

T.C.
BOLU ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ



GÜNCEL ÜÇ FARKLI KIRIK ALET ÇIKARMA TEKNİĞİNİN
ETKİNLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

ENDODONTİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ

FURKAN YILMAZ
TEZ DANIŞMANI
Dr. Öğr. Üyesi ESMA DİNGER

BOLU, EKİM 2025

KABUL VE ONAY SAYFASI

Furkan YILMAZ tarafından hazırlanan adlı “**GÜNCEL ÜÇ FARKLI KIRIK ALET ÇIKARMA TEKNİĞİNİN ETKİNLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**” adlı tez çalışması jürimiz tarafından Endodonti Ana Bilim Dalı Uzmanlık Tezi Programında Uzmanlık Tezi olarak oy birliği kabul edilmiştir. 15/10/2025

Jüri Üyeleri

İmza

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi Esmâ DİNGER

Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş
Hekimliği Fakültesi

.....

Üye

Dr. Öğr. Üyesi Dilek HANÇERLİOĞULLARI

Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

.....

Üye

Dr. Öğr. Üyesi Merve IŞIK AYDIN

Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş
Hekimliği Fakültesi

.....

ETİK BEYAN

Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi, Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Tez Yazım Kılavuzu ve Şablonuna uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
 - Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
 - Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
 - Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
 - Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu bildirir
- aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Teze ilişkin Turnitin adlı programında enstitü müdürlüğünce belirlenen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan benzerlik raporuna göre, tezin benzerlik oranı %30'u geçmemektedir.

Bu çalışma için Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmaları Etik Kurulundan Karar No:2025/19 sayısı ile etik izin alınmıştır.

.....

FURKAN YILMAZ

ÖZET

**GÜNCEL ÜÇ FARKLI KIRIK ALET ÇIKARMA TEKNİĞİNİN
ETKİNLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI
UZMANLIK TEZİ
FURKAN YILMAZ
BOLU ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ENDODONTİ ANA BİLİM DALI
(TEZ DANIŞMANI: DR. ÖĞR. ÜYESİ ESMA DİNGER)
BOLU, EKİM - 2025
XIV + 83 sayfa**

Endodontik tedavi sırasında alet kırılması, kök kanal sisteminin temizlenme ve şekillendirilmesini engelleyerek prognozu olumsuz yönde etkileyebilen ciddi bir komplikasyondur. Bu çalışmanın amacı, kırık aletlerin uzaklaştırılmasında kullanılan üç farklı sistemin Terauchi File Retrieval Kit (TFRK), XP-endo Shaper (ultrasonik destekli) ve Meitrac sisteminin etkinliğini başarı oranı, işlem süresi ve dentin kaybı açısından karşılaştırmaktır.

Çalışmada toplam 60 adet insan premolar dişi kullanılmış, her bir grupta 20 örnek olacak şekilde üç deney grubu oluşturulmuştur. Tüm işlemler dental operasyon mikroskobu altında gerçekleştirilmiştir. TFRK grubunda ED87–89 ultrasonik uçlar, XP-endo Shaper grubunda Talal's Endo Kit T6 ucu, Meitrac grubunda ise trepan frezler ve ekstraktör sistemi kullanılmıştır. Kırık aletler apeksin 5 mm gerisinde oluşturulmuş, işlem süreleri kronometre ile kaydedilmiş, başarı kriteri kırık aletin tamamen çıkarılması olarak kabul edilmiştir. Dentin kaybı, işlem öncesi ve sonrası tartımların hassas terazi ile karşılaştırılması yoluyla hesaplanmıştır.

Bulgulara göre, XP-endo Shaper ve TFRK gruplarında %85, Meitrac grubunda ise %80 başarı oranı elde edilmiştir. Ortalama işlem süreleri XP-endo Shaper'da 16.38 dk, TFRK'da 18 dk ve Meitrac'ta 26.21 dk olarak kaydedilmiştir. Dentin kaybı ise en düşük TFRK'da medyan 0.0094 g (CAA: 0.0053 – 0.0189), XP-endo Shaper grubunda medyan 0.0225 g (CAA: 0.0070 – 0.0401), en yüksek değer olarak Meitrac'ta 0.0255 g (CAA: 0.0104 – 0.0491) bulunmuştur.

Sonuç olarak, XP-endo Shaper kısa işlem süresi ile öne çıkarken; TFRK dentin koruyuculuğu, Meitrac ise geniş erişim kolaylığı sağlamıştır. Bu bulgular, klinik uygulamalarda kullanılacak tekniğin, kırık aletin lokalizasyonu, kanal morfolojisi ve operatör deneyimine göre seçilmesi gerektiğini göstermektedir.



ANAHTAR KELİMELELER: Kırık alet çıkarma, TFRK, XP-endo Shaper, Meitrac, Endodonti

ABSTRACT

A COMPARATIVE STUDY ON THE EFFECTIVENESS OF THREE MODERN INSTRUMENT RETRIEVAL METHODS SPECIALIZATION THESIS

FURKAN YILMAZ

BOLU ABANT IZZET BAYSAL UNIVERSITY

FACULTY OF DENTISTRY

DEPARTMENT OF ENDODONTICS

(SUPERVISOR: Asst. Prof. Dr ESMA DİNGER)

BOLU, OCTOBER 2025

XIV + 83 pages

Instrument fracture during endodontic treatment is a serious complication that prevents adequate cleaning and shaping of the root canal system and may negatively affect the prognosis. The aim of this study was to compare the effectiveness of three different systems Terauchi File Retrieval Kit (TFRK), XP-endo Shaper (ultrasonically assisted), and the Meitrac system in terms of success rate, procedure time, and dentin loss.

