kadar genişletilmesi. Doğrudan mikroskopik görüş altında, parçanın en koronal kısmında çevresel evreleme platformu, Ruddle tarafından tarif edildiği gibi crown-down tekniğiyle modifiye uçları köreltilmiş 2-4 Gates-Glidden frez (Şekil 2.7) ile hazırlanır (Ruddle 2004). Önceden seçilmiş Gates-Glidden frezin maksimum kesit çapı, parçanın koronal çapından biraz daha büyük olmalıdır. Bu nedenle Gates Glidden frezlerinin boyutlarına aşina olmak önemlidir (Tablo 2.2). Modifiye edilmiş Gates-Glidden frez, önceden genişletilmiş kanalda, yaklaşık 300 rpm'lik azaltılmış hızda döndürülür ve kırık aletin en koronal yönü ile hafif temas edene kadar apikal olarak yönlendirilir. Evreleme platformu, kırık fragmanın ve çevresindeki kök kanal duvarlarının daha iyi görüntülenmesini sağlamak için ortalanmalıdır. Böylece, kırık parçanın etrafında eşit miktarlarda dentin korunarak kök perforasyon riski en aza indirilir (Lambrianidis 2017). Benzer şekilde değiştirilmiş Light Speed NiTi döner aleti (Lightspeed Technology Inc, San Antonio, Teksas) kullanılabilir. Kavisli kanallarda yapılan karşılaştırmalı bir çalışmada Light-Speed NiTi döner aleti ile oluşturulan evreleme platformunun Gates-Glidden frezleri tarafından oluşturulandan daha fazla ortalayabildiği bulunmuştur (Iqbal ve ark. 2006).



Şekil 2.7. Modifiye Gates Glidden frezlerin hazırlanması

Tablo 2.2. Gates-Glidden frez boyutları

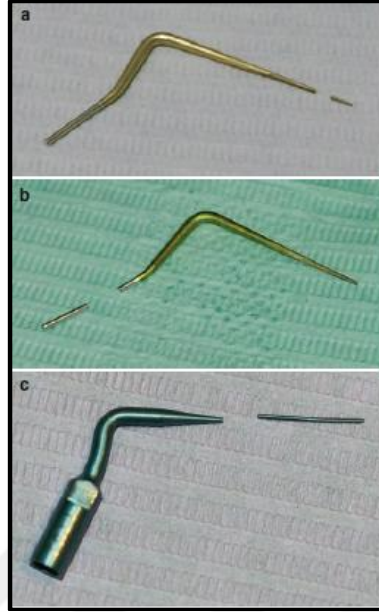
Gates-Glidden Frez	Çapı (mm)
#1	0,50
#2	0,70
#3	0,90
#4	1,10
#5	1,30
#6	1,50

— Tüm kalıntıları ve dentin talaşlarını temizlemek için bol irrigasyon ve kurutma yapılmalıdır (Lambrianidis 2017).

— Parçacığa ulaşmak için şekillendirilmiş kanala uygun uzunlukta ve önceden pasif olarak oturmasını sağlayan çapta ultrasonik uç parçanın açıkta kalan koronal ucu ile kanal duvarı arasına yerleştirilir. Daha sonra, parçanın etrafında saat yönünün tersine hareket etmek için düşük güç ayarlarında etkinleştirilir. Bu, parçacığın birkaç milimetre koronal ucunun boşaltılmasına ve/veya parçanın bir miktar hareketinin kaydedilmesine kadar devam eder. Bu noktada, parçaya mümkün olduğunca az dokunmaya ve daha ince olan kökün iç duvarından az madde kaldırmaya dikkat edilmesi gerekir. Oluk oluşturma aşaması için elmas kaplı uçları kullanmaktan kaçınılmalıdır çünkü çok agresiftirler ve dentin duvarından çok madde kaldırabilirler. Sınırlı erişime ve ince kök morfolojisine sahip uzun köklerdeki fragmanlarda titanyum ultrasonik uçlar kullanılabilir. Bunlar, aşındırıcı kaplı aletlere kıyasla daha küçük çaplarda, daha uzun, daha esnektirler ve sadece uçları kesebilir. Kök kanalında daha derin trefin yaparken güvenliği destekleyen pürüzsüz, daha az agresif kesme eylemi sağlarlar. İyatrojenik hatalara neden olabileceğinden kör trefinlemekten kaçınılmalıdır (Lambrianidis 2017).

—Ultrasonik uçta kırıkları önlemek için gereksiz baskıdan kaçınmak çok önemlidir (Şekil 2.8). Kök kanalı içindeki tüm ultrasonik çalışmalar kuru bir ortamda gerçekleştirilir ve mikroskop ile sürekli görselleştirmelidir. Dentinin kör trefinlenmesi istenmeyen komplikasyonlara yol açabilir. Dental asistan tarafından kullanılan Stropko irrigatör (DCI Intl, Portland, ABD), ultrasonik kullanımı sırasında

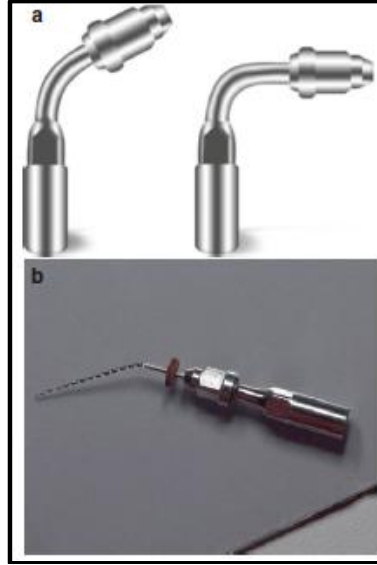
sürekli bir hava akışını sağlamak, yönlendirmek ve dentin tozunu uzaklaştırmak için özellikle yararlıdır (Lambrianidis 2017).



Şekil 2.8. Kırık ultrasonik uçlar. a. Parçanın ucunda RT3 EMS kırığı, b. Sapında RT3 EMS kırığı, c. ProUltra Endo Titanyum İpucunun Kırığı.

NiTi ve paslanmaz çelik eğeler ultrasonik titreşime farklı tepki verir. Paslanmaz çelik eğeler ultrasonik enerjiyi bedensel olarak emer ve erken hareket gösterir (Cohen ve ark. 2005). NiTi eğeler kırılmandır ve doğrudan ultrasonik enerjiye maruz bırakıldığında, özellikle parça yerinde sıkışmışsa, tekrar kırılabilir. Parçanın tekrar kırılması prosedürü oldukça zorlaştırır. Ultrasonik ucun yüksek frekanslı dalgaları tarafından oluşturulan ısı ve döngüsel yorgunluk sekonder kırığa neden olabilir (Terauchi ve ark. 2013). Ultrasonik uç kanalın iç eğriliğine uygulandığında ikincil kırıkların azaldığı görülmüştür (Terauchi ve ark. 2013).

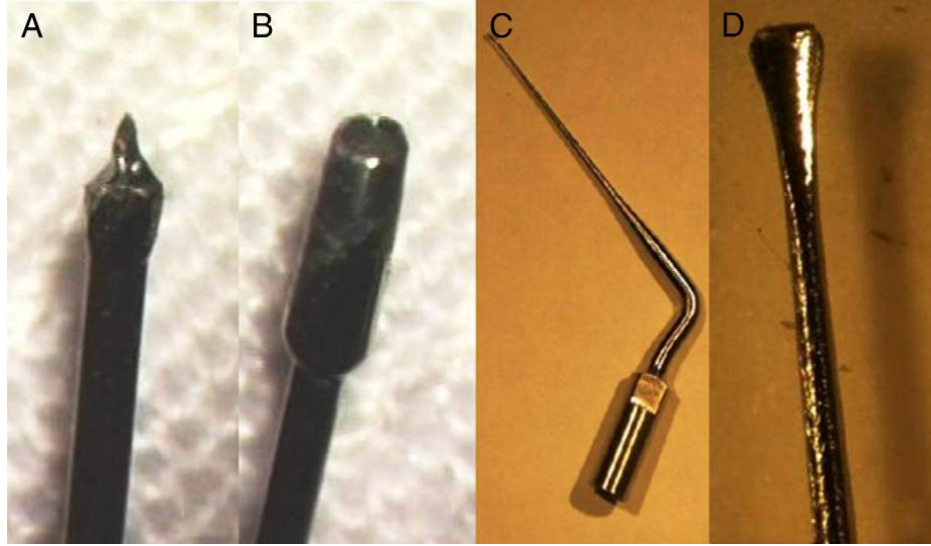
Parça geri alınamaz ancak gevşetilir ve tamamen atlanırsa, titreşim, parça ve dentin duvarı arasından paslanmaz çelik 10K eğesi ile iletilir. K-eğesinin daha düşük güç ayarlarındaki bu titreşimi, daha sonra irrigant ile yıkanabilen parçayı daha da gevşetir. Parçayı atlamak için kullanılan son el eğesinden daha ince olan ultrasonik K eğeleri kullanmaya dikkat edilmelidir. Ultrasonik endo ege adaptörünün ultrasonik el parçasına geçirilmesi gerekir (Şekil 2.9). Ultrasonik ünite için K eğeleri daha uygun maliyetli, daha az agresif ve ultrasonik uçlardan daha kolay bükülebilmektedir (Lambrianidis 2017).



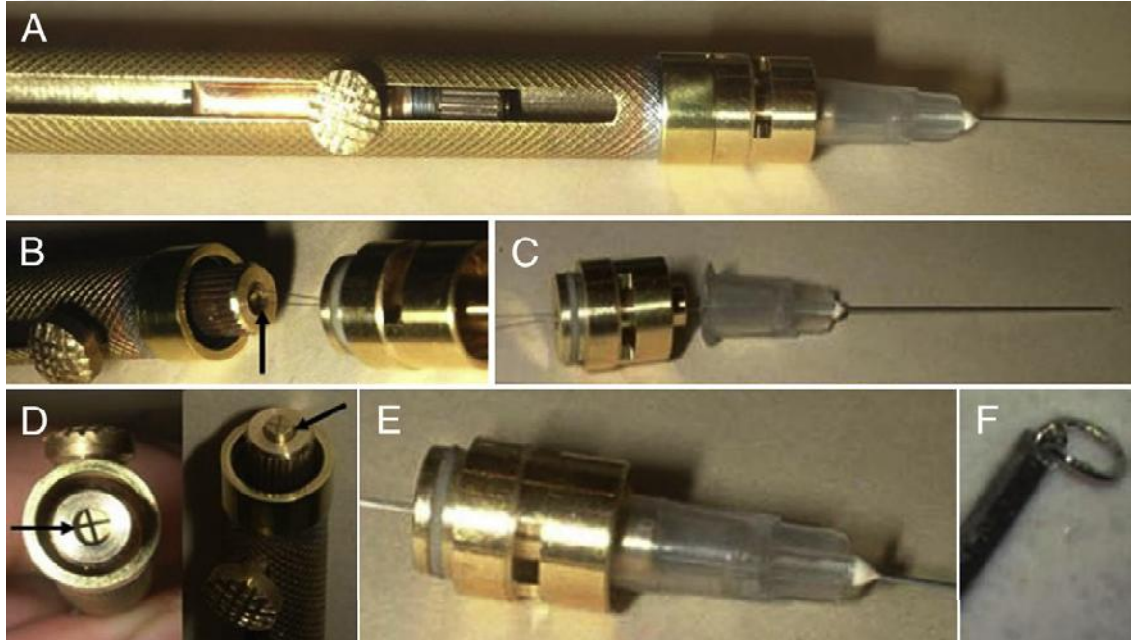
Şekil 2.9. Çeşitli adlar ve markalar altında üretilen Ultrasonik Endo eğe adaptörü, piezoelektrik tipi dental ultrasonik cihazların birçok markasında çalışacak şekilde tasarlanmıştır. Tutamak veya mandal göbeği çıkarıldıktan sonra 15 ila 40 boyutlarındaki paslanmaz çelik veya NiTi eğeleri ile kullanılabilir.

2.4.2.11. File Removal Sistemi

Bu sistem Terauchi ve ark. (2006) tarafından geliştirilmiştir ve çıkarılan dentin miktarının minimum olduğu iddia edilmektedir. Özel olarak tasarlanmış aletleri kullanan 3 ardışık adım içerir. Birinci adımda, iki düşük hızlı frez 28 mm uzunluğunda kullanılmaktadır. Kök kanalını büyütmek için 0,5 mm çapında rehber uçlu kesme A frezi kullanılmaktadır. Kesici B frezi silindir şeklinde bir uca ve 0,45 mm çapa sahiptir, bu nedenle fragmanın koronal kısmının etrafındaki dentini çıkarır (Şekil 2.10). Her iki frez de esnektir, bu nedenle kavisli kanallarda kullanılabilirler. Saat yönünün tersine hareketle kullanıldıkları için parçayı gevşetebilmekte veya hatta çıkartabilmektedirler. Birinci adım başarısız olursa; ikinci adım denir. İkinci adımda, kırık eğin etrafında en az 0,7 mm derinliğinde bir oluk hazırlamak için ultrasonik uç #30-0,2 mm kullanılmaktadır. Bu genellikle parçayı gevşetmekte ve hatta çıkarabilmektedir. Bu adım da başarısız olursa üçüncü adım gerçekleştirilir (Şekil 2.10). Üçüncü adımda, parçayı mekanik olarak kavramak ve kök kanalından çıkarmak için iki bölümden oluşan bir sistem kullanılır. Bir parça, NiTi telinden 0,08 mm bir halka ile tek kullanımlık bir tüpe 0,45 mm çapında bağlanan bir başlıktan oluşur. İkinci parça, başlığı ve teli tutan pirinç bir gövdedir. Bu gövdenin üzerinde ilmeği sıkıp gevşeten sürgü bulunmaktadır (Şekil 2. 11) (Terauchi ve ark. 2006).



Şekil 2.10. File Removal Sistem. A. Kesme kalemi, B. Kesme kalemi, C. Ultrasonik uç, D.Ultrasonik ucun büyütülmüş görünümü.



Şekil 2.11. A. File Removal Sistemi, B-D. Yanda sürgülü tutamak ve üstte X şeklinde delik siyah oklar bulunan pirinç bir gövdeden oluşur, C-E. İki bağlantı parçası bulunmaktadır, tek kullanımlık bir tüp ve NiTi telin geçtiği tüpe bağlı bir başlık böylece döngü oluşturulur, F. Çıkarmaya hazır tertibat.

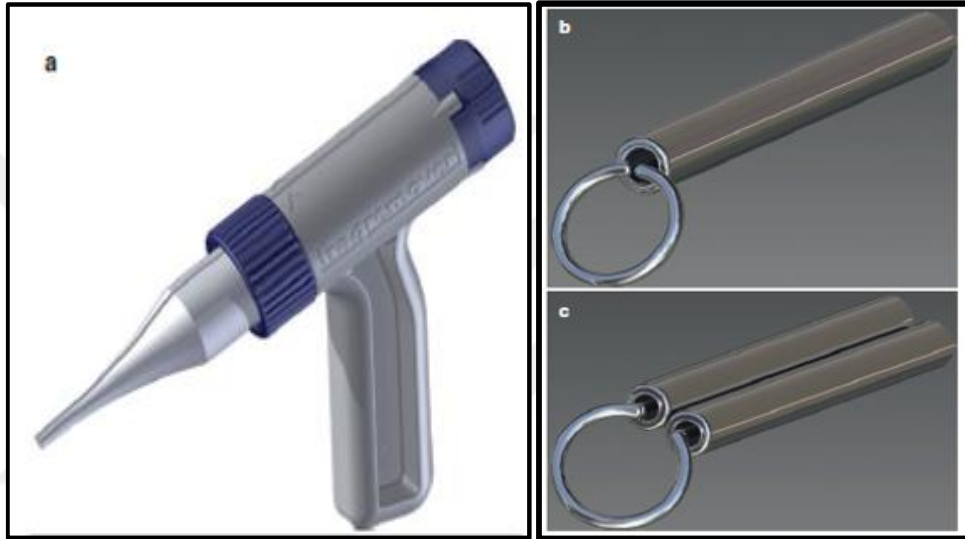
2.4.2.12. Wire Loop Tekniği

Bu teknik kırık segmenti bir tel halka ile daire içine alarak çıkarmayı amaçlamaktadır (Roig-Greene 1983). Dış çapı 0,46 mm olan tek kullanımlık 25 G bir dental enjeksiyon iğnesi, 0,14 mm çapında 12–15 cm'lik bir çelik tel parçası ve küçük bir hemostatik forsepssten oluşmaktadır (Lambrianidis 2017).

Bu tekniğin en son gelişmeleri Terauchi File Retrieval Kitinde (TFRK, Dental Care, Santa Barbara, California, ABD) mevcut olan, sürgülü saplı bir

paslanmaz çelik kanülün ucundaki küçük bir titanyum tel halkasından oluşan loop cihazını içerir.

Frag Remover ile dört farklı çapta 0,075-0,1-0,15 ve 0,2 mm paslanmaz çelik alaşımından yapılmış teller kullanılabilir (Şekil 2.12). Üreticilere göre daha güçlü teller, yüksek derecede sıkışmış parçaları ve koronal üçlüdeki postları almak için kullanılır. Döngünün şekillendirilmesi ve ayarlanması tek elle kullanılan basit bir işlemdir. Ayrıca sistemin diş ameliyat mikroskobu ile kullanımı daha da kolaylaştırır (Lambrianidis 2017).



Şekil 2.12. Frag Remover (HanCha-Dental, Zwenkau, Almanya) tek ve çift geçmeli kanülü.

Loop tekniğinin uygulanmasına dayalı diğer sistemler:

- a. Terauchi File Retrieval Kit TFRK-Yoshi Terauchi
- b. BTR Pen Sistemi Broken Tool Removal Pen - CerKamed
- c. EndoCowboy Köhrer Sistemi
- d. Endo Removal Sistem CerKamed

2.4.2.13. Yumuşatılmış Gutta-Perka Tekniği

Rahimi ve Parashos (2009), kök kanalının apikal üçte birinde bulunan gevşek parçaları yumuşatılmış Guta Perka konuları kullanarak çıkarmak için yeni ama basit bir teknik bildirmişlerdir. Paslanmaz çelik H tipi el eğeleri başlangıçta parçayı kısmen atlamak ve gevşek olup olmadığını kontrol etmek için kullanılmaktadır. Ardından, parçayı barındıran kanala göre #40 veya başka boyutta 0,04 konisitede Guta perka denenir. Guta perkanın apikal 2-3 mm'si yaklaşık 30 saniye kloroforma

daldırılır. Yumuşatılmış guta daha sonra kanala yerleştirilir ve yaklaşık 3 dakika sertleşmesine izin verilir. Guta Perka konu ve kırık parça daha sonra saat yönünde ve saat yönünün tersinde hassas bir çekme hareketi kullanılarak çıkarılabilir. Bu konservatif teknik, diğer çıkarma teknikleri kullanılırken kolayca erişilemeyen gevşek parçaların çıkarılmasına yardımcı olabilir (Rahimi ve Parashos 2009).

2.4.2.14. Parçanın Elektrokimyasal Yolla Çözünmesi

Ormiga ve ark. (2010), metalin elektrokimyasal olarak çözünmesine dayanan yeni bir kavramı tanıtmış ve test etmişlerdir. Teknikte elektrolite iki elektrot daldırılmakta; biri katot, diğeri ise anot görevi görmektedir. Kırık ege ile anot arasındaki temasın yanı sıra anot ve katot elektrotları arasındaki yeterli elektrokimyasal potansiyel farkı, metalik iyonların çözeltiliye salınmasıyla sonuçlanmaktadır. Sonuç olarak, kök kanalı içindeki parçanın aşamalı olarak çözünmesine neden olmaktadır. Yapılan çalışmalardaki sonuçlar bu yöntemin uygulanabilir olduğuna dair kanıtlar sunmuştur (Ormiga ve ark. 2010). Tekniğin dezavantajı ise, kırık parçanın tamamen çözünmesi için uzun bir süreye ihtiyaç olması ve elektrotları barındırması için sınırlı bir kök kanal alanının olmasıdır (Lambrianidis 2017).