A total of 60 extracted human premolar teeth were used, divided into three experimental groups of 20 samples each. All procedures were performed under a dental operating microscope. In the TFRK group, ED87–89 ultrasonic tips were used; in the XP-endo Shaper group, the T6 tip of Talal's Endo Ultrasonic Kit was applied; and in the Meitrac group, trephine burs and an extractor system were utilized. Fractured instruments were created 5 mm short of the apex. Procedure times were recorded with a stopwatch, and complete removal of the fractured fragment was considered the success criterion. Dentin loss was calculated by comparing pre- and post-procedural weights measured with a high-precision balance.

According to the results, success rates were 85% in the XP-endo Shaper and TFRK groups, and 80% in the Meitrac group. The mean procedure times were recorded as 16.38 min for XP-endo Shaper, 18 min for TFRK, and 26.21 min for Meitrac. Regarding dentin loss, the lowest value was found in the TFRK group with

a median of 0.0094 g (CI: 0.0053–0.0189), followed by the XP-endo Shaper group with a median of 0.0225 g (CI: 0.0070–0.0401), while the highest dentin loss was observed in the Meitrac group with a median of 0.0255 g (CI: 0.0104–0.0491).

In conclusion, XP-endo Shaper stood out with its shorter procedure time, TFRK demonstrated superior dentin preservation, and Meitrac provided broader access. These findings indicate that the selection of the most appropriate technique in clinical practice should be based on the localization of the fractured instrument, root canal morphology, and operator experience.



KEYWORDS: Instrument retrieval, TFRK, XP-endo Shaper, Meitrac, Endodontics

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET.....	iv
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	viii
ŞEKİL LİSTESİ.....	x
TABLO LİSTESİ	xii
KISALTMA VE SEMBOLLER LİSTESİ	xiii
TEŞEKKÜR	xiv
1.GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1 Endodontik Tedavinin Temel Amacı.....	4
2.2 Kök Kanal Şekillendirilmesinde Kullanılan Aletler ve Tarihsel Gelişimi5	
2.3 Kök Kanal Tedavisinde Görülen Komplikasyonlar.....	6
2.4 Nikel-Titanyum Döner Eğeler	6
2.4.1 Faz Dönüşümleri	7
2.5 Kanal Tedavisinde Alet Kırılma Sıklığı	9
2.6 Kök Kanal Tedavisinde Alet Kırılmasının Önemi Ve Prognosa Etkisi	9
2.7 Alet Kırıklarının Mekanizması	11
2.8 Alet Kırılmasına Karşı Alınacak Önlemler	11
2.9 Kök Kanallarında Kırılan Aletler İçin Tedavi Seçenekleri	13
2.10 Kanal İç Alet Kırılmasını Etkileyen Predispozan Faktörler	14
2.10.1 Eğe Tasarımı	14
2.10.2 Üretim Hataları.....	15
2.10.3 Dezenfeksiyon ve Sterilizasyonun Etkisi	16
2.10.4 Kullanım Sayısı	17
2.10.5 Dönme Hızı	17
2.10.6 Tork Kontrollü Motorların Kullanımı	18
2.10.7 Preparasyon Tekniği.....	18
2.10.8 Klinisyenin Deneyimi	18
2.10.9 Kök Kanal Eğimi ve Diş Tipi	19
2.11 Kırık Aletin Çıkarılmasını Etkileyen Faktörler	20
2.11.1 Dişe Ait Faktörler((Dişin tipi ve morfolojik özellikleri)	20
2.11.2 Kırık Aletin Lokalizasyonu.....	21
2.11.3 Kırık Aletin Uzunluğu ve Büyüklüğü	22
2.11.4 Operatöre Bağlı Faktörler	23

2.11.5	Hasta Faktörü	23
2.12	Kırık Alet Çıkarma Protokolleri	23
2.12.1	Mekanik Alet Çıkarma Protokolleri.....	24
2.12.2	Bypass Tekniği	26
2.12.3	Ultrasonik Teknik	27
2.12.4	Masserann Tekniği.....	29
2.12.5	Meitrac Endo Safety System	29
2.12.6	Instrument Removal System (IRS).....	30
2.12.7	Terauchi File Retrieval Kit	31
2.12.8	Micro-Retrieve & Repair System (Trepan Frez)	33
2.12.9	Diğer Kırık Alet Çıkarma Teknikleri.....	34
2.13	Kırık Aletin Çıkarılması veya Baypas Edilmesi Sırasında Komplikasyonların Yönetimi	36
2.13.1	Dişe Bağlı Komplikasyonlar	36
2.13.2	Aletle İlgili Komplikasyonlar	37
2.14	Gelecek Yönelimler	38
2.14.1	Endodontide Yapay Zekâ (YZ).....	38
2.14.2	Biyomühendislik ve Nanoteknoloji Uygulamaları.....	39
2.15	Dental Operasyon Mikroskobu.....	40
2.16	Xp-endo Shaper	40
3.	MATERYAL ve YÖNTEM.....	42
3.1	Etik Onay	42
3.2	Güç Analizi ve Örneklem Büyüklüğü	42
3.3	Numune Seçimi ve Hazırlığı Dişlerin Temini ve Saklanması.....	42
3.4	Dahil Etme Kriterler	43
3.5	Hariç Tutma Kriterleri	43
3.6	Radyografik İnceleme ve Standardizasyon	43
3.7	Endodontik Erişim ve Kanal Şekillendirme	44
3.8	Kırık Alet Simülasyonu	45
3.9	Deney Gruplarının Oluşturulması ve Kırık Alet Çıkarma İşlemi.....	46
3.9.1	Terauchi File Retrieval Kit (TFRK) Deney Grubu	47
3.9.2	Meitrac Endo Safety System Deney Grubu.....	51
3.9.3	XP-endo Shaper + ultrasonik sistem Deney Grubu.....	53
3.10	Numune Ağırlıklarının Değerlendirilmesi.....	57
3.11	Verilerin Toplanması	57
3.12	İstatistiksel Yöntem	58
4	BULGULAR	59
5	TARTIŞMA	63
6	SONUÇ ve ÖNERİLER.....	70
	KAYNAKLAR	72

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1 Faz Dönüşümleri (Tabassum et al., 2019).....	7
Şekil 2.2 NiTi alaşımlarında sıcaklık histerezisi (Tabassum et al., 2019):.....	8
Şekil 2.3 Meitrac Endo Safety System	30
Şekil 2.4 Terauchi File Retrieval Kit	31
Şekil 2.5 Ultrasonik sistem ile kombine XP-endo shaper ile kırık alet çıkarma aşamaları (a) 4,5 mm'den uzun olan gevşemiş kırık enstrüman dış duvara yaslanır ve kırık enstrümanın etrafında ultrasonik uçlar yardımıyla boşluk oluşturulur.	41
Şekil 3.1 Çalışmada Kullanılan Örnek Dişler.....	43
Şekil 3.2 Çalışmada kullanılan örnek dişlerin periapikal radyografik görüntüsü.....	44
Şekil 3.3 Woodpecker Ai-Motor endomotor (Guilin Woodpecker Medical Instrument Co., Guangxi, Çin).....	44
Şekil 3.4 Endodontik eğe üzerinde separe diski ile 5 mm'de çentik açılmasının simülasyonu.....	45
Şekil 3.5 Kök kanalı içerisinde kırık alet simülasyonunun radyografik görüntüsü	45
Şekil 3.6 Çalışmada kullanılan dental operasyon mikroskobu	46
Şekil 3.7 Çalışmada kullanılan Terauchi File Retrieval Kit (TFRK)	47
Şekil 3.8 Kırık alet çıkarma işleminde kullanılan modifiye Gates-Glidden frezi.....	47
Şekil 3.9 Çalışmada kullanılan LED ışıklı ultrasonik cihaz (DTE D7).....	48
Şekil 3.10 ED87-88-89 ultrasonik uçlar	49
Şekil 3.11 Kırık alet çıkarma işleminde kullanılan ED87 ultrasonik uç.....	49
Şekil 3.12 TFRK-Katana V (E88) ve TFRK-Katana H (E89) ultrasonik uçları.....	49
Şekil 3.13 Kırık alet çıkarma işleminde kullanılan loop aparatı.....	50
Şekil 3.14 Terauchi File Retrieval Kit (TFRK) ile kırık alet çıkarma işleminin aşamaları (A–E) (A) Kök kanalı içinde kırık aletin görüntüsü (B) Ultrasonik uç ile kırık alet etrafında dentin uzaklaştırılmasından sonraki görünüm (C) Loop aparatı ile kırık aleti tutma aşaması (D) Loop aparatı ile kırık aletin yakalanması (E) Kırık alet çıkarıldıktan sonraki kök kanal görünümü.....	50
Şekil 3.15 Terauchi File Retrieval Kit (TFRK) ile kırık aletlerin çıkarılmasından sonraki radyografik görüntü	51
Şekil 3.16 Çalışmada kullanılan Meitrac Endo Safety System (Hager & Meisinger, Almanya).....	51
Şekil 3.17 Meitrac Endo Safety System (Hager & Meisinger, Almanya) ile kırık alet çıkarma işlemi (A) Kök kanalı içinde kırık aletin görüntüsü (B) Kırık aletin Meitrac sistemi ile uzaklaştırılmasından sonraki görünüm (C) Çıkarılan kırık aletin fotoğrafı	52
Şekil 3.18 Meitrac Endo Safety System ile kırık aletlerin çıkarılmasından sonraki radyografik görüntü.....	53
Şekil 3.19 Çalışmada kullanılan Dr. Talal's Endo Ultrasonik Kit.....	53
Şekil 3.20 Çalışmada kullanılan Dr. Talal's Endo Ultrasonik Kit – T6 ucu	54
Şekil 3.21 Çalışmada kullanılan XP-endo Shaper	55

Şekil 3.22	Kırık aletin çıkarılması için XP-endo Shaper kullanımında 37 °C sabit sıcaklığı sağlamak üzere oluşturulan deney düzeneği (A) Termometre ve su banyosu düzeneği (B) Dışın 37 °C su banyosu içinde konumlandırılması.....	55
Şekil 3.23	XP-endo Shaper (FKG Dentaire, İsviçre) ile kırık alet çıkarma işlemi(A) Kök kanalı içinde kırık aletin görüntüsü.(B) XP-endo Shaper ile kırık aletin çıkarılması aşaması.(C) Kırık alet çıkarıldıktan sonraki kök kanal görünümü	56
Şekil 3.24.	XP-endo Shaper (FKG Dentaire, İsviçre) ile kırık alet çıkarıldıktan sonraki radyografik görüntüler.....	56
Şekil 3.25	Çalışmada kullanılan hassas terazi	57
Şekil 4.1	Deney gruplarının süre (dakika) bakımından karşılaştırılması. (p-değerleri Bonferonni düzeltmeli post-hoc Dunn's test sonuçlarını göstermektedir).....	59
Şekil 4.2	Deney gruplarının işlem öncesi ve işlem sonrası ağırlık (gr) farkı bakımından karşılaştırılması. (p-değerleri Bonferonni düzeltmeli post-hoc Dunn's test sonuçlarını göstermektedir).....	61

TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 3.1. Deney Grupları Ve Kırık Alet Çıkarma Sistemleri.....	46
Tablo 4.1. Başarı sayısı (%) ve başarılı vakalarda ortalama işlem süresi (dakika).	59
Tablo 4.2. İşlem öncesi, işlem sonrası ve işlem öncesi-işlem sonrası ağırlık (gr) farklarının karşılaştırılması	60
Tablo 4.3. Gruplara Göre Başarısızlıkların Dağılımı	62



KISALTMA VE SEMBOLLER LİSTESİ

CBCT : Cone Beam Computed Tomography (Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi)

DOM : Dental Operating Microscope (Dental Operasyon Mikroskobu)

EDTA : Etilendiamintetraasetik Asit

GG : Gates Glidden frez

g : Gram

mm : Milimetre

NaOCl : Sodyum Hipoklorit

rpm : Revolutions per minute (Dakikadaki devir sayısı)

SP : Staging Platform

TFRK : Terauchi File Retrieval Kit

XP : XP-endo Shaper

μCT / Micro-CT : Mikro-Bilgisayarlı Tomografi

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca klinik, akademik bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, her zaman iyi bir insan olmayı bize benimseten her daim hayatımda yer alacak değerli tez danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Esmâ DİNGER'e

Uzmanlık eğitimimin en başından beri desteğini bizden esirgemeyen fakültemizdeki değerli Endodonti Anabilim Dalı'ndaki hocalarımız Prof. Dr. Ali KELEŞ, Dr. Öğr. Üyesi Özlem SİVAS YILMAZ, Dr. Öğr. Üyesi Melis Oya ATEŞ, Dr. Öğr. Üyesi Merve IŞIK'a;

Uzmanlık eğitimi boyunca bu yola birlikte başladığım ve birçok anımızın olduğu değerli eş kıdemli arkadaşlarım Ali HARAÇ, Yasemin ÖZDOĞAN, Sude OKUR, Pembe Büşra KAYGISIZ, AMİNE YİĞİT'e;

Tezimin yürütülmesinde özverili destekleriyle yanımda olan ve özel hayatımda önemli bir yere sahip olan araştırma görevlisi arkadaşlarım İsmail Can ARI, Ali ESER ve Osman ARSLAN'a, endodonti anabilim dalındaki araştırma görevlisi arkadaşlarıma;

Uzmanlık sürecinde tanıdığım birlikte birçok paylaşımımızın olduğu çok değerli arkadaşım Recep Tayyip KAYNAK'a

Hayat yolculuğumda bugün olduğum kişi olmamda büyük emeği olan her zaman yanımda olan düştüğümde destek olan yeri geldiğinde en yakın arkadaşım olan canım aileme, annem Nezaket YILMAZ, babam Sencar YILMAZ ve kardeşim ilerideki değerli meslektaşım Enes YILMAZ'a;

Asistanlık sürecim boyunca her türlü zorlukta yanımda olan, birlikte çok güzel anılar biriktirdiğim her anımda yanımda olan değerli yol arkadaşım Dilaycan UĞURELİ'ye

Sonsuz teşekkür ederim.

1.GİRİŞ

Endodontik tedavi, diş pulpasının enfeksiyonu veya nekrozu gibi durumlarda, kök kanal sisteminin temizlenmesi, şekillendirilmesi ve üç boyutlu olarak doldurulması ile enfeksiyonun ortadan kaldırılmasını ve dişin fonksiyonunun korunmasını amaçlamaktadır. (Siqueira Jr & Rôças, 2022; Torabinejad & Walton, 2009)

Modern endodonti uygulamalarında, biyomekanik hazırlığın etkinliği, mikrobiyal yükün azaltılması ve periapikal dokuların korunması gibi parametreler tedavi başarısı için kritik öneme sahiptir (Zehnder, 2006).

Endodontik tedavinin başarısı, yalnızca semptomların ortadan kaldırılması ve radyografik iyileşme ile değil, aynı zamanda hastanın yaşam kalitesine olan olumlu etkileriyle de değerlendirilmektedir (Ng et al., 2010).

Ancak tüm dental işlemlerde olduğu gibi, endodontik tedavi sırasında da istenmeyen durumlarla karşılaşılabilir. Bu komplikasyonlar arasında en sık karşılaşılanlardan biri, kök kanalı şekillendirilirken kullanılan aletin kanal içerisinde kırılmasıdır. Kırık aletler, kanalın tam temizlenmesini engelleyerek mikrobiyal kontaminasyonun devam etmesine ve apikal iyileşmenin gecikmesine yol açabilir (Hülsmann & Schinkel, 1999; Madarati et al., 2013).

Kök kanal aletlerinin kırılma oranları literatürde %0.4 ile %7 arasında değişmekle birlikte, bu oran; kanal eğriliği, operatör deneyimi, ege tipi ve kullanım sayısına bağlı olarak artış gösterebilir (Iqbal et al., 2006; Parashos & Messer, 2006)

Özellikle nikel-titanyum (NiTi) alaşımından üretilen döner sistemler, esneklik ve otomasyon avantajı sunmasına rağmen, torsiyonel veya fleksural stresine maruz kaldıklarında kırılma riski taşırlar (Pedullà et al., 2016; Shen et al., 2013).