2.4.2.15. Multisonik Ultracleaning Sistemi

Multisonik Ultracleaning Sistemi olan GentleWave® Sistemi (Sonendo Inc., Laguna Hills, Orange County, Kaliforniya, ABD) aşağıdakilerden oluşmaktadır:

- Bir konsol
- Diş piyesamenin dışına benzeyen bir kol

Bu sistem, okluzal diş yüzeyine yerleştirilmiş el aleti ile kök kanal sistemi boyunca sürekli bir irrigasyon çözeltisi sağlamaktadır. Kök kanal sisteminin enstrümantasyonunu ve temizlenmesini kolaylaştırmak için tasarlanmıştır. Sistem irrigasyon için geniş bir ses dalgası üretmektedir. Ayrıca fazla irrigasyon sıvısını negatif basınçla geri almakta ve konsolda biriktirmektedir. Üretici, GentleWave Sisteminin etkili bir şekilde çalışması için kanalların ISO (International Organization for Standardization) #15'den daha fazla genişletilmesi gerekmediğini öne sürmektedir (Lambrianidis 2017).

Bu teknoloji ile ilgili olarak apikal basınç (Haapasalo ve ark. 2016), doku çözücü etkinliği (Haapasalo ve ark. 2014), solüsyonun apikal ekstrüzyonu (Charara ve ark. 2016) ve depris temizliği (Molina ve ark. 2015), hatta kalsiyumun temizlenmesi (Ma ve ark. 2015) etkinliği ve kırık aletlerin kök kanallarından çıkarılması (Wohlgemuth ve ark. 2015) değerlendirilmiştir.

Cihazı kullanmadan önce çürük varsa temizlenmeli ve eksik koronal diş yapısı restore edilmelidir. Kullanım sırasında, el tipi cihazın ucu erişilen pulpa odası içinde, pulpa tabanının 1 mm üstünde tutulmalıdır. El parçasının hiçbir kısmı prosedürün herhangi bir noktasında kök kanalına girmemelidir (Lambrianidis 2017).

Sistem dokunmatik ekran kontrol paneliyle yönetilmektedir. İrrigasyon çözeltisinin akış hızı yaklaşık 45ml/dk'dır. Solüsyonun sıcaklığı 40 derecedir. Güçlü hidrodinamik kavitasyon bulutu, dişin içindeki gazı giderilmiş sıvı içinde geniş bir ses dalgası üretmektedir. El parçasındaki küçük deliklerden gelen negatif basınçla irrigasyon sıvısını geri çekebilmektedir (Lambrianidis 2017).

2.4.2.16. Lazer Destekli Kırık Eğe Çıkarma

Laboratuvar çalışmalarında neodymium-doped yttrium alüminyum garnet lazerleri (Nd: YAG) test edilmiştir ve 5 dakikadan daha kısa bir sürede alet parçalarını başarıyla çıkarıldığı iddia edilmiştir (YU ve ark. 2000; Hagiwara ve ark. 2013). Sıcaklık etkisi 4 farklı sonuca sebep olur:

1. Lazer, parçanın etrafındaki dentini eritir, daha sonra onu atlamak ve almak için H eğeleri kullanılır,
2. Lazer kırık parçayı eritir,
3. Lazer enerjisi lehim eritir; kırık aleti lehim ile doldurulmuş ve parçanın açıkta kalan koronal ucuna yerleştirilmiş pirinç boruya bağlar,
4. Lazer, içi boş metal boru içine yerleştirilmiş olan eğe parçasını, örneğin Endo-Eze® uca (Ultradent Products, Inc., ABD) kaynak yapar (Lambrianidis 2017).

2.5. Kırık Eğe Çıkarılmasıyla İlişkili Komplikasyonlar

Kırık eğelerin çıkarılmasıyla çeşitli komplikasyonlar ilişkilendirilmektedir (Hülsmann ve Schinkel 1999; Shen ve ark. 2004; Souter ve Messer 2005; Madarati ve ark. 2008). Basamak oluşumu yaygındır ve genellikle kök kanal sisteminin

istenilen uzunlukta şekillendirilmesini ve doldurulmasını engellemektedir (Ward ve ark. 2003). Basamaklar ayrıca dikey kök kırığına neden olabilecek potansiyel stres yoğunluğu bölgeleridir (Souter ve Messer 2005).

Kök kanalı içinde kırılan eğe ne kadar derin olursa, çıkarılan dentin miktarı o kadar fazla olmakta, kök de bir o kadar zayıflamaktadır (Madarati ve ark. 2009; Madarati ve ark. 2010). Aşırı kök kanalı preparasyonunun bir başka sonucu, özellikle evreleme platformunu hazırlarken kök perforasyonudur. Bir klinisyen el eğelerini kullanarak bir parçayı veya bir çıkıntıyı atlamaya çalıştığında bile, özellikle eğimli kök kanallarında veya kökler ince olduğunda kök perforasyonuna neden olabilmektedir. Bu nedenle, özellikle furkasyon alanına yakın kök kanal duvarlarında dikkatli olunmalıdır. Kırık parçanın apikale hatta kök apikaline ötesine ekstrüzyonu, genellikle çıkarmak için kullanılan aletlere uygulanan aşırı basınçtan kaynaklanmaktadır (Madarati ve ark. 2013).

Yapılan çalışmalarda, endodontik tedavinin başarılı olmasına rağmen dişin prognozunu etkileyen en önemli faktörün kalan sağlam kök dentin miktarı olduğu bildirilmiştir (Souter ve Messer 2005). Kırık eğenin çıkarılması sonucu kullanılan metoda bağlı olarak dişin fiziksel olarak zayıflaması söz konusu iken bu dişlerin restorasyonu için seçilen teknikler oldukça önemlidir.

2.6. Aşırı Harabiyet Görmüş Endodontik Tedavili Dişlerin Protetik Restorasyonu

2.6.1. Post-Kor Restorasyonları

Postlar, büyük miktarda koronal diş dokusu kaybına uğramış dişlerde korunmuş diş tutunmasını sağlamak amacıyla kullanılmaktadır (Azeez ve Çekiç Nagaş 2019).

Postlarla restore edilen dişlerin değerlendirildiği bir çalışmada, postların klinik ömürleri 17,4 yıl olarak bildirilmiştir (Nanayakkara ve ark. 1999). Guldener ve ark. 2017 yılında endodontik tedavili dişlerin post ile restore edildiklerinde elde edilen başarı ve başarısızlıklarını 5 yıllık periyotta değerlendirmişlerdir. Bu çalışma sonucunda, $8,8 \pm 2,3$ yıllık bir değerlendirme sonunda, genel başarı oranı %89,6 olarak bulunmuştur. Fiber postla restore edilen dişlerde bu oran %94,3 civarındayken, fiber post içermeyen dişlerde %76,3 kadardır. Diş kaybındaki ana sebep kök kırığıdır %9,7 ve postlarda tutuculuk kaybı gözlenmemiştir (Guldener ve

ark. 2017). Mohan ve ark.(2015) endodontik tedavili dişleri, fiberle güçlendirilmiş rezin post üzeri direkt kompozit korlar ile restore edildikten ve kron ile kaplandıktan sonraki başarısını değerlendirdikleri bir çalışmada, endodontik tedavili kırık dişlerin tedavisinde en iyi tedavinin fiber postlar olduğu sonucunu bildirmişlerdir.

Polietilen fiber postlar; biyolojik uyumluluğu yüksek, estetik, ışığı geçiren ve uygulanması kolay olan post materyalleridir. Bu uygulamalar, kök kanalının güçlendirilmesi ve kırılmaya karşı dayanımlarının artırılması amacıyla kullanılmaktadır. Ayrıca polietilen fiber yumuşak halde iken şekillendirildiği için diş dokusunun gereğinden çok uzaklaştırılmasını gerektirmemektedir (Piconi ve Maccauro 1999).

Cam fiber postlar, farklı tipte cam yapılardan yapılabilmektedir. Post uygulamalarında yaygın olarak kullanılan cam, elektrikcam (E-cam)'dır. E-cam, düşük alkali içeriğine sahip bir elektriksel yapıdır. Bu postlar SiO₂, CaO, B₂O₃, Al₂O₃ ve diğer bazı alkali metal oksitlerini içermektedir. Çok iyi derecede bir elektrik yalıtkanıdır. Gbadebo ve ark (2013), koronal diş yapısı harabiyete uğramış endodontik tedavili dişlerin cam-fiber postlar ile restore edildikten 6 ay sonraki başarısını değerlendirdikleri bir çalışmada, post-kor-kron ve kök kırıkları ile ilgili olarak altıncı ay takip sonuçlarında cam-fiber postla restore edilen dişlerin yüksek performans gösterdiği sonucuna varmışlardır.

Kron preparasyonunun gingivalinde yer alarak, kalan diş dokusunu bir arada tutan vertikal diş dokusu bandı olan ferrulenin, fonksiyon sırasında kök kırığına engel olduğu çalışmalarda bildirilmiştir. Bunun yanı sıra, dayanıklılığı arttırarak, tutuculuk sağlamakta ve restorasyonun klinik ömrünü arttırmaktadır (Azeez ve Çekiç Nagaş 2019).

2.6.2. Endokron Restorasyonlar

Endokron restorasyonlar, aşırı harabiyete uğrayan dişlerde uygulanan, pulpa odasından ve kavite marjinlerinden destek alan monolitik tek-parça restorasyonlardır. Bu şekilde makro retansiyon pulpa duvarları ile mikro retansiyon ise adeziv simantasyon ile sağlamaktadır. Pulpa odası derinliğinin 3 mm'den az olduğu vakalarda ve servikal marjin genişliği 2 mm'den az ise yeterli bağlantı alanı sağlanamayacağı için kontrendikedir (Azeez 2018).

Endokron preparasyonun avantajı, kök kanalında post yuvası hazırlanması ve kor yapının oluşturulmasına gerek kalmamasıdır. Böylece hem diş dokusu

korunmakta hem de klinikte geçirilen zaman azalmaktadır. Endokron restorasyonlarda pulpa odasından apikal bölgeye doğru kavitenin genişletilmesi, adeziv bağlanma ile birlikte retansiyon alanının artırarak, çiğneme hareketleri esnasında oluşan lateral kuvvetlerin pulpa odasına iletilmesini sağlamaktadır. Böylece endokronda, post-kordan farklı olarak postların köke uyguladığı horizontal kuvvetler azaltılmış olmaktadır (Bindl ve Mörmann 1999; Biacchi ve Basting 2012). Yapılan bir in vitro çalışmada, endokron restorasyonlar ve cam fiber post restorasyonlarının kırılma dayanıklılıkları karşılaştırılmıştır. Endokron restorasyonlarının cam fiber restorasyonlara göre daha yüksek kırılma dayanımı gösterdiği belirtilmiştir (Biacchi ve Basting 2012).

Endokron restorasyonların post-kor kron restorasyonlara göre avantajları (Hasanoğlu Aydın 2012):

1. Estetik,
2. Diş dokusunu koruyucu,
3. Biyolojik olarak uyumlu,
4. Subgingival preparasyon gerekmediği için periodontal dokularla dostu,
5. Alerjen ve toksik değil,
6. Yapısal farklılık gösteren kanallarda da uygulanabilmekte,
7. Çok geniş, ince ve kırılmaya eğilimli dişlerde avantajlı,
8. İnterokluzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda kullanılabilen,
9. Kök perforasyonu, kök kırığı ve kökü zayıflatma riski oluşturmamakta,
10. Klinikte geçen süreyi kısaltmaktadır.

2.6.3. Kron Restorasyonları

Çürük, restoratif prosedürler, kanal tedavileri sebebiyle koronal diş yapısı önemli ölçüde kaybedildiğinde tam kronlar restorasyon olarak kullanılabilir. Bazı vakalarda, tam kronlar direkt olarak koronal yapı üzerine yapılabilir. Bunun yanı sıra, kök kanalı içindeki post simantasyonunun kor materyali ve kron için tutucu olması gerekmektedir (Summitt ve ark. 2001). Kor, post dolayısıyla kök kanalı içindeki uzantı ile bağlantılıdır ve kayıp koronal yapının yerini almaktadır. Kron, koru kaplayıp dişin estetiğini ve fonksiyonunu yerine getirmektedir (Azeez 2018).

Günümüzde güncel olarak kullanılan kron materyalleri; metal destekli ve tam seramik materyalleridir. CAD/CAM materyalleri; zayıf olan feldspatik seramik ve

lösit cam seramikten, yüksek dayanıklılığa sahip lityum disilikat ve zirkonyum oksite kadar uzanmaktadır. Bunun yanı sıra, rezin nanoseramik, zirkonyumla güçlendirilmiş cam seramik ve polimer infiltre seramik materyallerinin de giderek kullanımı yaygınlaşmaktadır (Azeez 2018).

Zirkonyum oksit seramikler üstün fiziksel özellikleri, estetik ve biyolojik uyumları ile diş hekimliğinde; kron-köprü protezlerinde alt yapı materyali olarak, endodontik post yapımında, implant dayanağı ve implant destekli overdenture protezlerde bar yapımında kullanılmaktadır (Anusavice 2003).

Zirkonyum oksite uygulanan yüzey işlemleri; taşlama, elmas frezlerle aşındırma, alüminyum oksit ile kumlama, asitle pürüzlendirme, karbondioksit lazer ile pürüzlendirme ve bu yüzey işlemlerinin kombine olarak kullanımını içermektedir (Anusavice 2003).

Zirkonyum alt yapılar metal alt yapılarla karşılaştırıldığında radyografik değerlendirme yapabilmeye, siman artıklarının ve ikincil çürüklerin teşhis edilmesine izin verecek şekilde radyoopaktır. Kısmen yitrium oksit ile stabilize edilen zirkonyumun esneme dayanımı ve kırılma direnci oldukça yüksektir (Anusavice 2003).

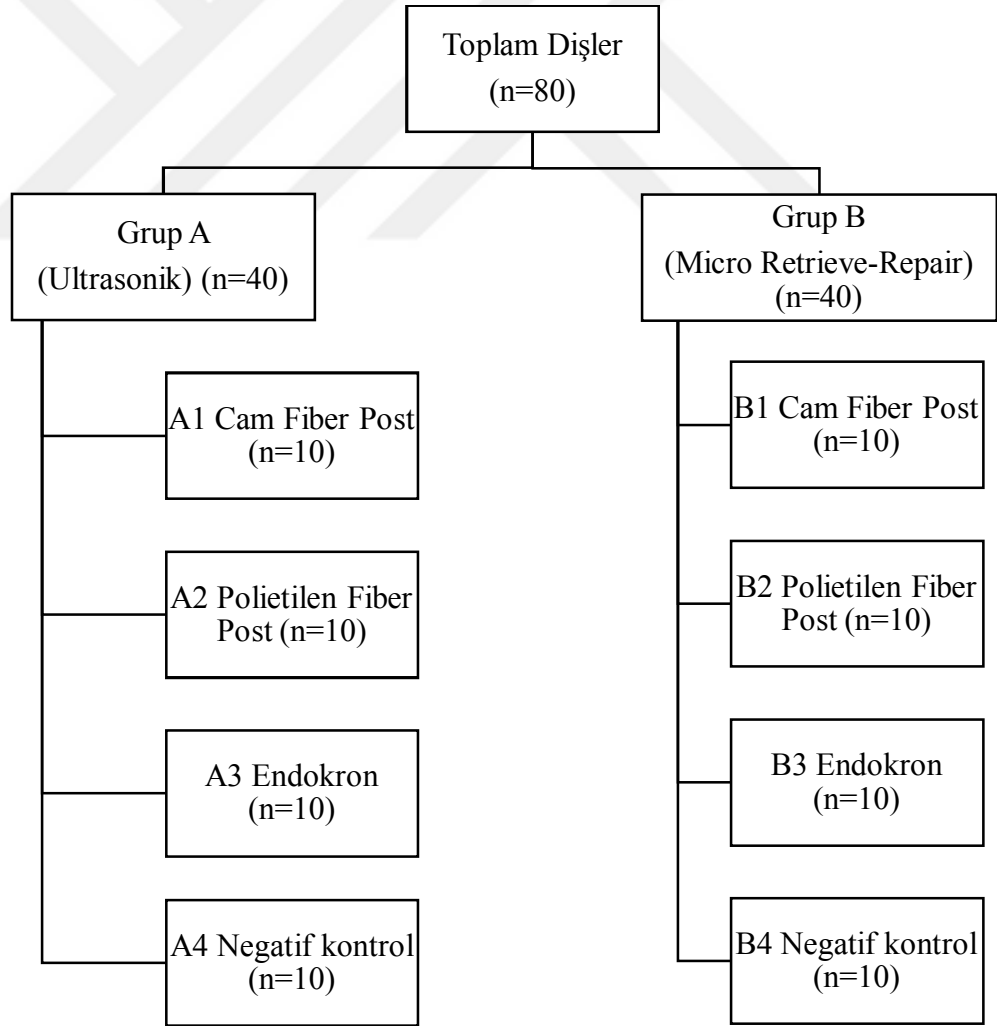
Bu çalışmada kanal içinde kırılmış NiTi eğeleri ultrasonik teknik ve Mr&R sistemi ile çıkarılmış. İki tekniğin de başarı oranları, çıkarma süresi, dişte oluşturduğu madde kaybı, kırılma direncine olan etkisi karşılaştırılmıştır. Kırık eğeler çıkarıldıktan sonra dişler prefabrik cam fiber post + zirkonyum kron, polietilen örgü fiber post + zirkonyum kron ve endokron ile restore edilmiştir. Restorasyon sonra dişlerin kırılma direncini test etmek amacıyla universal bir test cihazı (Servo-Hidrolik Malzeme Test Sistemleri, Besmak, Ankara, Türkiye) kullanılmıştır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi İlaç ve Tıbbi cihaz Dışı Araştırmalar Etik kurulundan 2020/05 sayılı toplantısında etik onayını almıştır.

Bu araştırmada, yuvarlak tek kök kanalına sahip 80 adet çekilmiş alt küçük azı dişi kullanılmıştır. Dişlerin koronal kısmı 2 mm ferrule kalacak şekilde kesildikten sonra, 80 adet dişin kanalın orta üçlük bölümünde Protaper F2 döner sistem eğesi kırılmış, kırılan eğeler Micro Retrieve-Repair (Mr&R) veya ultrasonik uçlar yardımı ile kök kanalından çıkartılmış ve kök kanalları lateral kondensasyonla doldurulmuştur. Negatif kontrol grubunda olan 20 adet dişte de 2 farklı yöntemle kırık eğeler çıkarılmış ve kök kanalı boş bırakılmıştır (Tablo3.1).

Tablo 3.1. Çalışma gruplarının sınıflandırılması



3.1. Çalışmada Kullanılacak Dişlerin Seçilmesi

Bu çalışmada tamamen apikal gelişimi tamamlanmış yuvarlak tek bir kanalı olan; restorasyon, kök rezorpsiyonu, kök çatlakları veya kök kanal tedavisi olmayan çeşitli sebeplerle çekilmiş toplam 80 mandibular premolar diş kullanılmıştır. Çalışmada kullanılacak dişlerin üzerindeki sert ve yumuşak doku artıkları periodontal kretuar aracılığıyla temizlendikten sonra %100 nemli ortamda distile su içerisinde buzdolabında 8 saat bekletilmiştir. Dişlerde tek kök kanalının varlığının tespiti için 2 farklı açıdan radyografi alınmış, birden fazla kök kanalına ya da kök kanalı varyasyonlarına sahip dişler çalışmaya dâhil edilmemiştir. Kökler $\times 2,5$ büyütme altında (Loupes, Carl Zeiss Meditec, Almanya) ile incelenmiş; çürük, rezorpsiyon veya çatlak olan dişler atılmıştır. 15 ± 1 mm uygun bir kök uzunluğu olarak tanımlanmış, daha uzun veya daha kısa kökler çalışmaya dâhil edilmemiştir. Daha sonra dişlerin kron kısımları, mine-sement sınırının 2 mm koronalinde olacak şekilde çelik separe (Frank Dental, Almanya) ile kesilmiştir. Her bir dişin giriş kavitesi açıldıktan sonra hasas teraziyle (PS 510.R1; Radwag, Radom, Polonya) ağırlıkları ölçülmüştür.