Torsiyonel kırık, NiTi döner endodontik aletlerde yaygın görülen bir başarısızlık şeklidir. Bu durum, eğenin ucu kanal içinde sıkışıp kalırken, shaft kısmının dönmeye devam etmesi sonucu oluşur ve aletin kırılmasına yol açar. Yapılan çalışmalar, torsiyonel kırığın, özellikle kök kanal şekillendirmesi sırasında aşırı apikal kuvvet uygulandığında, alet kırıklarının önemli bir kısmını oluşturduğunu ve çoğu zaman fleksural (bükülme) yorgunluktan daha sık meydana geldiğini göstermektedir (Miccoli et al., 2020; Sattapan et al., 2000).

Endodontik eğelerde fleksural yorgunluk, kök kanal tedavileri sırasında aletin performansını ve kırılma riskini etkileyen kritik bir faktördür. NiTi döner eğeler, özellikle eğimli kanallar içinde tekrarlayan bükülmelere karşı gösterdikleri esneklik ve fleksural yorgunluğa dirençleri nedeniyle değer görmektedir. Ancak, bu eğeler kanal içinde sürekli olarak bükülmeye maruz kaldıklarında, malzemenin yorgunluk sınırını aşmaları durumunda aletin kırılmasıyla sonuçlanabilecek fleksural yorgunluk oluşabilir (Camargo et al., 2020; Sattapan et al., 2000).

Kırık aletin kök kanalından başarıyla çıkarılması, enfeksiyonun kontrol altına alınması ve apikal iyileşmenin sağlanması açısından kritiktir (Parashos & Messer, 2006).

Bu nedenle geliştirilen kırık alet çıkarma sistemleri, hem teknik hem de biyomekanik yönden tedaviye katkı sağlamaktadır. Son yıllarda bu sistemlerin verimliliğini ve klinik başarısını artırmak amacıyla farklı mekanizmalarla çalışan teknolojiler geliştirilmiştir (Terauchi et al., 2007).

Bu sistemlerden ilki Meitrac Endo Safety System (Hager & Meisinger GmbH, Almanya) olup, pasif ekstraksiyon yöntemiyle çalışmakta ve trepan frezler yardımıyla kırık aletin çevresindeki dentin dokusu kontrollü bir şekilde kaldırılmaktadır. Bu yöntem, kanal duvarına minimal zarar vererek operatöre yüksek hassasiyetle çalışma imknı tanır ve kırık alet ve postların çıkarılmasında daha az dentin kaybı olması için geliştirilmiş masseran tekniğine benzer bir trepan bur sistemidir. Kırık parçaların çıkarılması için tasarlanmış üç farklı çapta türleri mevcuttur (Meitrac I, II ve III) ve her biri bir trepan frez ile iki ekstraktör tüpünden oluşur (Chong, 2004).

Bir diğer sistem olan Terauchi File Retrieval Kit (Woodpecker, Çin) loop tekniği ile ultrasonik sistemin kombinasyon halinde uygulanmasından oluşan bir sistemdir. Bu sistemin, kırık aletlerin çıkarılmasının zor olduğu, apikal bölgelerde ve eğimli kök kanallarında; ayrıca fazla madde kaybının yaşandığı durumlarda, minimum miktarda dentin uzaklaştırarak kırık aletlerin çıkarılmasına olanak sağladığı belirtilmiştir (Terauchi et al., 2007).

nc sistem olan XP-endo Shaper + Ultrasonik kombinasyonu, ısıl işlenmiş NiTi alaşım yapısı sayesinde vücut sıcaklığında ostenitik forma geçerek esnekliğini artırmakta ve kanal çeperinden dentin kaldırılmasını sağlamaktadır. Sistem, ultrasonik titreşimlerle desteklenerek kırık aletin mobilizasyonuna katkı

sunar. Bu sistem daha çok yardımcı teknik olarak kullanılmakta olup, minimal invaziv yaklaşımla dikkat çekmektedir (Elnaghy & Elsaka, 2018).

Diş hekimine başvuran her hasta için tedavi süresi oldukça önemlidir. Özellikle endodonti alanında kök kanal tedavisi sırasında işlemlerin uzun sürmesi hastaların tedaviye uyumunu etkilemektedir. Her geçen gün geliştirilen eğe sistemleri ile birlikte bu tür problemler azaltılmaya çalışılsa da beklenmeyen kanal içi alet kırılması gibi komplikasyonlar bu sürecin daha da uzamasına sebep olmaktadır. Çalışmamızda, tedaviye ve komplikasyonun giderilmesine ayrılan zamanın uzun olmasının hasta konforunu olumsuz etkileyeceği, bu durumun hastanın güven ve kooperasyonunu kaybetmesine de sebep olabileceği düşüncesinden hareketle daha hızlı ve efektif çözümler arayışına gidilmiştir. Kırılan kanal aletinin kanal içerisinden en başarılı ve pratik şekilde çıkarılmasını ve sağlayan sistem tespit edilmeye çalışılacaktır ve en minimal invaziv yöntem hassas terazi yardımı ile çıkarma öncesi ve sonrası madde kaybının ölçülmesi ile saptanacaktır.

Çalışmada, farklı kırık alet çıkarma tekniklerinin kök kanalından kırık alet çıkarma başarısı, işlem süresi ve dentin kaybı üzerindeki etkileri değerlendirilmiştir. Bu amaçla üç ayrı sıfır hipotezi oluşturulmuştur:

(H₀₁) teknikler arasında başarı oranı açısından fark yoktur,

(H₀₂) işlem süresi açısından fark yoktur,

(H₀₃) dentin kaybı açısından fark yoktur.

2. GENEL BİLGİLER

Endodontik tedavi, diş pulpasının enfekte veya nekrotik olduğu durumlarda bu dokunun uzaklaştırılması, kök kanallarının şekillendirilmesi, dezenfeksiyonu ve üç boyutlu olarak doldurulması süreçlerini kapsayan bir dental prosedürdür. Başarılı bir endodontik tedavi için kanalın şekillendirilmesi ve irrigasyon yoluyla etkin dezenfeksiyon sağlanması gerekmektedir (Martins et al., 2023).

Kök kanal sisteminin karmaşık morfolojisi ve enfeksiyöz yapısı göz önüne alındığında, kullanılan şekillendirme aletlerinin tipi, materyali ve hareket prensibi tedavinin başarısını doğrudan etkilemektedir (Pirani & Pedullà, 2024).

2.1 Endodontik Tedavinin Temel Amacı

Endodontik tedavinin temel amacı, kök kanal sistemi içerisindeki bakterileri ve bunların yan ürünlerini ortadan kaldırarak enfeksiyonu tedavi etmek, yeniden enfeksiyon gelişimini önlemek ve dişin fonksiyonunu ve bütünlüğünü korumaktır (Chiniforush et al., 2015; da Silva Alves et al., 2023; Dioguardi et al., 2022; Huang et al., 2024; Jensen et al., 2007).

Bu amaç, iltihaplı veya nekrotik pulpa dokusunun uzaklaştırılması, kök kanal sisteminin etkin bir şekilde temizlenip dezenfekte edilmesi ve sonrasında sızdırmaz biçimde doldurularak yeniden bakteri girişinin engellenmesi ile sağlanmaktadır (Chiniforush et al., 2015; Huang et al., 2024; Jensen et al., 2007; Marvaniya et al., 2022).

Başarılı bir endodontik tedavi yalnızca pulpal ve periapikal hastalıkların ilerlemesini durdurmakla kalmaz, aynı zamanda dişin ağızdaki yapısal ve fonksiyonel rolünün devamını sağlayarak genel ağız sağlığına ve yaşam kalitesine katkıda bulunmaktadır (da Silva Alves et al., 2023; Marvaniya et al., 2022).

Son yıllarda antimikrobiyal irrigasyon solüsyonları, lazer uygulamaları ve minimal invaziv tedavi yaklaşımlarının kullanıma girmesiyle birlikte tedavi başarısı ve öngörülebilirliği önemli ölçüde artmaktadır (Chiniforush et al., 2015; Marvaniya et al., 2022).

Ayrıca, tedavi sırasında ve sonrasında dişin yeniden kontaminasyonunu önlemek amacıyla geçici ve kalıcı restorasyonların uygulanması kritik öneme sahiptir (Jensen et al., 2007). Sonuç olarak endodontik tedavi, doğal dişin mümkün

olduğunca ağızda tutulmasını hedefler; bu da çekim yerine tercih edilen bir tedavi seçeneği olarak uzun dönem ağız sağlığını desteklemektedir.

2.2 Kök Kanal Şekillendirilmesinde Kullanılan Aletler ve Tarihsel Gelişimi

Kök kanal şekillendirmesi, zaman içinde önemli ölçüde gelişim göstermiştir. Bu süreç, paslanmaz çelik el eğelerinin kullanımından, motorla çalışan ileri düzey enstrümanlara kadar uzanmaktadır. İlk teknikler, K-tipi ve Hedström eğeleri gibi manuel eğelere dayanmakta olup, bu aletler her ne kadar etkili olsalar da, özellikle eğimli veya karmaşık kök kanallarında kanal sapmaları (ledging, zipping gibi) gibi hatalara neden olabilmektedir (Nagy et al., 1997; Thompson & Dummer, 1997; Weiger et al., 2002).

1980’li yıllarda nikel-titanyum (NiTi) alaşımlarının endodontik alanda kullanılmaya başlanması bu durumu kökten değiştirmiştir. NiTi alaşımından yapılmış endodontik aletleri ilk olarak Walia ve ark. tanıtmıştır (Walia et al., 1988). Böylece nikel titanyumdan üretilen eğeler, Walia ve ark. tarafından endodonti tarihinin en büyük keşiflerinden biri olmuştur.

NiTi eğeler, geleneksel çelik aletlere kıyasla çok daha fazla esneklik ve kırılmaya karşı direnç sunarak eğimli kanalların daha güvenli ve öngörülebilir şekilde şekillendirilmesine olanak tanımaktadır (Bürklein et al., 2015; Çapar & Arslan, 2016; van der Vyver et al., 2019).

Daha sonra geliştirilen ProTaper, WaveOne Gold ve Hero 642 gibi döner (rotary) ve resiprokal NiTi sistemler; şekillendirme verimliliğini artırmış, kanal merkezleme kabiliyetini geliştirmiş ve işlem sırasında oluşabilecek hataları önemli ölçüde azaltmaktadır (Bürklein et al., 2015; Ürgüplüoğlu et al., 2024; van der Vyver et al., 2019).