3.2. Kök Kanallarının Şekillendirilmesi

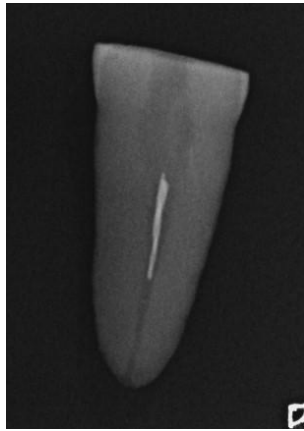
Her bir dişin kronal giriş kavitesi açılmasına takiben 15 nolu paslanmaz çelik K tipi eğe (Dentsply Maillefer, İsviçre) kullanılarak apeksten 1 mm kısa olacak şekilde çalışma uzunluğu belirlenmiş ve şekillendirme işlemine geçilmiştir. Toplam 80 dişin kök kanalı endodontik mikromotor (X-Smart Plus, Dentsply, Tulsa Dental, Oklahoma, ABD) (Şekil 3.1) kullanılarak Crown-down yöntemi ile Protaper Universa NiTi eğe sistemindeki (Dentsply, Tulsa Dental, Oklahoma, ABD) sırası ile S1, S2 ve F1 eğeleri kullanılarak şekillendirilmiştir. Kök kanalları, her alet kullanımından sonra 30 gauge enjektör yardımı ile 2 ml %5'lik NaOCl ile yıkanmıştır (Microvem, Sakarya, Türkiye).



Şekil 3.1. X-Smart Plus Endodontik Mikromotor (Dentsply, Tulsa Dental, Oklahoma, ABD).

3.3. Protaper F2 Eğelerin Kök Kanalı İçerisinde Kırılması

Kanal içinde kırılacak Protaper F2 eğesinin 4 mm'lik kısmına 23,8 mm x 0,6 mm karbon separe frez ile çentik atılmıştır. Daha sonra kırık eğenin koronal kısmı kanal ağzından 5 mm derinlikte olacak şekilde kanal içinde 300 rpm hızda çalıştırılmış çentikli eğe kırılana kadar işleme devam edilmiştir (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Eğelerin kanal ağzından 5mm derinde olacak şekilde kırılmış halinin radyografik görüntüsü

3.4. Kırık Eğelerin Kök Kanalından ıkartılması

Bütün gruplardaki dişlerin kök kanalında kırılan eğelerin çıkartılması için 2.5 büyütme sağlayan EyeMag Smart Loupe (Carl-Zeiss,Oberkochen,Almanya) kullanılarak ultrasonik ve Micro-Retrieve&Repair olmak üzere iki ayrı yöntem uygulanmıştır.

3.4.1. Kırık Eğelerin Ultrasonik Yöntem ile çıkarılması

Grup A1–A2–A3-A4: Bu gruptaki toplam 40 dişin 30 diş deney grubu + 10 diş negatif kontrol orta kısmında kırılan eğeler ultrasonik yöntem kullanılarak çıkartılmıştır.

Yöntem: Düz giriş yolu hazırlamak için modifiye Gates-Glidden frezleri (Lexicon GG Burs, Tulsa Dental, Oklahoma, ABD) ile Ruddle 2004 tarafından tarif edildiği gibi bir evreleme platformu oluşturulmuştur.

Gates-Glidden frezlerinin modifikasyonu ince, sivri uç kısımları, elmas rond frez- aeratör kullanılarak törpülenmiş ve böylece agresif kesme ucu daha konservatif çalışır hale getirilmiştir (şekil 3.3) Bu işlev, kırık eğenin koronal kısmında kök kanalında bir platform oluşturmaya yardımcı olmuştur.



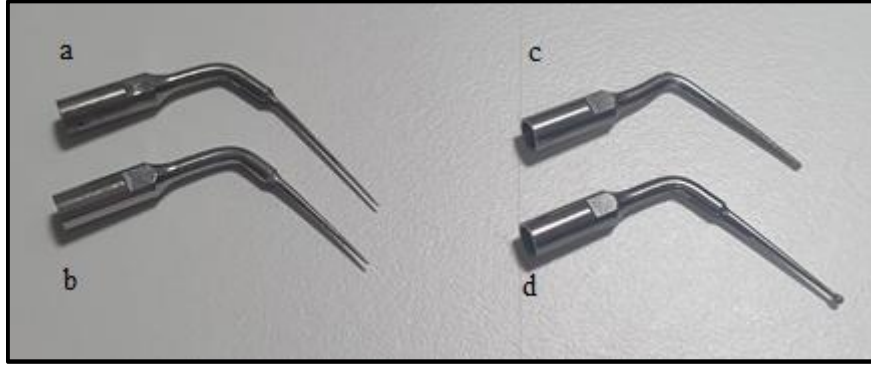
şekil 3.3. Modifiye Gates-Glidden Frezlerin hazırlanması

Kırık eğenin kök kanalından ultrasonik cihaz ile çıkartılması için Woodpecker (DTE D600 Guilin, Çin) led ultrasonik ünite (şekil 3.4) ve 4 çeşit ultrasonik uç kullanılmıştır (şekil 3.5) (ED6-ED15-ED3D-ED12D DTE Woodpecker

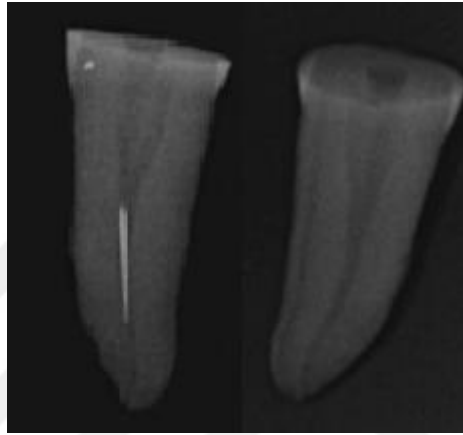
D600, Guilin, Çin). İlk olarak su soğutması altında elmas kaplı ultrasonik uçların yardımıyla kök kanal duvar dentini düzelterek kırık eğeye kadar düz bir giriş yolu oluşturulmuştur (ED3D-ED12D Woodpecker, Guilin, Çin). Daha sonra iyi görüş açısı sağlanması amacı ile su soğutması olmadan ince ultrasonik uçlar büyütme altında görünür haldeki kırık eğenin koronal kısmı çevresinde saat yönünün tersinde kırık parçaya temas etmeyecek şekilde belli aralıklarla kullanılmıştır (Şekil 3.5). 30 saniyelik aralıklar ile kök kanalı %5'lik NaOCl ile irrigé edilmiş ve kağıt-koni kullanılarak kurutulmuştur. Eğelerin çıkarıldığı radyografik olarak doğrulanmıştır (Şekil 3.6).



Şekil 3.4. Kırık eğeleri çıkarmak için kullanıldığımız DTE D600 ultrasonik cihaz (Woodpecker, Guilin, Çin).



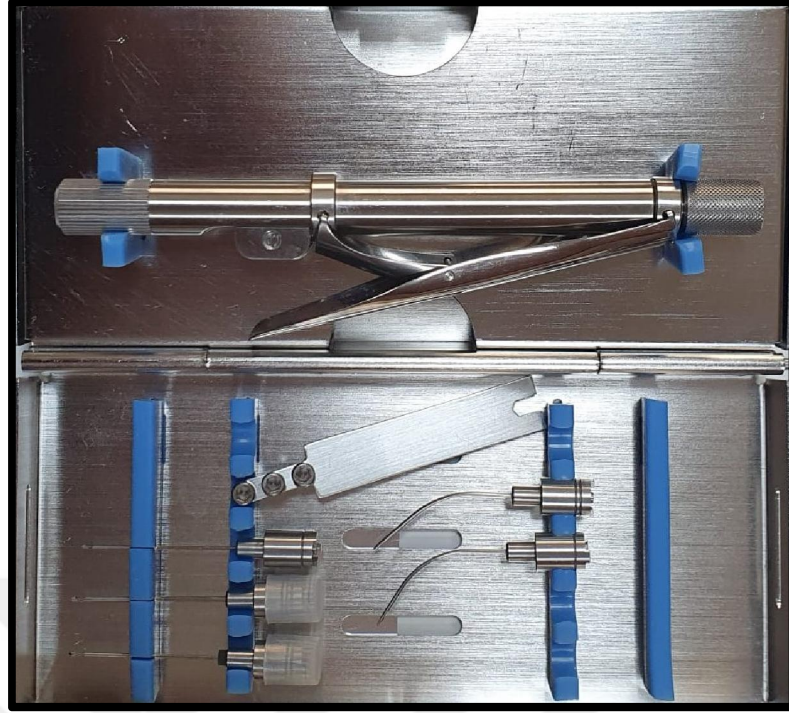
Şekil 3.5. Kırık eğeleri çıkarmak için kullanılan a.ED6 ve b.ED15 paslanmaz çelik, c. ED3D ve d. ED12D elmas kaplı ultrasonik uçlar.



Şekil 3.6. Kırık eğelerin başarılı bir şekilde çıkarıldıktan sonra radyografik görüntüsü

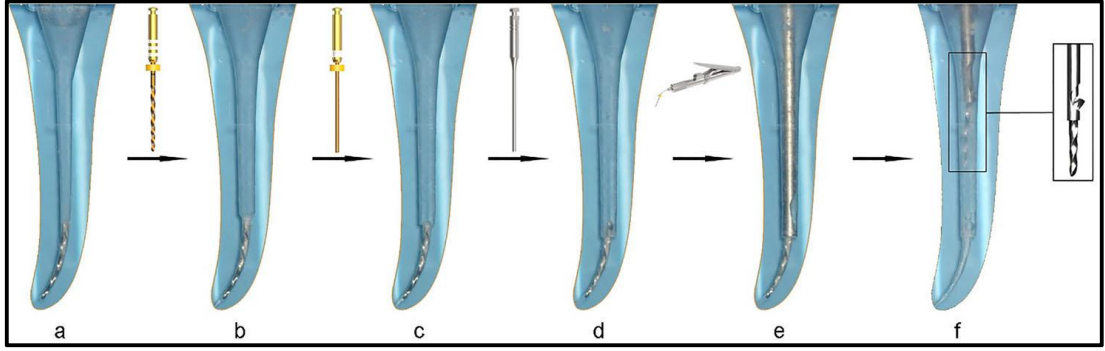
3.4.2. Kırık Eğelerin Mikro-Retrieve&Repair Sistemi Kullanılarak Çıkarılması

Grup B1–B2–B3-B4: Bu gruptaki toplam 40 dişin 30 diş deney grubu + 10 diş negatif kontrol orta kısmında kırılan eğeler, Micro-Retrieve & Repair (V2.0 Superline NIC Dental, Shenzhen, Çin) (Şekil 3.7) sistemi kullanılarak çıkartılmıştır.



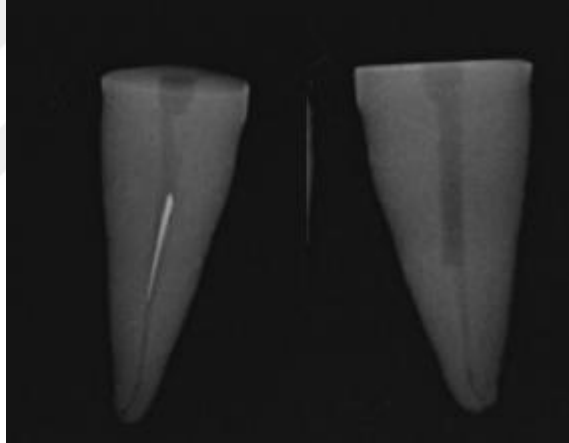
Şekil 3.7. Mikro Retrieve& Repair Sistemi

Yöntem: Micro Retrieve & Repair Sistemi, ısıtılmış bir dizi NiTi eğesi, paralel konik ısıtılmış NiTi evreleme platformu frezleri, trefan frezleri ve farklı boyutlardaki mikrotüpleri içerir. Koronal genişleme, kırık aletin koronal ucunun üzerinde #60/.04, #70/.03, #80/.02 ve #90/.01 ısıtılmış NiTi eğelerinin art arda kullanılmasıyla hazırlanmıştır (Şekil 3.8.b). Daha sonra, kırık alet parçasının üzerinde bir evreleme platformu oluşturmak için paralel bir konikliğe sahip 90 numaralı ısıtılmış NiTi evreleme platformu frezi kullanılmıştır (Şekil 3.8.c). Evreleme platformunu oluşturduktan sonra, kırık eğenin 1-1,5 mm'sini açığa çıkarmak için saat yönünün tersinde 500 rpm endodontik motorla (DentsplyMaillefer, Ballaigues, İsviçre) trefan frez dış çap = 0,9 mm, iç çap = 0,6 mm kullanılmıştır (Şekil 3.8.d). Bazen, parça trefan frez ile çıkarılabilmektedir. Eğer kırık eğe trefan frez tarafından alınamamışsa, mikrotüp cihazı trefan frez ile aynı boyutta kırık alet parçasının açıkta kalan kısmını kavramak için kullanılmıştır (Şekil 3.8.e, f). (Şekil 3.9)



Şekil 3.8. Mikro Retrieve Repair sistemiyle kanal içi kırık eğelerin çıkarılmasının şematik gösterimi

Tüm çıkarma prosedürlerine başlamadan önce ve çıkarma işleminden sonra dişlerin ağırlıkları hassas terazide (PS 510.R1; Radwag, Radom, Polonya) ölçülüp kaydedilmiştir. Ayrıca toplam işlem süreleri kaydedilmiştir. Çıkarma işleminin 45 dakikayı aştığı numuneler başarısız çıkarma girişimleri olarak kabul edilmiştir. Tüm alet çıkarma prosedürleri aynı operatör tarafından gerçekleştirilmiştir.



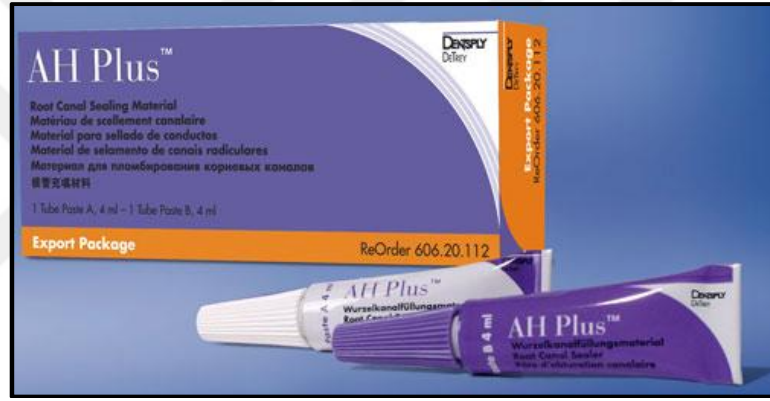
Şekil 3.9. Kırık Eğenin Mr&R sistemi ile çıkartılmadan önce ve çıkartıldıktan sonraki radyografik görüntüsü

Kök kanalının çeşitli bölümlerinden çıkarılan kırık aletlerden sonra tüm grupların kök kanallarının genişliğinin standardizasyonu için kök kanalı şekillendirme işlemi Protaper F3 eğesi kullanılarak yapılmıştır.

3.5. Kök Kanalının Doldurulması

Negatif deney grubu haricindeki bütün dişler Gutaperka ve AH Plus (Dentsply, Tulsa Dental, Oklahoma, ABD) kök kanal patı kullanılarak lateral kondensasyon yöntemi ile doldurulmuştur. Üretici firmanın önerisi doğrultusunda Protaper F3 Gutaperkası (Dentsply, Tulsa Dental, Oklahoma, ABD) ana kon olarak

seçilip çalışma boyu işaretlenmiş ve kök kanalına yerleştirilmiştir. Ana kon kök kanalından çıkartıldıktan sonra, kök kanalına uygun bir spreader seçilmiştir (Mani Inc., Japonya). Spreader çalışma boyundan 1 mm kısa olacak şekilde lastik stopla işaretlenmiştir. Daha sonra AH Plus kök kanal dolgu patı (Şekil 3.10), üretici firmanın önerisi doğrultusunda karıştırılmış ve ince bir tabaka halinde kök kanalına gutaperka ile sürülmüştür. Önceden kök boyu işaretlenmiş ana kon kök kanal dolgu patına bulanarak kök kanalına yerleştirilmiş ve spreader ile kondense edilmiş ve daha sonra pata bulanmış yardımcı gutaperka konlar kullanılarak kanal boşluğu doldurulmuştur. Kontrol radyografından sonra fazla konlar ısıtılmış bir el aleti ile kesilerek uzaklaştırılmıştır. Kök kanalı ağızları Cavit -G (3M ESPE, Almanya) ile kapatılmıştır.



Şekil 3.10. AH Plus kanal dolgu patı (Dentsply, Tulsa Dental, Oklahoma, ABD)

3.6.Dişlerin Restore Edilmesi

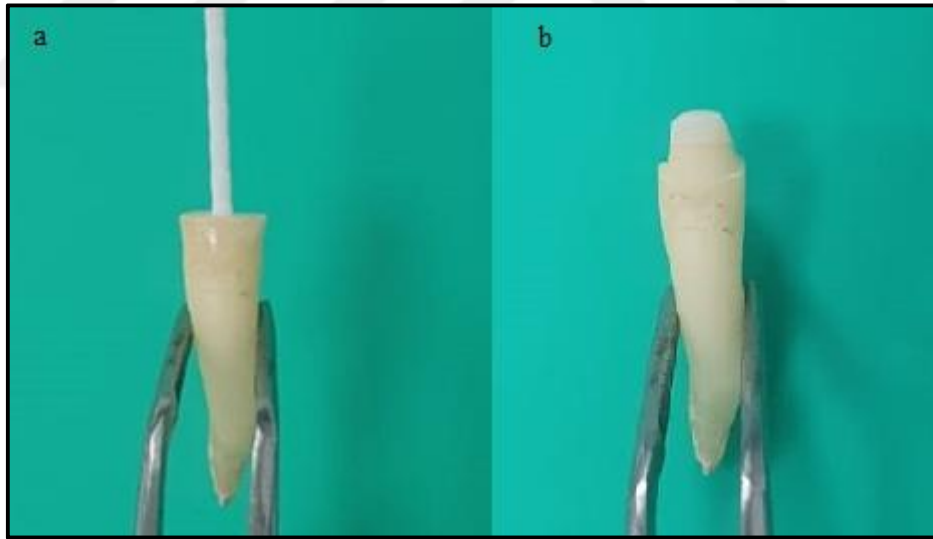
A ve B grubundaki tüm dişler rastgele dört gruba ayrılmış toplamda 8 grup elde edilmiştir. İki grup negatif kontrol grubu olacağı için herhangi restorasyon uygulanmamıştır.

Restorasyon için 3 farklı yöntem uygulanmıştır.

1. Prefabrik cam fiber post+ zirkonyum kron
2. Polietilen örgü fiber post+ zirkonyum kron
- 3.Zirkonyum endokron

3.6.1. Prefabrik Cam Fiber Post+ Zirkonyum Kron

Kök kanalının doldurulmasından sonra A1 ve B1 grubu yuvarlak kesitli konik cam fiber post (Reforpost, Angelus, Brezilya) ile restore edilmiştir. Post boşluğunun hazırlanmasında sistemin kendi dirili kullanılmıştır. Çalışma boyu 9 mm olacak şekilde ayarlanmıştır. Çalışma boyutuna ulaşıncaya kadar bu diril kullanılarak post boşluğu hazırlanmıştır. Daha sonra postun kanalda tam olarak oturup oturmadığı kontrol edilmiştir. Post koronalde 1 mm kalacak şekilde elmas frez ve aeratör ile kesilmiştir. Simantasyon için self adeziv rezin siman olan Multilink N Siman (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) tercih edilmiştir. Multilink N Siman kendi aktivasyon şiringası ile karıştırılıp, lentülo (VDW GmbH, Münih, Almanya) ve mikromotor başlık yardımıyla kanallara gönderilmiştir. Bir miktar siman da post yüzeyine sürülerek işaretli yere kadar kanala yerleştirilmiştir. Post 10 saniye boyunca parmak basıncı ile kanal içinde tutulmuştur. Fazla siman temizlenip okluzal yüzeyden ışın 40 saniye Light Emitting Diode (LED) ışık cihazı (Planmeca lumion, İtalya) ile uygulanmıştır (Şekil 3.11).

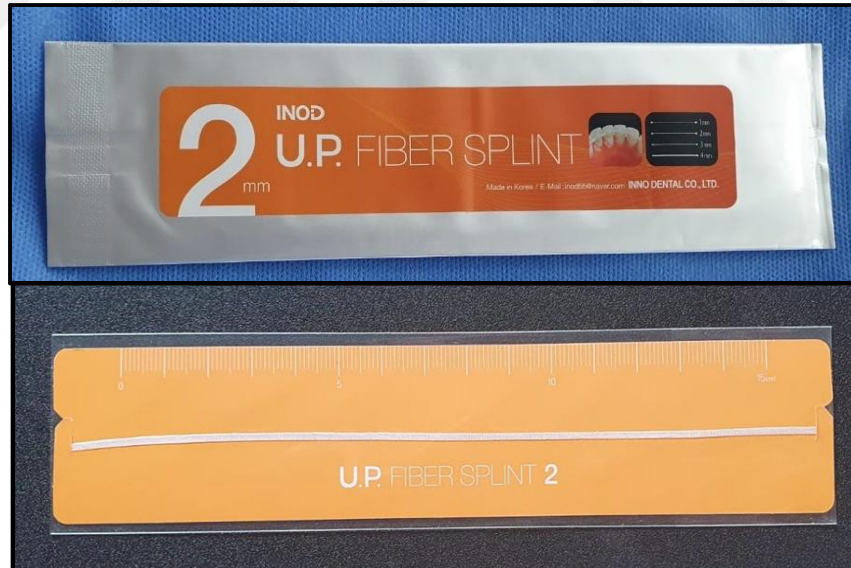


Şekil 3.11. a. Prefabrik cam fiber postun uygulanması, b. Prefabrik cam fiber postun koronalde 1 mm kalacak şekilde kesildikten sonra kor uygulanması.

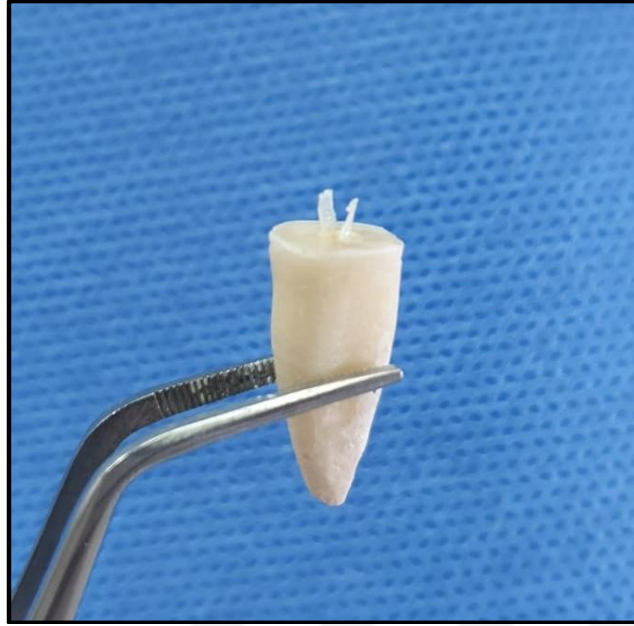
3.6.2. Polietilen Örgü Fiber Post+ Zirkonyum Kron

Bu grupta, polietilen örgü fiber (Inod U.P, Kore) kullanılmıştır (Şekil 3.12). Post boşluğu 9 mm derinlikte olacak şekilde firma tarafından sunulan frez seti ile hazırlanmıştır. Kanal genişliğine uygun olarak orta boy 2 mm şerit tercih edilmiştir. Post uzunluğu 20 mm olacak şekilde belirlenerek kullanılacak şerit uzunluğu set

içinde yer alan özel makas yardımı ile iki eşit parça kesilmiştir. Kesilen fiber, adeziv ajan (Clearfil SE Bond,Kuraray, Kurashiki, Japonya) ile ıslatılmış ve polimerizasyonundan kaçınmak üzere kullanıma kadar kapalı bir ortamda saklanmıştır. Kök kanalının iç yüzeyine 10 saniye boyunca primer (Clearfil SE Bond,Kuraray, Kurashiki, Japonya) uygulanıp hava spreji ile kurutulduktan sonra light cure adeziv materyal (Clearfil SE Bond,Kuraray, Kurashiki, Japonya) kanal içine uygulanmış fazla materyal hafif hava spreji uygulanarak uzaklaştırılmıştır. Simantasyon için dual-cure bir rezin siman Multilink N (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) kanal içine bir lentülo yardımıyla yerleştirilmiştir. Daha önceden adeziv ıslatılan fiberin üzerindeki fazla materyal bir peçeteye emdirilmiştir. Set içinde yer alan özel sond ile tam ortasından kanal içine doğru, tabandaki sertlik hissedilene kadar basınçla uygulanmıştır (Şekil 3.13). İkinci parçaya, aynı işlemler uygulandıktan sonra ilk parçaya dik olacak şekilde yerleştirilmiştir ve simantasyon işlemi gerçekleştirilmiştir. Kor yapısı oluşturulduktan sonra zirkonyum kronlar hazırlanıp Panavia F2.0 (Panavia F2.0, Kuraray, Osaka, Japonya) ile simante edilmiştir (Şekil 3.14).



Şekil 3.12. Inod U.P. Örgü Fiber ((Inod U.P, Kore).



Şekil 3.13. Önceden adeziv ile ıslatılan polietilen örgü fiberin kanal içerisine yerleştirilmesi.



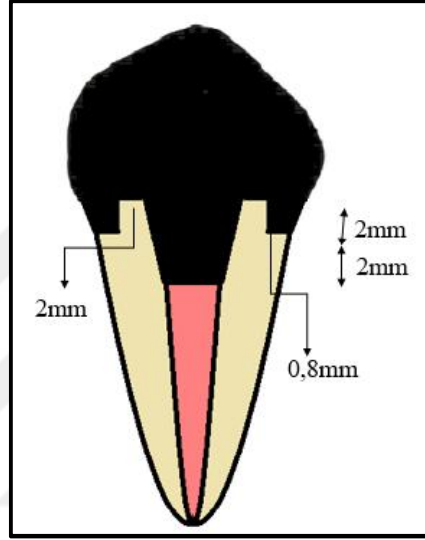
Şekil 3.14. Polietilen örgü fiber postun yerleştirilmesinden sonra kor yapının oluşturulması ve dişin zirkonyum kron ile restore edilmesi

3.6.3. Zirkonyum Endokron

Preparasyon aşamasında geçici amaçla yerleştirilen Cavit-G kaldırıldıktan sonra çelik rond frez (A52367-Hager & Meisinger GmbH, Almanya) yardımıyla kanal ağzlarından gutaperka konları 4 mm derinlik elde edilene kadar uzaklaştırılmıştır. Kanal ağzları ve pulpa odası tabanı santral retansiyon kavitesinin oluşturulması için akışkan kompozit ile 1 mm kalınlıkta şekillendirilmiştir. Pulpa odasının tabanının düz ve santral retansiyon kavitesinin derinliğinin 3 mm olması sağlanmıştır.

Standardizasyonu elde etmek için periodontal sond kullanılarak tüm kaviterin ölçümleri yapılmıştır. Pulpa tabanına dik tutulan, konik elmas frez

yardımı ile aksiyal duvarlar hizalanıp, 8-10°lik bir internal duvar açısı elde edilmiştir. Pulpa odasının undercut alanları uzaklaştırılmıştır. Kavite taban açıları $90\pm 4^\circ$ olacak şekilde hazırlanıp, duvarlar arası geçişler yaklaşık 90° olacak şekilde şekillendirilmiştir. Basamaklar 6° shoulder basamak olacak şekilde 0,8 mm genişliğinde hazırlanmıştır. Keskin kenar ve köşeler yuvarlatılarak preparasyon tamamlanmıştır (Şekil 3.15). Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) ile zirkonyum endokronlar hazırlanmış ve Panavia F2.0 (Panavia F2.0, Kuraray, Osaka, Japonya) ile simante edilmiştir (Şekil 3.16)



Şekil 3.15. Dişlerin endokron için hazırlanmasının şematik gösterimi



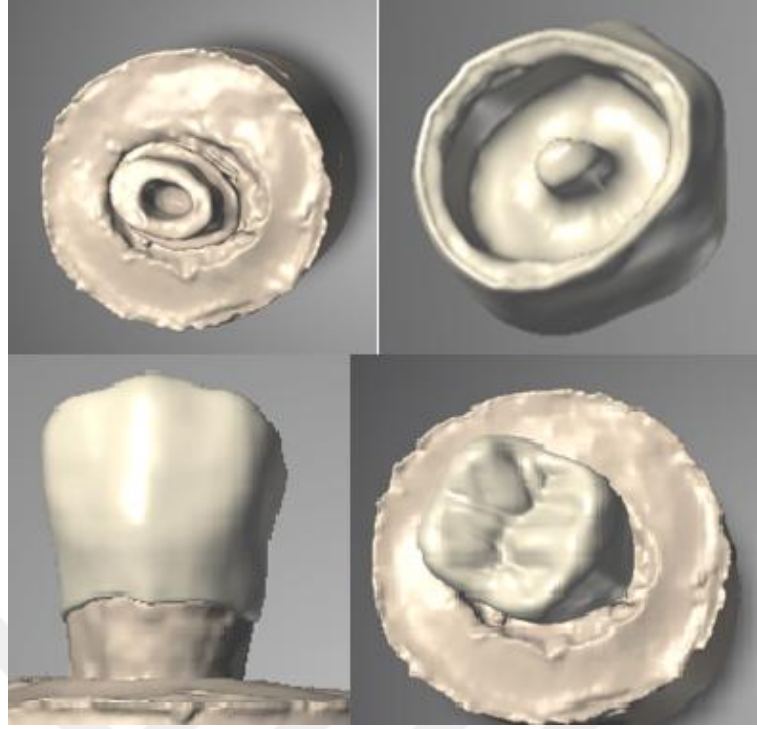
Şekil 3.16. Endokron restorasyonların hazırlanmış hali

3.7. CAD/CAM Sistemi ile Restorasyonların Hazırlanması

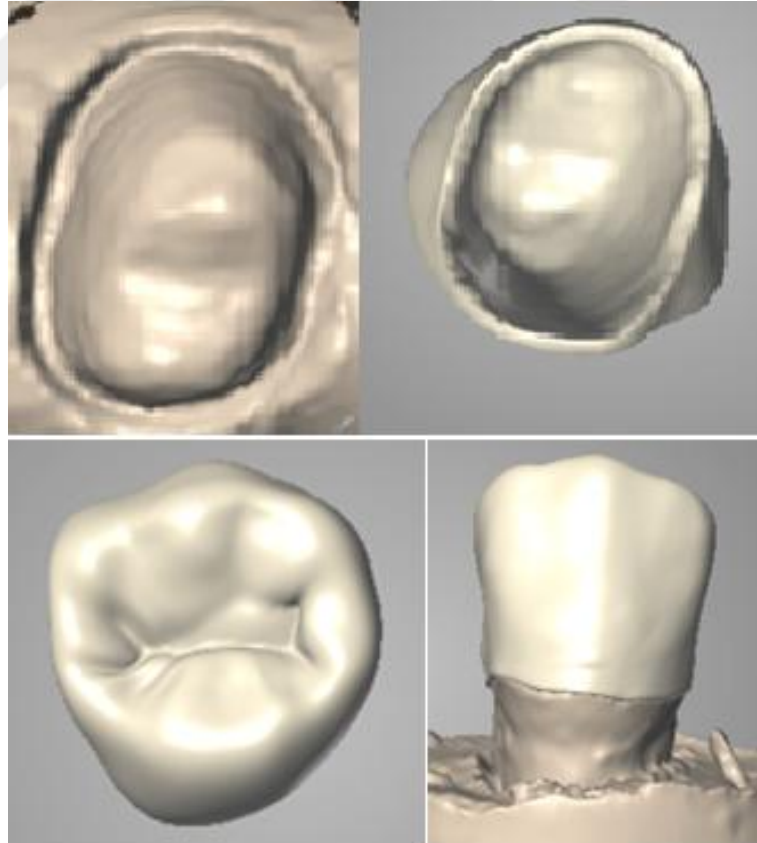
Tüm gruptaki örneklerden ölçü işlemi Dental Wings 7 serisi tarayıcı (Dental Wings Inc, Montreal, Kanada)(Şekil 3.17) ile sağlanmıştır. Dişin ölçüsü alındıktan sonra model oluşturma aşamasına geçilmiş, kenar çizgileri ve giriş aksı belirlenmiştir. İstenilen değişiklikler manuel çizim imkânıyla yapılmıştır. Daha sonra cihaz bize otomatik olarak tasarımı verebilmektedir. Yazılımın (Dental Wings CAD. Inc. Montreal, Kanada) otomatik şekilde tasarladığı restorasyonlar kontrol edildikten sonra eğer restorasyonda çok ince alanlar oluşmuşsa ya da değiştirilmesi gereken bölgeler varsa, gerekli düzenlemeler yapılmıştır. Standardizasyon için okluzal kalınlıkları kontrol edilmiştir. Bütün restorasyonların kron boyu standart 7 mm olacak şekilde ayarlanmıştır.(Şekil 3. 18)(Şekil 3.19)



Şekil 3.17. Dental Wings 7 serisi tarayıcı.



Şekil 3.18. Endokron restorasyonların tasarımının yapılması



Şekil 3.19. Prefabrik cam fiber post ve polietilen örgü fiber post kor yapılan dişlerin kron tasarımları

3.8. Restorasyonların Simantasyonu

3.8.1. Dişlerin Hazırlanması

1. %37'lik fosforik asit jel (Total Etch, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) preparasyonu tamamlanmış dişlerin yüzeyine 15 sn uygulanmıştır. Ardından yüzeyler 20 sn akan su altında yıkanmış ve yaklaşık 5 sn hava ile kurutulmuştur. Kurutma işlemi sırasında hafif nemli bir pamuk pelet yardımı ile dentin yüzeylerinin nemli kalması sağlanmıştır.

2. 15 sn boyunca Multilink N primer (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) diş yüzeylerine fırça yardımı ile uygulanmış, ardından primerin yüzeye yayılması için 2-3 sn basınçlı hava sıkılmıştır.

3.8.2. Zirkonyum Restorasyon Yüzeylerin Hazırlanması

1. Simantasyon için hazırlanmış olan tüm zirkonyum restorasyonların iç yüzeyleri 30-50 µm Al₂O₃ (S-UAustral, Schuler Dental, D-7900 ULM Eberhard-Finckh-Str.39, Almanya) parçacıkları ile 10 mm mesafeden dairesel hareketlerle 0,5-2,5 bar basınç ile pürüzlendirilmiştir.

2. Al₂O₃ parçacıkları ile pürüzlenen restorasyonlar 10 dakika boyunca etanolde bekletilmiştir daha sonra 2-3 sn basınçlı hava ile kurutulmuştur.

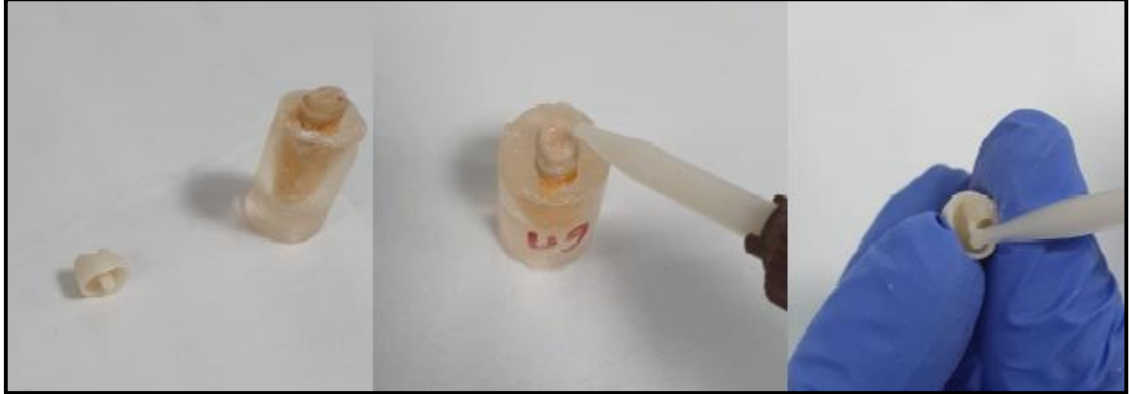
3. Mikro fırça yardımı ile restorasyonların bağlanma yüzeylerine 60 sn silan (Monobond S, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) uygulanmış ve 2-3 sn basınçlı hava uygulanmıştır.

3.8.3. Zirkonyum Restorasyonların Simantasyonu

Tüm gruplar Panavia F2.0 Siman (Panavia F2.0, Kuraray, Osaka, Japonya) kullanılarak simante edilmiştir. Işıkla ve kimyasal olarak dual-cure polimerizasyonu sağlanan bağlayıcı rezin Panavia F2.0 kataliz ve baz A2 renginde kendi karıştırıcısıyla karıştırılarak kavite ve zirkonyumun yapışma yüzeyine uygulanmıştır (Şekil 3.20).

Örnekler, bir presel yardımı ile hazırlanan yüzeye yerleştirildikten sonra parmak basıncı ile sabitlenip, restorasyon kenarlarından taşan fazla siman fırça yardımı ile uzaklaştırılmıştır. LED ışık cihazı (Planmeca lumion, İtalya) ile

restorasyonun her yönünden 30 sn süre ışık tutularak polimerizasyonun tamamlanması sağlanmıştır.



Şekil 3.20. Dual cure Panavia F2.0 (Panavia F2.0, Kuraray, Osaka, Japonya) yapıştırma simanının kaviteye ve zirkonyum yüzeye uygulanması.

3.9. Kırılma Testi İçin Hazırlık

Tüm gruplardaki kökler periodonsiyumu modellemek için 0,2-0,3 mm kalınlığında ki mum ile kaplandı. Bütün örneklerin alveol kemiğin anatomik sınırlarını taklit edebilmek için 2 mm mine-sement sınırının apikalinde olacak şekilde 20 mm plastik kalıplar içerisinde kendiliğinden sertleşebilen soğuk akrilik rezine (Imicryl, Konya, Türkiye) vertikal olarak gömüldü. Akrilik rezinin polimerizasyonu başladığında, kökler rezinden çıkarılıp mumlar kök yüzeyinden ve akrilik rezin içerisinden temizlendi. Kök ile akrilik arasında periodontal membranı taklit edecek şekilde ince bir boşluk oluşturuldu ve bu boşluklar polivinilsiloksan içerikli ikinci ölçü maddesi (Oranwash L, Zhermack, İtalya) ile doldurularak dişler tekrar yerine yerleştirildi.

3.10. Kırılma Dayanıklılığı Testi

Tüm grupların örneklerine üniversal bir test cihazı (Servo-Hidrolik Malzeme Test Sistemleri, Besmak, Ankara, Türkiye) vasıtasıyla kırılma dayanıklılığı testi sıkışma dayanıklılığı testi uygulanmıştır. Restorasyonların bukkal yüzeyinden 45° açıyla beş milimetre çapında olan küre şeklindeki çelik uç konumlandırılmıştır. Örnekler kuvvet uygulaması esnasında hareketsiz kalması için düzeneğin alt parçası ile sabitlenmiştir. Örnek kırılıncaya kadar üniversal test makinesinde 1 mm/dk kafa hızıyla yükleme uygulanmıştır (Şekil 3.21). Kırılmaya sebep kuvvet değeri Newton (N) cinsinden hesaplanıp kaydedilmiştir.