Son yıllarda, M-Wire ve Gold Wire gibi gelişmiş metalurjik işlemlerle üretilen alaşımlar ve “adaptive motion” gibi teknolojiler, ege performansını ve güvenliğini daha da artırmaktadır (Çapar & Arslan, 2016; van der Vyver et al., 2019).

Motorla çalışan sistemlerde artık tork ve hareket kinematiği ayarlanabilmekte, bu da şekillendirme işleminin etkinliğini optimize etmekte ve alet kırılması riskini azaltmaktadır (Çapar & Arslan, 2016; Ürgüplüoğlu et al., 2024).

Ancak tüm bu ilerlemelere rağmen, hiçbir teknik ya da enstrüman kanal duvarlarının tamamını tam olarak şekillendirememektedir; özellikle oval veya aşırı eğimli kanallarda, el eğeleriyle döner sistemlerin birlikte kullanılması gerekebilmektedir (Singla et al., 2021; Weiger et al., 2002).

Genel olarak, kök kanal şekillendirme enstrümanlarının tarihsel gelişimi; temizlik etkinliğini, tedavi güvenliğini ve diş dokusunun korunmasını artırmaya yönelik sürekli bir bilimsel ve teknolojik çabanın yansımasıdır (Çapar & Arslan, 2016; Singla et al., 2021; van der Vyver et al., 2019).

2.3 Kök Kanal Tedavisinde Görülen Komplikasyonlar

Kök kanal tedavisi sırasında ve sonrasında çeşitli komplikasyonlar görülebilir. En sık karşılaşılan komplikasyonlar arasında tedavi sonrası ağrı, enfeksiyonun devam etmesi veya yeniden oluşması, periapikal lezyonlar, tedavi sırasında alet kırılması, kök kanalı dışında kalan enfekte dokunun tam olarak temizlenememesi, yetersiz dolgu ve restorasyon, sodyum hipoklorit (NaOCl) gibi irrigasyon solüsyonlarının yanlışlıkla kök ucundan taşması ve çevre dokularda kimyasal hasar yer alır (Hülsmann & Hahn, 2000).

Kanal tedavisi sırasında meydana gelebilecek komplikasyonları Torabinejad (Torabinejad & Walton, 2009) ve Lemon şöyle sınıflandırmıştır:

- A. Giriş kavitesi açılması sırasında meydana gelen perforasyonlar
- B. Kanal şekillendirme ve irrigasyon sırasında meydana gelen komplikasyonlar (basamak oluşumu, yapay kanal oluşturma, kök perforasyonları, kırık aletler, aspirasyon veya yutma, irrigantın ekstrüzyonu)
- C. Kanal dolgusu sırasında meydana gelen komplikasyonlar (eksik veya taşkın kanal dolgusu, dikey kök kırıkları)
- D. Post boşluğu hazırlanması sırasında meydana gelen komplikasyonlar

2.4 Nikel-Titanyum Döner Eğeler

1980'li yılların sonlarında NiTi alaşımlarının endodontiye giriş yapması, bu alanda bir devrim yaratmıştır; çünkü bu eğelerin, özellikle enstrümantasyonun güvenliği açısından, paslanmaz çelik (SS) eğelere göre önemli avantajlar sunduğu gösterilmektedir (Walia et al., 1988).

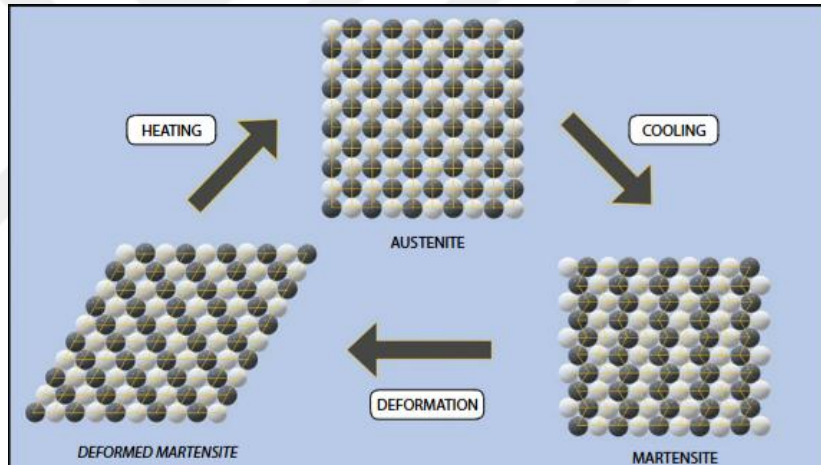
NiTi eğeler, paslanmaz çelik aletlerle ilişkili olan rijitlik ve düşük döngüsel yorgunluk direnci sorunlarını aşmayı başarmıştır. Artan esneklik ve daha kısa

tedavi süresi gibi avantajlarının yanı sıra, NiTi teller süperelastik özellikleri sayesinde zipping, ledge veya kanal sapması gibi prosedürel hataların daha az görülmesine de neden olmuştur. Bu yönleriyle, paslanmaz çelik eğelere kıyasla belirgin üstünlük sağlamışlardır (Liu et al., 2006; Walia et al., 1988).

2.4.1 Faz Dönüşümleri

Endodontik enstrümanların üretiminde kullanılan NiTi alaşımları, yaklaşık olarak %56 oranında nikel (ağırlıkça) ve %44 oranında titanyum (ağırlıkça) içermektedir (Mohammadi et al., 2014).