Şekil 3.21. Akrilik blokların 45° açıyla kırma cihazına yerleştirilmesi

3.11.Verilerin Analizi

Araştırma kapsamında SPSS 22 (IBM-SPSS Inc. Chicago, IL, ABD) paket programından yararlanılmıştır. Çalışma kapsamında 2 ana grup ve her ana grup altında dört alt grup olmak üzere her bir alt grup için 10 örnek toplamda 80 örnek değerlendirilmiştir. Hipotez testleri öncesinde veriler için yapılan normallik testi sonucuna göre; Shapiro Wilk testinde p değeri 0,05'ten düşük bulunup, nonparametrik test kriterleri uygulanmıştır. Gruplar arasında ikili kıyaslama yapmak üzere Mann Whitney U testinden, grup içerisinde doldurma yöntemleri arasında kıyaslama yapmak üzere ise Kruskal Wallis testinden yararlanılmıştır. Çalışmada 0,05 anlamlılık düzeyi referans alınmıştır.

4.BULGULAR

4.1. Ultrasonik ve MR&R Sisteminin Çıkarma Sürelerinin Karşılaştırılması

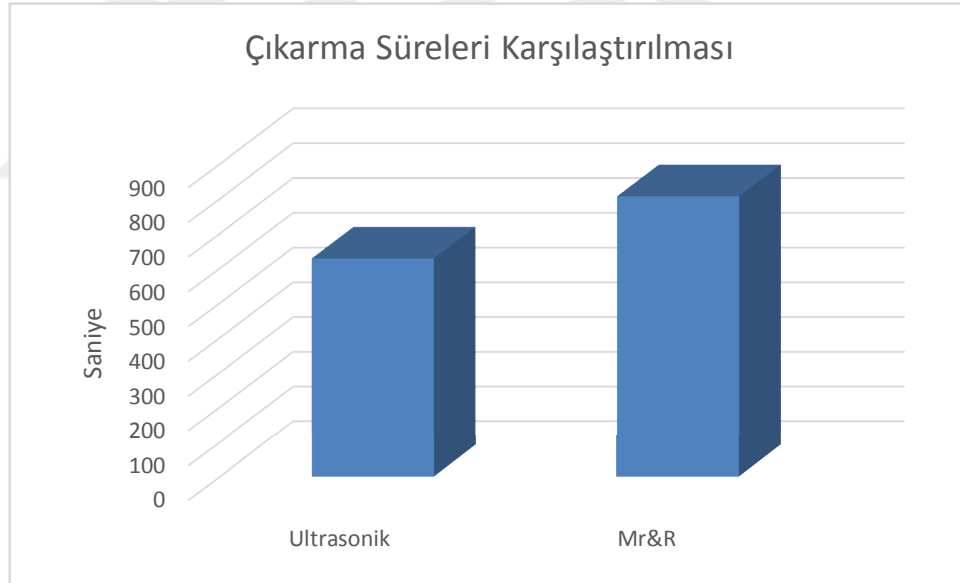
Kanal içi kırılmış NİTİ eğeler ultrasonik ve MR&R sistemiyle çıkarılmış iki sistemin de kırık eğeyi çıkarma süreleri kaydedilip karşılaştırılmıştır.

Uygulanan yöntemler arasında eğelerin çıkarılma süreleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$)(Tablo 4.1). Ancak Mr&R yöntemi uygulanan dişlerin ortalama çıkarma sürelerinin daha yüksek olduğu belirlenmiştir (Şekil 4.1).

Tablo 4.1. Ultrasonik ve Mr&R sisteminin kanal içi kırılmış eğeleri çıkarma süreleri.

	Ultrasonik	Mr&R	p
Kırık Alet Çıkarma Süresi	627,83±482,19	806,95±518,44	0,059
Ağırlık Farkı (gr)	0,23±0,07	0,20±0,09	0,098

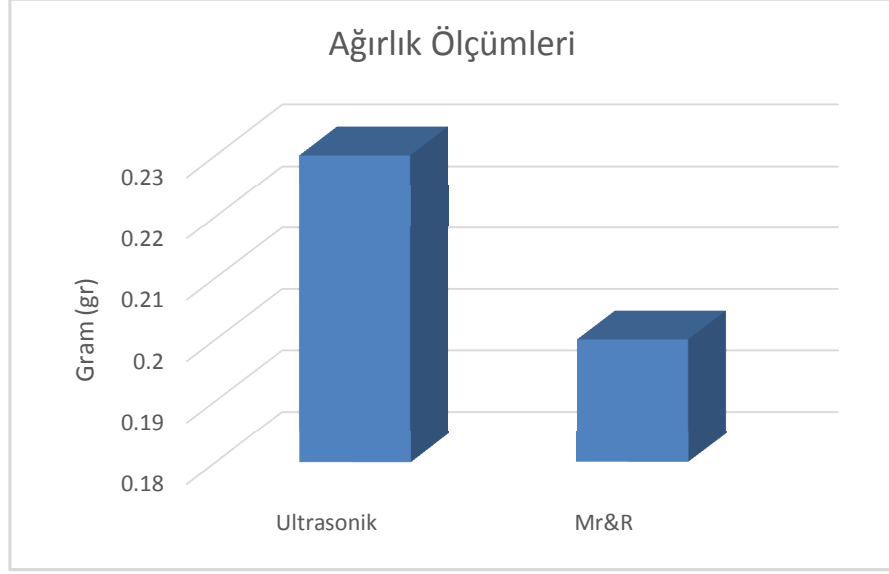
p=0,05



Şekil 4.1. Ultrasonik ve Mr&R sisteminin kanal içi kırılmış eğeleri çıkarma sürelerinin karşılaştırılması.

4.2. Ultrasonik ve MR&R Sisteminin Dişlerden Kaldırdığı Dentin Miktarı Farkı

Kırık eğe çıkarma yöntemleri arasında dişte kaldırdığı ağırlıklar bakımından karşılaştırma yapılmıştır. Diş köküne uygulanan yöntemler arasında dişte kaldırdığı ağırlıklar bakımından anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Ancak ultrasonik yöntem uygulanan gruptaki dişlerde ortalama ağırlık kaybının daha yüksek olduğu belirlenmiştir (Tablo 4.1)(Şekil 4.2).



Şekil 4.2. Ultrasonik ve Mr&R sisteminin dişlerde kaldırdığı madde miktarının ağırlık (gr) olarak karşılaştırılması.

4.3.Kırık Eğe Çıkarma Yöntemlerinin ve Üst Restorasyonların Kırılma Dayanımına Etkisi

Kırık eğe çıkarma yöntemleri ve restorasyon yöntemleri arasında kırılma dayanımları bakımından karşılaştırma yapılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre; ultrasonik yöntem veya Mr&R uygulanmış ve kök kanalları Prefabrik cam fiber post tekniği ile restore edilen dişler arasında anlamlı fark bulunmaktadır ($p<0,05$). Ultrasonik yöntem uygulanmış dişlerin kırılma dayanımları Mr&R yöntemi uygulanmış dişlere göre daha yüksektir. Diş köküne ultrasonik yöntem veya Mr&R uygulanmış ve dişlerin polietilen örgü fiber post tekniği ile restore edildiği gruplar arasında anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Diş köküne ultrasonik yöntem veya Mr&R uygulanmış ve dişlerin endokron tekniği ile restore edildiği gruplar arasında anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Diş köküne ultrasonik yöntem veya Mr&R uygulanmış negatif kontrol grubunda yer alan dişler arasında anlamlı fark bulunmaktadır ($p<0,05$). Ultrasonik yöntem uygulanmış dişlerin kırılma dayanımları Mr&R yöntemi uygulanmış dişlere göre daha yüksektir (Tablo 4.2).

Diş köküne ultrasonik yöntem uygulanmış dişlerde farklı restorasyon teknikleri arasında anlamlı fark bulunmaktadır ($p<0,05$). En yüksek kırılma dayanım değeri Endokron grubunda görülmüştür ve diğer gruplar ile arasında anlamlı bir fark bulunmaktadır. Prefabrik cam fiber post grubu ile polietilen örgü fiber post grubu arasında anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p>0,05$). Ayrıca, en düşük kırılma

dayanım değeri negatif kontrol grubunda görülmüştür ve diğer gruplar ile arasında anlamlı bir fark bulunmaktadır ($p<0,05$).

Diş köküne Mr&R yöntem uygulanmış dişlerde farklı restorasyon teknikleri arasında anlamlı fark bulunmaktadır ($p<0,05$). Endokron grubu ile polietilen örgü fiber post grubu arasında anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p>0,05$) ve diğer gruplara göre anlamlı düzeyde daha yüksek kırılma dayanım değeri görülmüştür ($p<0,05$). Ayrıca, Prefabrik fiber post grubu ile diğer gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmaktadır ($p<0,05$). En düşük kırılma dayanım değeri ise negatif kontrol grubunda görülmüştür ve diğer gruplar ile arasında anlamlı bir fark bulunmaktadır ($p<0,05$).

Tablo 4.2. Ultrasonik ve Mr&R sistemi ile farklı restorasyon tekniklerinin kırık direncinin istatistiksel olarak karşılaştırılması

	Ultrasonik	Mr&R	p
Prefabrik cam fiber post+zirkonyum kron	1214,06±371,40 ^{Ab}	894,98±247,57 ^{Bb}	0,035*
Polietilen örgü fiber post+zirkonyum kron	1368,34±478,19 ^{Ab}	1216,78±459,21 ^{Ac}	0,479
Zirkonyum Endokron	1518,39±307,69 ^{Ac}	1381,41±260,58 ^{Ac}	0,297
Negatif	284,99±74,67 ^{Aa}	214,46±68,45 ^{Ba}	0,021*
p	0,001*	0,001*	

Büyük harfler çıkarma yöntemlerini ifade etmektedir. Küçük harfler aynı çıkarma tekniği altındaki doldurma tekniklerini ifade etmektedir. Farklı harfler arasında fark bulunmaktadır. * $p<0,05$

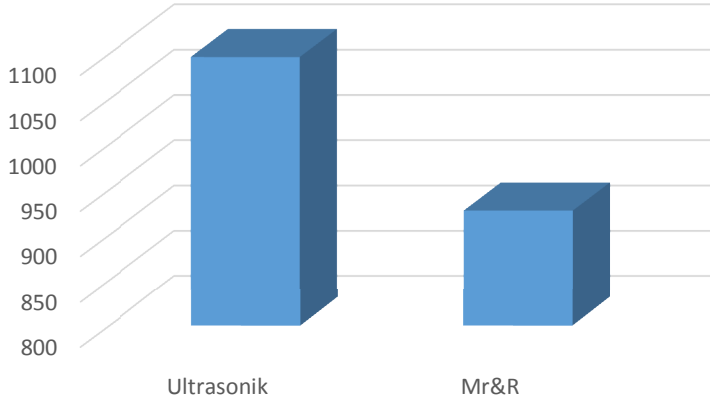
Kırık eğe çıkarma yöntemleri arasında kırılma dayanımları bakımından karşılaştırma yapılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre; diş köküne uygulanan yöntemler arasında kırılma dayanımları bakımından anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$)(Tablo 4.3). Ancak Ultrasonik yöntemi uygulanan dişlerin kırılma dayanımlarının daha yüksek olduğu belirlenmiştir (Şekil 4.3).

Tablo 4.3. Ultrasonik ve Mr&R restorasyon yöntemlerinden bağımsız kırılma dirençlerinin istatistiksel analizi.

Ultrasonik	Mr&R	p
1096,45±587,131	926,91±533,37	0,180

* $p<0,05$

KIRILMA DAYANIM DEĞERLERİ (N)



Şekil 4.3. Ultrasonik ve Mr&R sisteminin restorasyon yöntemlerinden bağımsız olarak kırılma dirençlerinin karşılaştırılması.

Kırma testi yapılan dişlerde kırıklar incelenmiş dişlerin tamir edilebilir olup olmadığı değerlendirilmiştir. Bütün örnekler içerisinde sadece endokron grubundaki 2 örneğin tamir edilebileceği görüldü. Bu değer çok küçük olduğu için istatistiksel analize tabi tutulmamıştır (Tablo 4.4).

Tablo 4.4. Kırık tiplerinin restore edilebilirlik açısından değerlendirilmesi.

	Ultrasonik		Mr&R	
	Tamir Edilebilir	Tamir Edilemez	Tamir Edilebilir	Tamir Edilemez
Prefabrik fiberpost	0	10	0	10
Polietilen örgü fiberpost	0	10	0	10
Endokron	0	10	2	8
Negatif	0	10	0	10
Toplam	0	40	2	38

4.4. Ultrasonik ve Mr&R sisteminin Başarı Oranının Karşılaştırılması

Kırık eğe çıkarma yöntemlerinin başarı oranları incelenmiş ultrasonik teknikte 40 örnekten 2'sinde çıkarma süresi 45 dakikayı aştığı için başarısız sayılmış olup ultrasonik grupta başarı oranı %95'tir. Mr&R sistemiyle 40 örnekten 4'ünde başarılı bir çıkarma işlemi yapılamamıştır. Mr&R grubunda başarı oranı %90 bulunmuştur.

5. TARTIŞMA

Kanal içi şekillendirme esnasında eğe kırıkları çok sık rastlanan bir durumdur. Eğe kırıkları, kök kanal tedavisinin başarısız olmasına yol açabilmekte, hekim ve hasta için anksiyete kaynağı olabilmektedir (Sjögren ve ark. 1990; Siqueira Jr 2001). Bu nedenle, kanal içinde kırılmış eğelerin komplikasyonsuz olarak çıkarılması ve ardından kök kanal sisteminin etkili bir şekilde temizlenmesi ve şekillendirilmesi en uygun yaklaşımdır.

Çalışmamızda kanal içi kırık eğeleri çıkarmak için yaygın olarak kullanılan ultrasonik teknik ve yeni bir mikro tüp tekniği olan Mr&R kiti seçilmiştir. Ultrasonik teknik sıklıkla kullanılan bir yöntemdir, fakat yeni bir teknik olan Mr&R sistemi ile ilgili yeteri kadar çalışma yapılmamıştır ve materyal seçiminde bu durum dikkate alınmıştır. Çıkarma işlemi için gereken süre her örnekte ayrı ayrı kaydedilmiştir. Ayrıca iki farklı sistemin de dişlerde oluşturduğu madde kaybını ölçmek için hassas terazi ile işlem öncesi ve sonrası ağırlık ölçümleri yapılmış aradaki fark kaydedilmiştir. Daha sonra örnekler endokron, prefabrik cam fiber post ve polietilen örgü fiber post olmak üzere üç farklı teknikle restore edilmiştir. Negatif kontrol grubundaki örneklere herhangi bir restorasyon uygulanmamıştır. Sekiz grupta toplamda 80 örneğin kırılma dayanımını test etmek amacıyla 45° bukkalden oblik olacak şekilde kuvvet uygulanmıştır. Kırılma değerleri Newton cinsinde kaydedilmiştir. Elde edilen sonuçlarda kırık eğe çıkarmak için kullanılan ultrasonik ve Mr&R sisteminin çıkarma süreleri ve kaldırılan sağlam diş dokusu miktarı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. Bu yüzden çalışmanın birinci h₀ hipotezi olan “Kanal içi kırık NiTi eğeleri çıkarma yöntemleri olan ultrasonik ve Mr&R sistemlerinin çıkarma süresi ve kaldırılan sağlam diş dokusu miktarı arasında fark yoktur” kabul edilmiştir.

Kanal içi kırık eğelerin çıkarılması ile ilgili yapılan bir çalışmada, kırık eğenin baypas edilmesini de başarılı bir sonuç olarak değerlendirilmiştir (Hülsmann 1993). Buna karşılık bazı araştırmacılar da sadece kırılmış kanal eğesinin kök kanalından tam olarak çıkarılmasını başarı olarak kabul etmişlerdir (Suter ve ark. 2005; Cheung 2007). Bizim çalışmamızda en iyi tedavi seçeneği olarak bilinen ‘kırık eğenin kök kanalından tamamen çıkarılması’ başarı kriteri olmuştur. Kırık alet parçaları çıkarıldıktan sonra dişin direnci de son derece önemlidir (Madarati ve ark.

2013). Kırık alet çıkarılması sırasında en sık bildirilen komplikasyon % 67,4 ile kök perforasyonu ve aşırı dentin çıkarılmasına bağlı olarak dikey kök kırığıdır (Madarati ve ark. 2008). Kırık alet çıkartılmasında ideal olan, kırık aleti en kısa süre içerisinde çıkartmak ve etrafındaki diş dokularına en az zararı veren yöntemi kullanmaktır (Fors ve Berg 1983).

Literatürde, kök kanalından kırık alet çıkartma yöntemlerinin başarısını değerlendiren pek çok çalışma vardır. Bunlar, çeşitli tekniklerin kırık alet çıkarma başarısı (Nagai ve ark. 1986; Hülsmann ve Schinkel 1999; D’Arcangelo ve ark. 2000; Nehme 2001; Okiji 2003; Ward ve ark. 2003; Suter ve ark. 2005; Rahimi ve Parashos 2009), süresi (Nagai ve ark. 1986, Hülsmann 1993, Hülsmann ve Schinkel 1999, Ward 2003, Suter ve ark. 2005, Terauchi ve ark. 2006), dişte meydana getirdikleri madde kaybı ve transportasyon (Ward ve ark. 2003, Yoldaş ve ark. 2004, Souter ve Messer 2005, Terauchi ve ark. 2007, Madarati ve ark. 2009) üzerinedir. Yapmış olduğumuz bu çalışmada ise; farklı olarak kullanılan kırık alet çıkarma tekniğinden sonra çeşitli yöntemlerle yapılan restorasyonun kalan diş dokusuna destek olup olmadığı araştırılmıştır.

Endodontide, NiTi döner eğelerin, sıklıkla kullanılması ve kırılma oranının el eğelerine göre yüksek olması nedeni ile son yıllarda kırık ege çıkarılmasına yönelik çalışmaların çoğunluğu, NiTi kanal eğeleri üzerine yapılmıştır (Ward ve ark. 2003, Shen ve ark. 2004, Souter ve Messer 2005, Terauchi ve ark. 2007, Rahimi ve Parashos 2009, Gençoğlu ve Helvacıoğlu 2009). Bu sebeple çalışmamızda, kök kanallarında, yaygın kullanılan Protaper Universal NiTi döner ege sistemleri kullanılmıştır.

Ruddle (2004) çalışmasında, kök kanalından kırık alet çıkartma işlemine yönelik olarak, büyütme altında, Gates-Glidden ve ultrasonik sistem yardımıyla kullanılan modifiye edilmiş bir teknik öne sürmüştür olup, bu teknik ile in vivo ve in vitro olarak kırık kanal aletlerinin, başarılı bir şekilde çıkarılabildiğini göstermiştir. Ayrıca, araştırmacı kırık alet çıkarmada başarılı olabilmek için büyütme, aydınlatma ve doğrusal alan oluşturma önemli olduğunu vurgulamıştır. Bu faktörler sağlandığında, kırık parçaya ulaşabilmek ve görmek kolaylaşmaktadır. Kırık aletin görülemediği durumlarda komplikasyon riski de, büyük ölçüde artmaktadır. Bu neden ile çalışmamızda kırık alet çıkartma işlemleri büyütme altında ($\times 2.5$ Loupe,

Carl-Zeiss,Oberkochen,Almanya) gerçekleştirilmiş ve Ruddle'ın (2004) önerdiği gibi kırık eğinin koronal kısmının görülebilir hale gelmesi için Gates-Glidden frezlerin aktif ucu kesilerek kalan kısım kök kanalında uygulanmış ve evreleme "staging" platform oluşturulmuştur. Yapılan literatür araştırmalarında çok sayıda araştırmacı da, kırık alet çıkarma işlemlerinde bu yöntemi uyguladıklarını bildirmişlerdir (Ward 2003, Ruddle 2004, Souter ve Messer 2005, Suter ve ark. 2005, Terauchi ve ark. 2006, Faramarzi 2009, Gençoğlu ve ark. 2009, Cuje 2010, Madarati ve ark. 2010).

Klinik şartlar, kuvvet dağılımını etkileyebilecek olan periodontal ligament varlığı nedeniyle oldukça karmaşıktır. Periodontal ligamentler viskoelastik özellikleri nedeniyle, dişlere gelen yükten dolayı oluşan gerilimi dağıtmada çok önemli role sahiptirler (Milani ve ark. 2012). Çalışmamızda periodontal ligamenti taklit etmek amacıyla diğer çalışmalarda olduğu gibi polivinilsiloksan içerikli ikinci ölçü maddesi (Oranwash L, Zhermack, İtalya) kullanılmıştır (Dilek ve ark. 2020).

Kırık alet çıkarmak için harcanabilecek maksimum süre konusunda farklı fikirler mevcuttur. Yang ve ark. (2017), bu süreyi 45 dakika olarak bildirirken, Suter ve ark. (2005) 45-90 dakika; Terauchi ve ark. (2007) ise 90 dakika olduğunu öne sürmüşlerdir. Suter ve ark. (2005) kırık alet çıkarma işleminin 90 dakikadan daha uzun sürdüğü durumlarda, başarı oranının düştüğünü bildirmişlerdir. Çalışmamızda, süre konusunda Yang ve ark. (2017)'nin kullandığı ölçüt esas alınmıştır. Buna göre klinik şartlar da göz önüne alınarak, kırık ege çıkartmak için maksimum sürenin 45 dakika olabileceği kabul edilmiştir. Bu süre sonunda kırık ege çıkartılamadığı örnekler, başarısız kabul edilmiş ve çalışmaya dâhil edilmemiştir.

Yang ve ark. (2017) mandibular molar dişlerin mezial kanallarında 5 mm derinlikte kırdıkları eğeleri ultrasonik teknik + mikrotüp tekniği ile ortalama 25 dakika çıkarırken trefan Mr&R + mikrotüp grubunda ortalama yalnızca 9 dakikada çıkardıklarını kaydetmişlerdir. Yapılan başka bir çalışmada alt kesici dişlerde apikal konumda eğeler kırılmış ve Mr&R sistemi ile çıkarılmıştır. Çıkarma süresinin ortalama 8,55±5,81 dakika bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda ultrasonik grupta çıkarma süresi ortalama 10,45±8,03 dakika, Mr&R grubunda ise ortalama 13,44±8,64 dakika bulunmuştur. İki grup arasında çıkarma süreleri bakımından anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Kanal içi kırık eĝe çıkarma başarısını birçok faktör etkilemektedir. Bunlardan bazıları, dişin tipi, kanal anatomisi ve eğim derecesidir (Shen ve ark. 2004, Souter ve Messer 2005, Terauchi ve ark. 2006, Gençoğlu ve Helvacioğlu 2009). Kırık alet çıkarma işleminin hangi dişte ve hangi bölgede daha başarılı olduğu ile ilgili literatür bulgularına rastlamak mümkündür. Yapılan çalışmalarda kanal eğiminin, kırık eĝe çıkartma başarısını önemli ölçüde etkileyen bir faktör olduğunu bildirmişlerdir (Hülsmann ve Schinkel 1999, Shen 2004, Gençoğlu ve Helvacioğlu 2009). Ayrıca Hasan ve ark. (2013) yapmış oldukları çalışmada, eğrilikten sonra kırılan eĝelerin çıkarılması için daha fazla süre harcanmış ve dişlerin kırılma dayanımı daha düşük bulmuşlardır. Fakat bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bu sebeple, çalışmanın sonuçlarının dişlerin anatomik yapısından etkilenmemesi amacı ile daha önce yapılan birçok çalışmada ki gibi düz köklü dişler seçilmiştir.

Souter ve Messer (2005), ultrasonik uçlar kullanarak yaptıkları kırık alet çıkarma çalışmasının in vitro bölümünde başarı oranlarını orta 1/3 ve apikal 1/3 bölgeleri için sırasıyla %100 ve % 73,3 olarak bildirmişlerdir. Cuje ve ark. (2010) çalışmasında da benzer sonuçlar alınmış olup, orta 1/3 bölgelerinde %100 oranında başarı elde etmişlerdir. Literatürde yayınlanmış benzer çalışmalar incelendiğinde, ultrasonik sistemin kırık alet çıkartılmasındaki başarı oranının oldukça yüksek olduğu görülmektedir. Bu oranlar, Nagai ve ark. (1986) %82, Ward ve ark. (2003) kurvatürde ve öncesinde oluşan kırıklarda %100, kurvatür sonrasında oluşan kırıklarda %25 başarı bildirmişlerdir. Terauchi ve ark. apikalde (2007) %91, Alomairy (2009) ise genel başarıyı %80 bildirmiştir. Bizim çalışmamızda 40 örnekten 2'sinde çıkarma süresi 45 dakikayı aştığı için başarısız sayılmış olup ultrasonik grupta başarı oranı %95'tir.

Bir trefan tekniği olan Maserann kiti bilinen en geleneksel kırık eĝe çıkarma yöntemlerinden biridir. Tekniğin en büyük dezavantajı büyük miktarda diş dokusunda kayıp meydana getirmesidir (Souter ve Messer 2005; Madarati ve ark. 2010). Bu nedenle teknik geliştiren birçok trefan kitleri piyasaya sunulmuştur. Mr&R sistemi bunlardan biridir ve literatürde ultrasonik teknik ile başarısını inceleyen çalışmaların eksik olduğu görülmüştür. Yapılan bir çalışmada farklı mikrotüp kırık eĝe çıkarma sistemleri karşılaştırılmıştır. Mr&R sistemi ve modifiye Mr&R sistemi diğer mikrotüp cihazlarından daha başarılı bulunmuştur (Yue ve ark. 2020). Bu nedenle çalışmamızda Mr&R kırık eĝe çıkarma sistemi tercih edilmiştir. Yang ve

ark. (2017) yapmış oldukları çalışmada Mr&R sistemi ile tüm kırık aletleri başarı ile çıkarmışlardır. Bizim çalışmamızda 40 örnekten 4'ünde başarılı bir çıkarma işlemi yapılamamıştır. Mr&R grubunda başarı oranı %90 bulunmuştur.

Yayımlanan sanal simülasyon modellerine göre kırık eğe çıkarma esnasında oluşan dentin kaybı 2 kısma ayrılır. Birinci kısım evreleme platformu hazırlama aşamasında, ikinci kısım ise kırık segmentin etrafını trefinleme esnasındadır (Gao ve ark. 2015; Yang ve ark. 2015). Yang ve ark. (2017) evreleme platformunu Gates-Glidden frezlerle yaptıkları trefinleme tekniğinde Mr&R trefan frezi ve ultrasonik tekniği mikro-bilgisayarlı tomografi ile karşılaştırdıkları bir çalışmada ultrasonik uçların daha fazla madde kaldırdığı sonucuna ulaşmışlardır. Ayrıca trefan frez/mikrotüp tekniğinin, kanalın orta ve apikal üçte birinde aletler kırıldığı zaman kanal hacmi, çapı ve kök dentin kalınlığı değişiklikleri üzerinde ultrasonik tekniğe göre daha az etkiye sahip olduğunu bildirilmiştir (Yang ve ark. 2017). Bizim çalışmamızda Mr&R mikrotüp ve ultrasonik teknik olmak üzere iki farklı yöntemle kırık eğeler çıkarılmıştır. Ultrasonik teknikte evreleme platformu modifiye edilmiş Gates-Glidden frez ile yapıldıktan sonra trefinleme ultrasonik uçlar ile yapılmıştır. Mr&R tekniğinde ise sistemin içinde yer alan NiTi evreleme eğeleri kullanılmış, trefinleme işlemi ise sistemin içerisinde yer alan trefan frezi ile yapılmıştır. İki grup için de dişlerde kaybedilen ağırlıklar ölçülmüş ve mikrotüp tekniğinde daha az ağırlık kaybı yaşanmıştır. Fakat iki grup arasında ağırlık kaybı bakımından anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Kanal içi kırılmış eğeleri çıkarırken dişlerde oluşan tahribatın dişlerde meydana getirdiği kırık direncine etkisi bazı çalışmalara konu olmuştur. Yapılan bir çalışmada operasyon mikroskobu altında ultrasonik yöntemle kanal içinden kırık eğeler çıkarılmış, işlem sonrası kalan dişin kırılma direnci test edilmiştir (Souter ve Messer 2005). Kırık eğe çıkarma girişiminin dişin orta ve apikal 1/3 bölgelerinde anlamlı bir şekilde güçsüzleştirdiğini ifade etmişlerdir (Souter ve Messer 2005). Bu sebeple apikal 1/3 bölgesinde eğe kırıldığı zaman her zaman çıkarma girişimine girilmemesi gerektiğini bildirmişlerdir (Souter ve Messer 2005). Benzer şekilde Ward ve ark. (2003) yapmış oldukları çalışmada ultrasonik teknikle kırık eğelerin çıkarılmasının başarılı olduğunu fakat kanal eğiminin ilerisindeki eğelerin çıkarılması girişiminin dişte büyük tahribata yol açtığını bildirmişlerdir. Benzer bulguları bildiren birçok çalışma yayımlanmıştır (Madarati ve ark. 2009, Iqbal ve

ark. 2006, Fors ve Berg 1983). Bizim tez çalışmamızda kökün orta 1/3 kısmında ultrasonik uçlarla ve Mr&R sistemiyle kırık kanal eğelerinin çıkarılıp sonrasında kanalın boş bırakıldığı ve restorasyon yapılmadığı negatif kontrol grubu dişler incelendiğinde her iki grup arasında kırılma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır. Ultrasonik sistem kullanılan dişlerin kırılma dayanımı Mr&R' a göre anlamlı bir farkla daha dirençli bulunmuştur. Çalışmamızda iki sistem arasında dentin kaybı miktarı arasında anlamlı bir fark bulunmazken kırılma dayanımı açısından fark olması trefan frezin dişlerde oluşturduğu çatlaklara bağlı olabilir. Yapılan bir mikro bilgisayarlı tomografi çalışmasında ultrasonik tekniğin ve farklı bir trefan sistemi olan Mesinger sisteminin dentinde oluşturduğu çatlaklar incelenmiş trefan sisteminde oluşan çatlakların ultrasonik sistemden anlamlı bir farkla daha fazla olduğu sonucuna ulaşılmıştır (Özdayı 2018). Kanal içi kırık eğelerin çıkarılması tipik olarak basamak oluşumuna ve dolayısıyla olası bir gerilim yoğunlaşma noktası oluşmasına neden olur (Souter ve Messer 2005). Trefan frezleri şekilleri itibari ile kanalda daha fazla basamak benzeri oluşuma neden olmaktadır. Ultrasonik teknikte kırık eğenin apikali ile evreleme platformu arasında daha homojen geçişin olduğunu bu nedenle direncinin daha yüksek olduğunu düşünmekteyiz. Çalışmamızda kullanılan trefan frezi dış çapı ile Gates-Glidden frez çapı 0,9 mm'dir. Fakat trefan frezi ile kırık eğenin etrafında trefin yapıldığı için çalışma boyu 8,5 mm olacak şekilde ayarlanırken, Gates-Glidden frezi sadece evreleme platformu oluşturmak için kullanılmıştır ve çalışma boyutu 7 mm'dir. Burdan anlaşılacağı üzere trefan frezi kökün daha zayıf olan apikale yakın kısımlarında madde kaldırdığı için kök kırığına olan direnci daha fazla düşürdüğü sonucuna ulaşılabilir.

Kanal tedavisini ve kırık ege çıkarma işleminden sonra meydana gelen biyolojik ve mekanik değişiklikler nedeniyle kırılmaya daha yatkın hale gelen dişlerde (Helfer ve ark. 1972; Reeh ve ark. 1989; Tang ve ark. 2010) restoratif tedavi öncesinde kalan diş dokusunun değerlendirilerek yapılacak restorasyonda ferrule sağlanması, bu dişlerin kırılma dayanıklılığını arttırmaktadır (Mamoun 2014). Birçok araştırmada farkı ferrule yükseklik ve şeklinin etkinliği bakılmış (Sorensen ve Engelman 1990; Ng ve ark. 2006); bunların çoğunda, kanal tedavili dişlerin restoratif tedavisinde kırılma dayanıklılığını arttıran en etkin ferrulenin çevresel ve 2 mm yüksekliğinde olduğu bildirilmiştir (Libman ve Nicholls 1995; Ng ve ark. 2006).

Yapılan başka bir tez çalışmasında farklı post sistemlerini ve endokronları ferrule varlığı veya yokluğuna göre incelenmiştir. Çalışmanın sonucuna göre hem endokron gruplarında hem post restorasyon gruplarında 2 mm ferrulenin kırılma dayanımını anlamlı bir farkla artırdığı sonucuna ulaşılmıştır (Aksu 2017). Bu nedenle yaptığımız çalışmada örneklerde 2 mm çevresel ferrule oluşturulmuştur.

Post-kor restorasyonlar, kanal tedavili dişlerin restoratif tedavisinde sıklıkla kullanılan, kökten sağladığı tutuculukla kor yapıya desteklik sağlayan ve dişe etki eden kuvvetleri kökün uzun eksenini boyunca ileten bir restorasyon tipidir. Uygulanacak post uzunluğu ile ilgili farklı görüşler mevcuttur. Schiavetti ve ark. (2012) yapmış oldukları bir çalışmada ferrulenin dişin kırılma dayanımını artırdığını belirtirken post uzunluğu 5 mm, 7 mm ve 9 mm olan gruplar arasında anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Bizde çalışmamızda prefabrik cam fiber post ile polietilen örgü post kullanılan grupta standardizasyonu sağlamak ve kırık eğe çıkarılan dişlerden daha fazla madde kaldırmamak için post boşluğunu 7 mm olacak şekilde kırık eğe çıkarma preparasyon derinliği ile aynı oluşturduk.

Literatürde post-kor restorasyonlarını değerlendiren bazı çalışmalarda, post-kor yapısı üzerine kron restorasyonu uygulanmamıştır. Bu şekilde yapılan çalışmalarda kuvvet direkt post veya kor materyaline uygulanmıştır (Schiavetti ve Sannino 2012). Bizim tez çalışmamızda klinik koşulların daha iyi yansıtılabilmesi için post-kor restorasyonları standart 7 mm kron boyunda zirkonyum (Priti Multidisc ZrO₂, Almanya) restorasyonlar CAD/CAM sistemi ile üretilmiştir. CAD/CAM teknolojisinin avantajlarından biri dijital model elde edilmesine izin vermesidir. Çalışmamızda klasik ölçü ve alçı model oluşturulması sonucu muhtemel ölçü dırtorsiyonu ve alçıda oluşacak hava kabarcıkları sonucu oluşacak hataların önüne geçilmek için dijital ölçü ve dijital modeller kullanılmıştır (Alghazzawi 2016) .

Düz bir yüzeye sahip zirkonyum restorasyonların bağlantısını artırmak için iç yüzeyinde mikro retantif yerler oluşturmak gerekmektedir. Bunun için çeşitli yöntemler mevcuttur. Lazer/asit, elmas frez ile pürüzlendirme, kuşlama, silan uygulaması bunlardan bazılarıdır (Uludamar ve ark. 2011). Yapılan bir çalışmada zirkonyum esaslı seramik yüzeylere rezin bağlantısını artırabilmek için farklı yüzey hazırlıklarını karşılaştırmışlardır. Yapılan değerlendirmede alüminyum oksit kumu ile pürüzlendirmenin silan uygulama ve tribokimyasal silika kaplamadan daha etkili

olduğu sonucuna ulaşılmıştır (Kern ve Wegner 1998). Goracci ve Ferrari (2011) 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 30-50 µm Al₂O₃ ile pürüzlendirildikten sonra silan uygulaması yapılmış, fiber post yüzeyine ise sadece silan uygulanmıştır.

Rezin simanların dişe, posta, seramik ve metale bağlanma özelliği oldukça iyidir. Diğer simanlara kıyasla tutuculuğu daha üstün bulunmuştur (Mehta ve Millar 2008). Mehta ve Millar (2008) 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 olarak bildirilmiştir. Yapılan başka bir çalışmada ise rezin simanların zirkonya postlara adezyonunun cam iyonomer simanlardan daha üstün tutuculuk gösterdiği bulunmuştur (Özkurt ve ark. 2010). Bu araştırmalar doğrultusunda bizim tez çalışmamızda da hem kimyasal hemde ışıkla polimerize olan (dual-cure) rezin siman olan Panavia F2.0 kullanılmıştır.

Aşırı kron harabiyeti olan kanal tedavili kesici dişlerin (Dejak ve Młotkowski 2013; Kanat-Ertürk ve ark. 2018), premolarların (Lin ve ark. 2011; Guo ve ark. 2016), ve molar dişlerin restorasyonunda (Carvalho ve ark. 2016; Aktas ve ark. 2018) endokron restorasyonlar kullanılabilir. Restorasyonun okluzal kalınlığı ne kadar büyük olursa sistemin kırılma direncinin o kadar yüksek olduğu göz önüne alındığında, endokronların okluzal yüklemeye karşı geleneksel kronlara göre daha fazla direnç gösterdiği göz önünde bulundurulmalıdır. Ayrıca geleneksel restorasyonlarda genellikle post için metaller veya cam fiberler ve kor/kron kısmı için rezin kompozitleri veya seramikler gibi farklı elastik modüllere sahip malzemeler kullanılarak hazırlanır. Dentin, yapıştırma simanı ve restoratif sistem arasındaki bu uyumsuzluğun stres dağılımını etkileyebileceği düşünüldeğinde, farklı materyaller arasındaki ara yüz sayısı ne kadar yüksek olursa, homojen stres dağılımı şansı o kadar azalır (Lin ve ark. 2010)

Endokronların monoblok yapısı, çoklu ara yüz yapısı olan geleneksel post-kor sistemlerinden daha fazla stres yüklemesini desteklemektedir (Tay ve Pashley 2007). Forberger ve ark. (2008) yapmış olduğu çalışmada endokronlar; zirkonyum, altın veya cam fiber postlarla restore edilen gruplarla karşılaştırıldığında benzer kırılma mukavemeti ile sonuçlanmıştır (Forberger ve Göhring 2008). Oysa yapılan bazı çalışmalarda endokron restorasyonların kırılma mukavemeti cam fiber postlardan istatistiksel olarak anlamlı olacak kadar daha yüksek bulunmuştur (Chang ve ark. 2009; Biacchi ve Basting 2012). Yapılan bir meta analiz çalışmasında, azı dişlerde kırılma dayanımı bakımından endokron restorasyonların intraradiküler post restorasyonlar kadar güvenli olduğu sonucuna ulaşılmıştır (Sedrez-Porto ve ark. 2016). Döküm post-kor veya fiber post-rezin kor ile restore edilen geleneksel kronlarla karşılaştırıldığında, endokronların kırılmaya karşı daha dirençli olduğu kanıtlanmıştır (Chang ve ark. 2009; Dejak ve Młotkowski 2013). Endokronların avantajları ise kısa hazırlık süresi, minimum hasta başı işlem süresi, düşük maliyet, uygulama kolaylığı ve mükemmel estetik özelliklerdir. Bizim yaptığımız tez çalışmasında da ultrasonik teknik ve ya Mr&R sistemi ile kırık eğe çıkarılmış kökü zayıflamış dişlerde endokron ile restore edilen dişlerin kırılma dayanımı prefabrik cam fiber post-kron ve polietilen örgü fiber post- kron grubundan anlamlı bir farkla daha fazla bulunmuştur. Elde edilen sonuçlar önceki çalışmalarını desteklemektedir (Chang ve ark. 2009; Biacchi ve Basting 2012; Dejak ve Młotkowski 2013). Ayrıca ultrasonik veya Mr&R yöntemi ile kırık eğe çıkarılan endokron ile restore edilen dişler arasında kırık eğe çıkarma yöntemleri arasında kırılma dayanımı bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmamakla beraber bütün ultrasonik sistemle eğe çıkarılan grupta olduğu gibi endokron grubunda da ultrasonik tekniğin kırılma dayanımı daha yüksek bulunmuştur.

Dentin bonding ajanı (Clearfil SE Bond, Kuraray, Japonya) emdirilmiş ultra-yüksek moleküler ağırlıklı örgü şerit polietilen örgü fiberler (Ribbond, Ribbond Inc, Seattle, Washington), kök kanal postu ve kor materyali yapımında kullanılırlar (Belli ve Eskitascioglu 2006; Baba ve ark. 2009; Özkurt ve ark. 2010). Üretici firmaların talimatlarına göre, kanal genişletmesi gerekli değildir (Ayna ve ark. 2009). Örgü fiberlerin elastik modülü dentinle benzer olduğu ve kök boyunca uygun stres dağılımı sağladığı için dentin ve post-kor tek parça bir yapı oluşturduğu savunulmaktadır (Ayna ve ark. 2009). Polietilen örgü fiber postlar ile ilgili çalışmalar

azdır. Turker ve ark. (2007) yaptığı in vivo 3 yıllık polietilen örgü fiberlerin takipleri sonucu 42 postun birinde, Ayna ve ark. (2009) yaptığı prospektif çalışmada ise 87 postun birinde desimantasyon kaydedilmiştir. Bazı araştırmacılar polietilen örgü postlar ile diğer post sistemlerini karşılaştırmışlardır. Yapılan bir araştırmada polietilen fiber postlar döküm postlardan daha dirençli bulunurken, cam fiber postlardan daha dirençsiz bulmuş ve oluşan kırıklar daha tamir edilebilir düzeyde olduğu bildirilmiştir (Gunaranjan ve ark. 2018). Aynı şekilde Sirimai ve ark. (1999), tek başına post olarak kullanılan polietilen örgü fiber ile restore edilen dişlerin postun ve kor yapısının gücü artırmadığını bildirirken oluşan kırıkların daha onarılabilir olduğu nu belirtmişlerdir. Torabi ve Fattahi (2009)'nin alt premolar dişlerde yapmış oldukları çalışmada farklı post-kor restorasyonları karşılaştırmış, polietilen örgü fiber post ile prefabrik cam fiber post grubunda kırılma dayanımı ve katastrofik kırık oluşumu bakımından anlamlı bir fark bulamamışlardır. En yüksek kırık dayanımı döküm post grubunda olurken gruptaki bütün dişlerde oluşan kırıklar onarılamaz şekilde gerçekleşmiştir. Ayrıca prefabrik cam fiber, karbon fiber ve polietilen örgü fiber grubu arasında kırılma dayanımı ve onarılamaz kırık sayısı bakımından anlamlı bir fark bulunamamıştır (Torabi ve Fattahi 2009). Yapılan çalışmamızdaki kuvvet kor yapısına değil zirkonyum krona iletildiği için bütün gruplardaki dişlerde oluşan kırıkların hepsi tamir edilemez düzeydeydi. Hiçbir örnekte kron desimantasyonu oluşmadı. Ancak uygulanan kuvvete karşı dayanıklılık bakımından incelendiğinde, ultrasonik teknik kullanılan dişlerde polietilen örgü fiber post neredeyse prefabrik cam fiber post kadar direnci artırmıştır. İlginç bir şekilde Mr&R kiti ile kırık alet çıkarılan dişlere uygulanan restorasyonlar arasında anlamlı bir farkla polietilen örgü fiber post grubu prefabrik cam fiber post grubundan daha dirençli bulunmuştur. Bunun sebebi negatif kontrol grubunda da daha dirençsiz bulunan Mr&R kit grubunun duvarlara daha iyi adepte olabilen örgü şeklindeki fiber ile stres dağılımını daha iyi sağlayabilmesi olabilir.

Litratürde bildiğimiz kadarıyla endokron ve polietilen örgü fiber post-kron restorasyonları karşılaştıran herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Yaptığımız bu çalışmada ultrasonik ve Mr&R sistemiyle kırık eğeler çıkarılmış dişlerde; ultraasonik grupta endokron ile restorasyon yapıldığında kırılma dayanımı çalışmamızda kullanılan prefabrik cam fiber post grubunda olduğu gibi polietilen örgü fiber post grubundan anlamlı bir farkla daha dirençli bulunmuştur. Mr&R grubunda ise

polietilen örgü fiber post grubu ile endokron arasında kırılma dayanımı bakımından anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bunun sebebi Mr&R sistemiyle kırık ege çıkarma işlemi sırasında dişte oluşan anatomik değişikliklerin kırılma dayanımını azaltması ve burada polietilen örgü fiber post sisteminin stresleri daha iyi dağıtabilmesi olabilir (Ayna ve ark. 2009). Bu sonuçlar doğrultusunda, çalışmanın ikinci h0 hipotezi olan “Kırık ege çıkarma sistemleri ve sonrasında yapılan üst restorasyon çeşitlerinin dişlerin kırılma direncine etkisi yoktur” reddedilmiştir.

Bu çalışmanın sınırları ise, eğerlerin düz kanallardan çıkarılmasıydı. Alet kırığı hem anterior hem de posterior dişlerde ortaya çıkabilir, ancak çoğunlukla azı dişlerinde bildirilmiştir (Iqbal ve ark. 2006; Wu ve ark. 2011; Ungerechts ve ark. 2014). Alet kırığının en çok meydana geldiği dişler sırası ile alt büyük azı dişlerinin mezial kökleri ve üst büyük azı dişlerinin meziobukkal kökleridir (Hülsmann ve Schinkel 1999). Ayrıca, seçilen dişlerin de kök uzunluğu 15 ± 1 mm ve yuvarlak köklü olarak standardize edilmeye çalışılsa da farklı insanlardan elde edilen dişler kullanıldığı için tam bir standardizasyon sağlanamaz.

Uzun dönem başarıyı tehlikeye atmamak için kırık ege çıkarma prosedürü boyunca mümkün olduğunca az dentin kaldırmaya dikkat edilmesi gerekmektedir. Çalışmamızda kullandığımız Mr&R sistemi ile ultrasonik teknik arasında kaldırdığı dentin ağırlığı miktarı bakımından anlamlı bir fark bulunmamaktadır. Kırık ege çıkarmada kullanılacak teknik seçimi kadar kalan diş dokusunu destekleyecek ve kök kırığı riskini azaltacak restorasyon seçimi de oldukça önemlidir. Çalışmamızda Mr&R kırık ege çıkarma sistemi kullanılan gruplarda kırılma dayanımı ultrasonik gruba göre anlamlı bir farkla daha düşük bulunurken, bu fark dişlerin endokron ve polietilen örgü fiber post ile restore edilmesiyle azalmıştır. Mr&R ile kırık eğerleri çıkardığımız ve prefabrik cam fiber post ile restore ettiğimiz gruptaki dişler anlamlı bir farkla daha dirençsiz bulunmuştur. Kök kanallarından kırık alet çıkarılması ve restore edilmesi ile ilgili pek çok laboratuvar ve uzun dönem klinik takip çalışmalarına ihtiyaç vardır.

6. SONUÇLAR

1. Düz kanallarda kanal içi kırılmış eğeleri çıkarmada ultrasonik yöntem ve Mr&R sistemi başarıyla kullanılabilir. Ultrasonik yöntemde başarı oranı %95 iken, Mr&R grubunda %90'dır.

2. Ultrasonik teknik kullanılan dişlerin kırılma dayanımı Mr&R sistemi kullanılan dişlerin kırılma dayanımına göre daha yüksek bulunmuştur.

3. Çalışmamızda kırık eğeler çıkarıldıktan sonra farklı yöntemlerle restore edilmiştir. Seçilen restorasyonların arasında endokron restorasyonlar prefabrik cam fiber post+ zirkonyum kron ve polietilen örgü fiber post + zirkonyum endokron uygulanan kuvvetlere daha dirençli bulunmuştur.

4. Kullanılan kırık ege çıkarma yöntemine göre restorasyon tekniği seçmek önemlidir. Mr&R sistemi kullanılan örneklerde prefabrik cam fiber post ile yaptığımız restorasyonların kırık direnci daha düşük bulunmuştur. Bir trefan tekniği olan Mr&R sistemi ile kırık ege çıkarıyorsak prefabrik cam fiber postlar yerine monoblok yapı sağlayan endokron restorasyonlar veya stresleri daha iyi dağıtan polietilen örgü fiber post restorasyon tercih edilmelidir.

7. KAYNAKÇA

- Aksu İ. Ferrule varlığının ve yokluğunun; farklı endokron ve estetik post-kor restorasyonların kırılma dayanıklılığına etkisinin, in vitro olarak karşılaştırılması. *Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, Ankara, 2017* (Tez Danışmanı: Prof. Dr. Nur Emel Hersek)
- Aktas G, Yerlikaya H, Akca K. Mechanical failure of endocrowns manufactured with different ceramic materials: an in vitro biomechanical study. *Journal of Prosthodontics*. 2018; 27(4): 340-6.
- Al-Hadlaq SM, AlJarbou FA, AlThumairy RI. Evaluation of cyclic flexural fatigue of M-wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2010; 36(2): 305-7.
- Al-Fouzan K. Incidence of rotary ProFile instrument fracture and the potential for bypassing in vivo. *International endodontic journal*. 2003; 36(12): 864-7.
- Alaçam TE. Ankara. Özyurt Matbaacılık. 2012: 226.
- Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Mitchell JC. Scanning electron microscope observations of new and used nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics*. 2003; 29(10): 667-9.
- Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of prosthodontic research*. 2016; 60(2): 72-84.
- Anderson ME, Price JW, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 2007; 33(10): 1212-6.
- Ankrum MT, Hartwell GR, Truitt JE. K3 Endo, ProTaper, and ProFile systems: breakage and distortion in severely curved roots of molars. *Journal of Endodontics*. 2004; 30(4): 234-7.
- Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials: Elsevier Health Sciences. Elsevier Health Sciences, Inc. 2012, 12th Edition, London, United Kingdom.
- Arens FC, Hoen MM, Steiman HR, Dietz Jr GC. Evaluation of single-use rotary nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics*. 2003; 29(10): 664-6.
- Aydın B, Köse T, Çalışkan M. Effectiveness of HERO 642 versus Hedström files for removing gutta-percha fillings in curved root canals: an ex vivo study. *International endodontic journal*. 2009; 42(11): 1050-6.
- Ayna B, Celenk S, Atakul F, Uysal E. Three-year clinical evaluation of endodontically treated anterior teeth restored with a polyethylene fibre-reinforced composite. *Australian dental journal*. 2009; 54(2): 136-40.
- Azeez GM, Çekiç Nagaş I. Aşırı harabiyet gösteren endodontik tedavili dişlerin protetik restorasyonları. *7tepe Klinik Dergisi*. 2019; 15(2): 231-41.
- Baba NZ, Golden G, Goodacre CJ. Nonmetallic prefabricated dowels: a review of compositions, properties, laboratory, and clinical test results. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*. 2009; 18(6): 527-36.
- Belli S, Eskitascioglu G. Biomechanical properties and clinical use of a polyethylene fibre post-core material. *Int Dent S Afr*. 2006; 8: 20-6.
- Berutti E, Chiandussi G, Gaviglio I, Ibba A. Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments: ProTaper versus ProFile. *Journal of Endodontics*. 2003; 29(1): 15-9.
- Betti L, Bramante C. Quantec SC rotary instruments versus hand files for gutta-percha removal in root canal retreatment. *International endodontic journal*. 2001; 34(7): 514-9.
- Biacchi G, Basting R. Comparison of fracture strength of endocrowns and glass fiber post-retained conventional crowns. *Operative dentistry*. 2012; 37(2): 130-6.
- Bindl A, Mörmann WH. Clinical evaluation of adhesively placed Cerec endo-crowns after 2 years-preliminary results. *Journal of Adhesive Dentistry*. 1999; 1(3): 255-65.

- Booth JR, Scheetz JP, Lemons JE, Eleazer PD. A comparison of torque required to fracture three different nickel-titanium rotary instruments around curves of the same angle but of different radius when bound at the tip. *Journal of Endodontics*. 2003; 29(1): 55-7.
- Bryant S, Dummer P, Pitoni C, Bourba M, Moghal S. Shaping ability of .04 and .06 taper ProFile rotary nickel–titanium instruments in simulated root canals. *International endodontic journal*. 1999; 32(3): 155-64.
- Carvalho A, Bruzi G, Anderson R, Maia H, Giannini M, Magne P. Influence of adhesive core buildup designs on the resistance of endodontically treated molars restored with lithium disilicate CAD/CAM crowns. *Operative dentistry*. 2016; 41(1): 76-82.
- Cattoni M. Common failures in endodontics and their corrections. *Dent Clin North Am* 1963;(7):383-99.
- Chang C-Y, Kuo J-S, Lin Y-S, Chang Y-H. Fracture resistance and failure modes of CEREC endocrowns and conventional post and core-supported CEREC crowns. *Journal of Dental Sciences*. 2009; 4(3): 110-7.
- Cheung G, Darvell B. Low-cycle fatigue of NiTi rotary instruments of various cross-sectional shapes. *International endodontic journal*. 2007; 40(8): 626-32.
- Cheung GS. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endodontic Topics*. 2007; 16(1): 1-26.
- Cohen SJ, Glassman G, Mounce R. Rips, strips and broken tips: Handling the endodontic mishap. *Oral Health*. 2005; 5: 10-20.
- Cujé J, Bargholz C, Hülsmann M. The outcome of retained instrument removal in a specialist practice. *International endodontic journal*. 2010; 43(7): 545-54.
- D’Arcangelo C, Varvara G, De Fazio P. Broken instrument removal—two cases. *Journal of Endodontics*. 2000; 26(6): 368-70.
- Darabara M, Bourithis L, Zinelis S, Papadimitriou G. Susceptibility to localized corrosion of stainless steel and NiTi endodontic instruments in irrigating solutions. *International endodontic journal*. 2004; 37(10): 705-10.
- Dejak B, Młotkowski A. 3D-Finite element analysis of molars restored with endocrowns and posts during masticatory simulation. *Dental Materials*. 2013; 29(12): e309-e17.
- Dilek Ö, Güngör NM, Özcan S, Özgür U. Pasif Ultrasonik İrrigasyon Tekniğinin Mandibular Premolar Dişlerin Vertikal Kırık Direncine Etkisi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2020; 30(3): 373-8.
- Feldman G, Solomon C, Notaro P, Moskowitz E. Retrieving broken endodontic instruments. *The Journal of the American Dental Association*. 1974; 88(3): 588-91.
- Forberger N, Göhring TN. Influence of the type of post and core on in vitro marginal continuity, fracture resistance, and fracture mode of lithia disilicate-based all-ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2008; 100(4): 264-73.
- Fors U, Berg J-O. A method for the removal of broken endodontic instruments from root canals. *Journal of Endodontics*. 1983; 9(4): 156-9.
- Gambarini G. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low-and high-torque endodontic motors. *Journal of Endodontics*. 2001; 27(12): 772-4.
- Gambarini G. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *International endodontic journal*. 2001; 34(5): 386-9.
- Gambarini G, Grande NM, Plotino G *et al*. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *Journal of Endodontics*. 2008; 34(8): 1003-5.
- Gambarini G, Plotino G, Grande N, Al-Sudani D, De Luca M, Testarelli L. Mechanical properties of nickel–titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique. *International endodontic journal*. 2011; 44(4): 337-41.

- Gambarini G, Pompa G, Di Carlo S, De Luca M, Testarelli L. An initial investigation on torsional properties of nickel-titanium instruments produced with a new manufacturing method. *Australian Endodontic Journal*. 2009; 35(2): 70-2.
- Gao Y, Shen Y, Zhou X, Haapasalo M. Remaining root dentin thickness in mesiobuccal canals of maxillary first molars after attempted removal of broken instrument fragments. *Australian Endodontic Journal*. 2015; 41(3): 122-7.
- Gavini G, Pessoa OF, Barletta FB, Vasconcellos M, Caldeira CL. Cyclic fatigue resistance of rotary nickel-titanium instruments submitted to nitrogen ion implantation. *Journal of Endodontics*. 2010; 36(7): 1183-6.
- Gbadebo S, Ajayi D, Abiodun-Solanke I, Sulaiman A. Survival of glass fiber post retained endodontically treated teeth preliminary report. *African journal of medicine and medical sciences*. 2013; 42(3): 265-9.
- Gencoglu N, Helvacioğlu D. Comparison of the different techniques to remove fractured endodontic instruments from root canal systems. *European journal of dentistry*. 2009; 3(2): 90.
- Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. *Australian dental journal*. 2011; 56: 77-83.
- Grande N, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino V, Somma F. Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems. *International endodontic journal*. 2006; 39(10): 755-63.
- Gunaranjan T, Lenin Babu Thota, T. Lavanya S, Reddy Priyadarshini, Tanya. Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth Restored Using Various Root Reinforcement Methods: An In vitro Study. *Journal of Research and Advancement in Dentistry*. 2018; 8(1): 103-7.
- Guldener KA, Lanzrein CL, Guldener BES, Lang NP, Ramseier CA, Salvi GE. Long-term clinical outcomes of endodontically treated teeth restored with or without fiber post-retained single-unit restorations. *Journal of Endodontics*. 2017; 43(2): 188-93.
- Guo J, Wang Z, Li X, Sun C, Gao E, Li H. A comparison of the fracture resistances of endodontically treated mandibular premolars restored with endocrowns and glass fiber post-core retained conventional crowns. *The journal of advanced prosthodontics*. 2016; 8(6): 489-93.
- Gutmann J, Gao Y. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *International endodontic journal*. 2012; 45(2): 113-28.
- Hagiwara R, Suehara M, Fujii R, Kato H, Nakagawa K-i, Oda Y. Laser welding method for removal of instruments debris from root canals. *The Bulletin of Tokyo Dental College*. 2013; 54(2): 81-8.
- Haikel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 1999; 25(6): 434-40.
- Hasanoğlu Aydın D (2012). Cam Seramik Endokronların Biyomekaniksel Özelliklerinin Preklinik ve Klinik Olarak Değerlendirilmesi; Doktora Tezi.
- Hashem AAR, Ghoneim AG, Lutfy RA, Foda MY, Omar GAF. Geometric analysis of root canals prepared by four rotary NiTi shaping systems. *Journal of Endodontics*. 2012; 38(7): 996-1000.
- Helfer AR, Melnick S, Schilder H. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 1972; 34(4): 661-70.
- Herold KS, Johnson BR, Wenckus CS. A scanning electron microscopy evaluation of microfractures, deformation and separation in EndoSequence and Profile nickel-titanium rotary files using an extracted molar tooth model. *Journal of Endodontics*. 2007; 33(6): 712-4.
- Hilfer PB, Bergeron BE, Mayerchak MJ, Roberts HW, Jeansonne BG. Multiple autoclave cycle effects on cyclic fatigue of nickel-titanium rotary files produced by new manufacturing methods. *Journal of Endodontics*. 2011; 37(1): 72-4.
- Hülsmann M. Removal of fractured root canal instruments using the Canal Finder System. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*. 1990; 45(4): 229-32.

- Hülsmann M. Methods for removing metal obstructions from the root canal. *Dental Traumatology*. 1993; 9(6): 223-37.
- Hülsmann M, Peters OA, Dummer PM. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic Topics*. 2005; 10(1): 30-76.
- Hülsmann M, Schinkel I. Influence of several factors on the success or failure of removal of fractured instruments from the root canal. *Dental Traumatology*. 1999; 15(6): 252-8.
- Imura N, Kato A, Hata GI, Uemura M, Toda T, Weine F. A comparison of the relative efficacies of four hand and rotary instrumentation techniques during endodontic retreatment. *International endodontic journal*. 2000; 33(4): 361-6.
- Iqbal MK, Kohli MR, Kim JS. A retrospective clinical study of incidence of root canal instrument separation in an endodontics graduate program: a PennEndo database study. *Journal of Endodontics*. 2006; 32(11): 1048-52.
- Iqbal MK, Rafailov H, Kratchman SI, Karabucak B. A comparison of three methods for preparing centered platforms around separated instruments in curved canals. *Journal of Endodontics*. 2006; 32(1): 48-51.
- Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/. 04 rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2008; 34(11): 1406-9.
- Johnson WB, Beatty RG. Clinical technique for the removal of root canal obstructions. *Journal of the American Dental Association* (1939). 1988; 117(3): 473-6.
- Kanat-Ertürk B, Sarıdağ S, Kösele E, Helvacıoğlu-Yiğit D, Avcu E, Yildiran-Avcu Y. Fracture strengths of endocrown restorations fabricated with different preparation depths and CAD/CAM materials. *Dental materials journal*. 2018; 37(2): 256-65.
- Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dental Materials*. 1998; 14(1): 64-71.
- Kim H-C, Yum J, Hur B, Cheung GS-P. Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics*. 2010; 36(1): 147-52.
- Krell KV, Fuller MW, Scott GL. The conservative retrieval of silver cones in difficult cases. *Journal of Endodontics*. 1984; 10(6): 269-73.
- Kuhn G, Tavernier B, Jordan L. Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *Journal of Endodontics*. 2001; 27(8): 516-20.
- Lambrianidis T (2017) *Management of fractured endodontic instruments*: Springer, Inc 2017, Cham, Switzerland
- Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2009; 35(3): 401-3.
- Lee D-H, Park B, Saxena A, Serene TP. Enhanced surface hardness by boron implantation in Nitinol alloy. *Journal of Endodontics*. 1996; 22(10): 543-6.
- Lévy G. Canal Finder System 89!!! Improvements and indications after 4 years of experimentation and use. *Revue D'odonto-stomatologie*. 1990; 19(4): 327-36.
- Libman WJ, Nicholls JI. Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns. *International Journal of Prosthodontics*. 1995; 8(2).
- Lin CL, Chang YH, Chang CY, Pai CA, Huang SF. Finite element and Weibull analyses to estimate failure risks in the ceramic endocrown and classical crown for endodontically treated maxillary premolar. *European journal of oral sciences*. 2010; 118(1): 87-93.
- Lin C-L, Chang Y-H, Pai C-A. Evaluation of failure risks in ceramic restorations for endodontically treated premolar with MOD preparation. *Dental Materials*. 2011; 27(5): 431-8.
- Lin LM, Skribner JE, Gaengler P. Factors associated with endodontic treatment failures. *Journal of Endodontics*. 1992; 18(12): 625-7.

- Linsuwanont P, Parashos P, Messer H. Cleaning of rotary nickel–titanium endodontic instruments. *International endodontic journal*. 2004; 37(1): 19-28.
- Lopes HP, Elias CN, Vieira VT *et al*. Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of BioRace nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2010; 36(10): 1653-7.
- Madarati A, Qualtrough A, Watts D. Effect of retained fractured instruments on tooth resistance to vertical fracture with or without attempt at removal. *International endodontic journal*. 2010; 43(11): 1047-53.
- Madarati A, Qualtrough A, Watts D. Vertical fracture resistance of roots after ultrasonic removal of fractured instruments. *International endodontic journal*. 2010; 43(5): 424-9.
- Madarati A, Watts D, Qualtrough A. Opinions and attitudes of endodontists and general dental practitioners in the UK towards the intra-canal fracture of endodontic instruments. Part 2. *International endodontic journal*. 2008; 41(12): 1079-87.
- Madarati AA, Hunter MJ, Dummer PM. Management of intracanal separated instruments. *Journal of Endodontics*. 2013; 39(5): 569-81.
- Madarati AA, Qualtrough AJ, Watts DC. A microcomputed tomography scanning study of root canal space: changes after the ultrasonic removal of fractured files. *Journal of Endodontics*. 2009; 35(1): 125-8.
- Mamoun JS. On the ferrule effect and the biomechanical stability of teeth restored with cores, posts, and crowns. *European journal of dentistry*. 2014; 8(02): 281-6.
- Mandel E, Adib-Yazdi M, Benhamou LM, Lachkar T, Mesgouez C, Sobel M. Rotary Ni-Ti profile systems for preparing curved canals in resin blocks: influence of operator on instrument breakage. *International endodontic journal*. 1999; 32(6): 436-43.
- Martin B, Zelada G, Varela P *et al*. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *International endodontic journal*. 2003; 36(4): 262-6.
- McGuigan M, Louca C, Duncan H. Endodontic instrument fracture: causes and prevention. *British dental journal*. 2013; 214(7): 341-8.
- Mehta S, Millar B. A comparison of the survival of fibre posts cemented with two different composite resin systems. *British dental journal*. 2008; 205(11): E23-E.
- Milani AS, Froughreyhani M, Rahimi S, Jafarabadi MA, Paksefat S. The effect of root canal preparation on the development of dentin cracks. *Iranian endodontic journal*. 2012; 7(4): 177.
- Mize SB, Clement DJ, Pruett JP, Carnes Jr DL. Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 1998; 24(12): 843-7.
- Mohan SM, Gowda EM, Shashidhar M. Clinical evaluation of the fiber post and direct composite resin restoration for fixed single crowns on endodontically treated teeth. *medical journal armed forces india*. 2015; 71(3): 259-64.
- Azeez GM, Çekiç Nagaş I. Aşırı harabiyet gösteren endodontik tedavili dişlerin protetik restorasyonları. *7tepe Klinik Dergisi*. 2019; 15(2): 231-41.
- Nagai O, Tani N, Kayaba Y, Kodama S, Osada T. Ultrasonic removal of broken instruments in root canals. *International endodontic journal*. 1986; 19(6): 298-304.
- Nanayakkara L, McDonald A, Setchell D Retrospective analysis of factors affecting the longevity of post crowns. 1999; 78(spacial): 222
- Nehme WB. Elimination of intracanal metallic obstructions by abrasion using an operational microscope and ultrasonics. *Journal of Endodontics*. 2001; 27(5): 365-7.
- Nevares G, Cunha RS, Zuolo ML, da Silveira Bueno CE. Success rates for removing or bypassing fractured instruments: a prospective clinical study. *Journal of Endodontics*. 2012; 38(4): 442-4.
- Ng CC, Dumbrigue HB, Al-Bayat MI, Griggs JA, Wakefield CW. Influence of remaining coronal tooth structure location on the fracture resistance of restored endodontically treated anterior teeth. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2006; 95(4): 290-6.

- O'hoy P, Messer H, Palamara J. The effect of cleaning procedures on fracture properties and corrosion of NiTi files. *International endodontic journal*. 2003; 36(11): 724-32.
- Okiji T. Modified usage of the Masserann kit for removing intracanal broken instruments. *Journal of Endodontics*. 2003; 29(7): 466-7.
- Ormiga F, Gomes JAdCP, de Araújo MCP. Dissolution of nickel-titanium endodontic files via an electrochemical process: a new concept for future retrieval of fractured files in root canals. *Journal of Endodontics*. 2010; 36(4): 717-20.
- Özdayı K (2018) Kırık enstrümanların çıkarılmasında kullanılan trefan ve ultrasonik yöntemin dentinal mikroçatlak oluşumu üzerine etkilerinin değerlendirilmesi: Mikro-ct çalışması Uzmanlık Tezi: Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
- Özkurt Z, Iseri U, Kazazoglu E. Zirconia ceramic post systems: a literature review and a case report. *Dental materials journal*. 2010; 29(3): 233-45.
- Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *Journal of Endodontics*. 2004; 30(10): 722-5.
- Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *Journal of Endodontics*. 2006; 32(11): 1031-43.
- Park S-Y, Cheung GS, Yum J, Hur B, Park J-K, Kim H-C. Dynamic torsional resistance of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2010; 36(7): 1200-4.
- Patiño PV, Biedma BM, Liébana CR, Cantatore G, Bahillo JG. The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2005; 31(2): 114-6.
- Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *Journal of Endodontics*. 2004; 30(8): 559-67.
- Peters OA, Kappeler S, Bucher W, Barbakow F. Engine-driven preparation of curved root canals: measuring cyclic fatigue and other physical parameters. *Australian Endodontic Journal*. 2002; 28(1): 11-7.
- Pettiette M, Conner D, Trope M. Procedural errors with the use of nickel-titanium rotary instruments in undergraduate endodontics. *J Endod*. 2002; 28(3): 259.
- Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999; 20(1): 1-25.
- Pine J. What happens if you break a file during a root canal procedure? *Oral Health*. 1996; 86(8): 29.
- Plotino G, Grande NM, Sorci E, Malagnino V, Somma F. A comparison of cyclic fatigue between used and new Ni-Ti rotary instruments. *International endodontic journal*. 2006; 39(9): 716-23.
- Plotino G, Pameijer CH, Grande NM, Somma F. Ultrasonics in endodontics: a review of the literature. *Journal of Endodontics*. 2007; 33(2): 81-95.
- Pruett JP, Clement DJ, Carnes Jr DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 1997; 23(2): 77-85.
- Rahimi M, Parashos P. A novel technique for the removal of fractured instruments in the apical third of curved root canals. *International endodontic journal*. 2009; 42(3): 264-70.
- Ramirez-Salomon M, Soler-Bientz R, de la Garza-González R, Palacios-Garza CM. Incidence of Lightspeed separation and the potential for bypassing. *Journal of Endodontics*. 1997; 23(9): 586-7.
- Rapisardaa E, Bonaccorsob A, Tripib TR, Condorellid GG. Effect of sterilization on the cutting efficiency of rotary nickel-titanium endodontic files. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 1999; 88(3): 343-7.
- Rapisardaa E, Bonaccorsob A, Tripib TR, Fragalkc I, Condorellid GG. The effect of surface treatments of nickel-titanium files on wear and cutting efficiency. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2000; 89(3): 363-8.
- Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *Journal of Endodontics*. 1989; 15(11): 512-6.

- Roig-Greene JL. The retrieval of foreign objects from root canals: a simple aid. *Journal of Endodontics*. 1983; 9(9): 394-7.
- Roland DD, Andelin WE, Browning DF, Hsu G-HR, Torabinejad M. The effect of preflaring on the rates of separation for 0.04 taper nickel titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2002; 28(7): 543-5.
- Ruddle CJ. Broken instrument removal. The endodontic challenge. *Dentistry Today*. 2002; 21(7): 70.
- Ruddle CJ. Nonsurgical retreatment. *Journal of Endodontics*. 2004; 30(12): 827-45.
- Ruddle CJ, Machtou P, West JD. The shaping movement 5th generation technology. *Dent Today*. 2013; 32(4): 94.
- Sattapan B, Palamara JE, Messer HH. Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *Journal of Endodontics*. 2000; 26(3): 156-60.
- Schäfer E, Schulz-Bongert U, Tulus G. Comparison of hand stainless steel and nickel titanium rotary instrumentation: a clinical study. *Journal of Endodontics*. 2004; 30(6): 432-5.
- Schiavetti R, Sannino G. In vitro evaluation of ferrule effect and depth of post insertion on fracture resistance of fiber posts. *Computational and mathematical methods in medicine*. 2012; 2012.
- Schrader C, Peters OA. Analysis of torque and force with differently tapered rotary endodontic instruments in vitro. *Journal of Endodontics*. 2005; 31(2): 120-3.
- Sedrez-Porto JA, da Rosa WLdO, da Silva AF, Münchow EA, Pereira-Cenci T. Endocrown restorations: A systematic review and meta-analysis. *Journal of dentistry*. 2016; 52: 8-14.
- Shen Y, Cheung GS-p, Bian Z, Peng B. Comparison of defects in ProFile and ProTaper systems after clinical use. *Journal of Endodontics*. 2006; 32(1): 61-5.
- Shen Y, Haapasalo M, Cheung GS-p, Peng B. Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 1: Relationship between observed imperfections and factors leading to such defects in a cohort study. *Journal of Endodontics*. 2009; 35(1): 129-32.
- Shen Y, Peng B, Cheung GS-p. Factors associated with the removal of fractured NiTi instruments from root canal systems. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2004; 98(5): 605-10.
- Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2011; 37(7): 997-1001.
- Shen Y, Zhou H-m, Zheng Y-f, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics*. 2013; 39(2): 163-72.
- Shivakumar AT, Kalgeri SH. Peregrination of endodontic tools-past to present. *Journal of the International Clinical Dental Research Organization*. 2016; 8(1): 89.
- Shiyakov KK, Vasileva RI. Resonance compatibility between endosonic tips and ultrasonic devices of different brands. *Journal of IMAB—Annual Proceeding Scientific Papers*. 2014; 20(5): 621-5.
- Silvaggio J, Hicks ML. Effect of heat sterilization on the torsional properties of rotary nickel-titanium endodontic files. *Journal of Endodontics*. 1997; 23(12): 731-4.
- Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999; 81(3): 262-9.
- Siqueira Jr JF. Aetiology of root canal treatment failure: why well-treated teeth can fail. *International endodontic journal*. 2001; 34(1): 1-10.
- Sjögren U, Hägglund B, Sundqvist G, Wing K. Factors affecting the long-term results of endodontic treatment. *Journal of Endodontics*. 1990; 16(10): 498-504.
- Smith A, McHugh S, Bagg J. A study of visual and blood contamination on reprocessed endodontic files from general dental practice. *British dental journal*. 2005; 199(8): 522-5.
- Sonntag D, Delschen S, Stachniss V. Root-canal shaping with manual and rotary Ni-Ti files performed by students. *International endodontic journal*. 2003; 36(11): 715-23.

- Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1990; 63(5): 529-36.
- Sotokawa T. A systematic approach to preventing intracanal breakage of endodontic files. *Dental Traumatology*. 1990; 6(2): 60-2.
- Souter NJ, Messer HH. Complications associated with fractured file removal using an ultrasonic technique. *Journal of Endodontics*. 2005; 31(6): 450-2.
- Stock C. Current status of the use of ultrasound in endodontics. *International Dental Journal*. 1991; 41(3): 175-82.
- Summitt JB, Robbins JW, Schwartz RS. *Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach*. Quintessence Publishing, Inc. 2001, 4th Revised edition, United States.
- Suter B. A new method for retrieving silver points and separated instruments from root canals. *Journal of Endodontics*. 1998; 24(6): 446-8.
- Suter B, Lussi A, Sequeira P. Probability of removing fractured instruments from root canals. *International endodontic journal*. 2005; 38(2): 112-23.
- Tang W, Wu Y, Smales RJ. Identifying and reducing risks for potential fractures in endodontically treated teeth. *Journal of Endodontics*. 2010; 36(4): 609-17.
- Tay FR, Pashley DH. Monoblocks in root canals: a hypothetical or a tangible goal. *Journal of Endodontics*. 2007; 33(4): 391-8.
- Terauchi Y, O'Leary L, Yoshioka T, Suda H. Comparison of the time required to create secondary fracture of separated file fragments by using ultrasonic vibration under various canal conditions. *Journal of Endodontics*. 2013; 39(10): 1300-5.
- Terauchi Y, O'Leary L, Kikuchi I *et al*. Evaluation of the efficiency of a new file removal system in comparison with two conventional systems. *Journal of Endodontics*. 2007; 33(5): 585-8.
- Terauchi Y, O'Leary L, Suda H. Removal of separated files from root canals with a new file-removal system. *Journal of Endodontics*. 2006; 32(8): 789-97.
- Testarelli L, Grande N, Plotino G *et al*. Cyclic fatigue of different nickel-titanium rotary instruments: a comparative study. *The Open Dentistry Journal*. 2009; 3: 55.
- Thompson S. An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *International endodontic journal*. 2000; 33(4): 297-310.
- Torabi K, Fattahi F. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored by different FRC posts: An in vitro study. *Indian Journal of Dental Research*. 2009; 20(3): 282-7.
- Tsesis I, Rosenberg E, Faivishevsky V, Kfir A, Katz M, Rosen E. Prevalence and associated periodontal status of teeth with root perforation: a retrospective study of 2,002 patients' medical records. *Journal of Endodontics*. 2010; 36(5): 797-800.
- Turker SB, Alkumru HN, Evren B. Prospective clinical trial of polyethylene fiber ribbon-reinforced, resin composite post-core buildup restorations. *International Journal of Prosthodontics*. 2007; 20(1): 55-6.
- Turpin Y, Chagneau F, Vulcain J. Impact of two theoretical cross-sections on torsional and bending stresses of nickel-titanium root canal instrument models. *Journal of Endodontics*. 2000; 26(7): 414-7.
- Uludamar A, Akalin B, Ozkan YK. Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. *Cumhuriyet Dental Journal*. 2011; 14(2): 140-53.
- Ungerechts C, Bårdsen A, Fristad I. Instrument fracture in root canals-where, why, when and what? A study from a student clinic. *International endodontic journal*. 2014; 47(2): 183-90.
- Valois CR, Silva LP, Azevedo RB. Atomic force microscopy study of stainless-steel and nickel-titanium files. *Journal of Endodontics*. 2005; 31(12): 882-5.
- Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *Journal of Endodontics*. 1988; 14(7): 346-51.

- Walsch H. The hybrid concept of nickel–titanium rotary instrumentation. *Dental Clinics*. 2004; 48(1): 183-202.
- Ward JR, Parashos P, Messer HH. Evaluation of an ultrasonic technique to remove fractured rotary nickel-titanium endodontic instruments from root canals: an experimental study. *Journal of Endodontics*. 2003; 29(11): 756-63.
- Wolcott S, Wolcott J, Ishley D *et al*. Separation incidence of protaper rotary instruments: a large cohort clinical evaluation. *Journal of Endodontics*. 2006; 32(12): 1139-41.
- Wolle CFB, Vasconcellos MAZ, Hinrichs R, Becker AN, Barletta FB. The effect of argon and nitrogen ion implantation on nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2009; 35(11): 1558-62.
- Wu J, Lei G, Yan M, Yu Y, Yu J, Zhang G. Instrument separation analysis of multi-used ProTaper Universal rotary system during root canal therapy. *Journal of Endodontics*. 2011; 37(6): 758-63.
- Xu X, Eng M, Zheng Y, Eng D. Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel-titanium root canal instruments with different cross-sections. *Journal of Endodontics*. 2006; 32(4): 372-5.
- Yang Q, Cheung GS-P, Shen Y, Huang D, Zhou X, Gao Y. The remaining dentin thickness investigation of the attempt to remove broken instrument from mesiobuccal canals of maxillary first molars with virtual simulation technique. *BMC oral health*. 2015; 15(1): 1-8.
- Yang Q, Shen Y, Huang D, Zhou X, Gao Y, Haapasalo M. Evaluation of two trephine techniques for removal of fractured rotary nickel-titanium instruments from root canals. *Journal of Endodontics*. 2017; 43(1): 116-20.
- Yao JH, Schwartz SA, Beeson TJ. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *Journal of Endodontics*. 2006; 32(1): 55-7.
- Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *International endodontic journal*. 2008; 41(4): 339-44.
- Yared G, Bou Dagher F, Machtou P, Kulkarni G. Influence of rotational speed, torque and operator proficiency on failure of Greater Taper files. *International endodontic journal*. 2002; 35(1): 7-12.
- Yared G, Dagher FB, Machtou P. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use. *International endodontic journal*. 2000; 33(3): 204-7.
- Yared G, Kulkarni G. Failure of Profile Ni-Ti instruments used by an inexperienced operator under access limitations. *International endodontic journal*. 2002; 35(6): 536-41.
- Yared G, Kulkarni G, Ghossayn F. An in vitro study of the torsional properties of new and used K3 instruments. *International endodontic journal*. 2003; 36(11): 764-9.
- Yıkılğan İ, Oya B. Endodontik tedavi görmüş dişlerin konservatif restorasyonları. *Acta Odontologica Turcica*. 2013; 30(1): 44-8.
- Yoldas O, Oztunc H, Tinaz C, Alparslan N. Perforation risks associated with the use of Masseran endodontic kit drills in mandibular molars. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2004; 97(4): 513-7.
- YU D-G, KIMURA Y, TOMITA Y, NAKAMURA Y, WATANABE H, MATSUMOTO K. Study on removal effects of filling materials and broken files from root canals using pulsed Nd: YAG laser. *Journal of clinical laser medicine & surgery*. 2000; 18(1): 23-8.
- Yue X, Shen J, Zhang H-F. Comparative study on three kinds of microtube extraction devices in vitro. *Hua xi kou qiang yi xue za zhi= Huaxi kouqiang yixue zazhi= West China journal of stomatology*. 2020; 38(2): 160-5.
- Zelada G, Varela P, Martin B, Bahillo JG, Magán F, Ahn S. The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 2002; 28(7): 540-2.

Zuolo ML, Walton RE. Instrument deterioration with usage: Nickel-titanium versus stainless steel. Quintessence International. 1997; 28(6).

Zuolo ML, Walton RE, Murgel C. Canal Master files: scanning electron microscopic evaluation of new instruments and their wear with clinical usage. Journal of Endodontics. 1992; 18(7): 336-9.