Oda sıcaklığında, bu alaşımlar östenit formunda bulunur ve bu form, gövde merkezli kübik bir kristal yapıya sahiptir (Şekil 2.1). Soğutma sırasında, östenit formu klasik doğrusal termal büzülme nedeniyle monoklinik yapıya sahip martensit formuna dönüşmektedir (Ye & Gao, 2012).



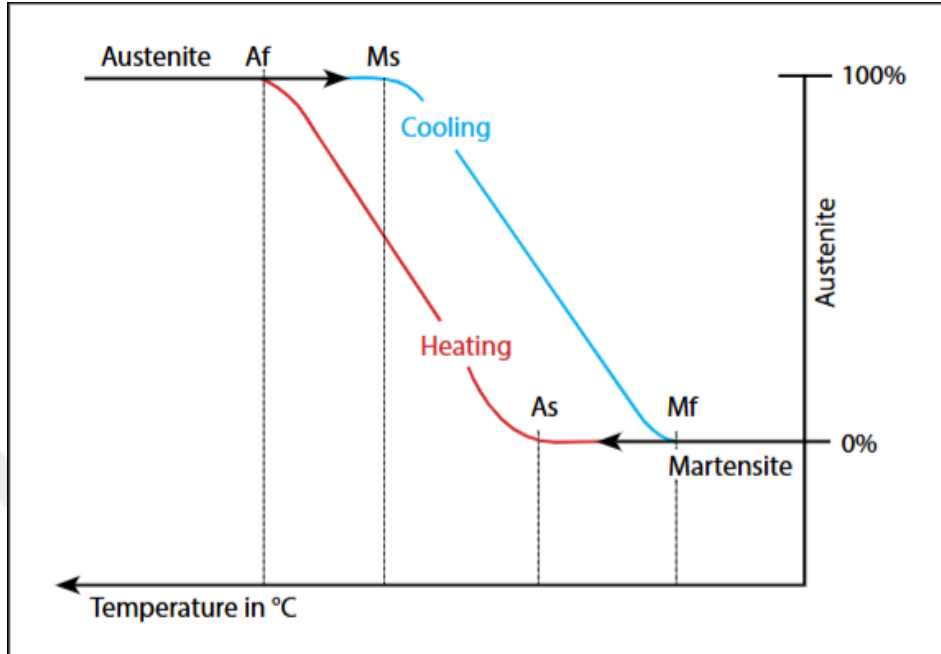
Şekil 2.1 Faz Dönüşümleri (Tabassum et al., 2019)

Soğutma işlemi devam ettiğinde, alaşım Ms (Martensite Start) yani martensitin oluşmaya başladığı sıcaklığa ulaştığında büzülme hızlanmaktadır (Aoki et al., 2004).

Ancak soğutma sürdükçe, büzülme hızı yeniden doğrusal bir seyir izlemeye başlar ve bu durum, alaşımdaki martensit fazının %100'e ulaştığı nokta olan Mf (Martensite Finish) sıcaklığına kadar devam eder. Bu noktada, alaşım tamamen martensit fazına geçmiş olur. Bu martensit fazı yeniden ısıtıldığında, süreç tersine döner ve alaşım östenit formuna geri dönüş yapar (Şekil 2.2).

Ayrıca, soğuma sırasında martensitik dönüşüm tamamlanmadan önce, ara bir faz olan R-fazı (Rhombohedral faz) da meydana gelebilir. Bu faz, martensit

oluşumundan hemen önce gözlemlenen geçici bir kristal yapıdır (Ounsi et al., 2017).



Şekil 1.2 NiTi alaşımlarında sıcaklık histerezisi (Tabassum et al., 2019):

As (Austenite start): Östenit fazının oluşmaya başladığı sıcaklık; **Af (Austenite finish):** Östenit fazının oluşumunun tamamlandığı sıcaklık

Ms (Martensite start): Martensit fazının oluşmaya başladığı sıcaklık; **Mf (Martensite finish):** Martensit fazının oluşumunun tamamlandığı sıcaklık

NiTi tel üzerine dış kuvvetler uygulandığında, östenit formu, gerilimle indüklenen martensit (stress-induced martensite) formuna dönüşür. Bu form, gerilimi artırmadan daha fazla deformasyonu (yaklaşık %8'e kadar) tolere edebilir. Bu durum sonucunda, NiTi eğeler dönüşümsel elastikiyet gösterir; bu özellik aynı zamanda süperelastisite olarak da bilinir ve eğin deformasyona uğradıktan sonra orijinal şekline geri dönebilme yeteneğini ifade etmektedir (Zhou et al., 2013).

Gerilimle indüklenen martensitik durum, oda sıcaklığında kararlı değildir; bu nedenle gerilim ortadan kalktığında martensit fazı hızla östenit fazına geri dönüş yapar. Bu durum, endodontik enstrümanın kanal içerisinden çıkarıldığında orijinal şekline geri dönmesine neden olmaktadır (Viana et al., 2010).

NiTi alaşımlarda, %8'e kadar deformasyon oluşturmada gerilime bağlı faz değişimi mümkündür; oysa paslanmaz çelikte bu sınır yalnızca %1'dir (Shen et al., 2013). Gerilimin serbest bırakılmasıyla birlikte, martensit formu yeniden östenit forma dönüşür ve alaşım eski şeklini almaktadır (Otsuka & Ren, 2005).

2.5 Kanal Tedavisinde Alet Kırılma Sıklığı

Kanal tedavisi görmüş dişlerde, kırık alet bulunma sıklığı ile ilgili çeşitli bilgiler mevcuttur. Kanal tedavisi sırasında alet kırılması, endodontide tanımlanmış bir komplikasyondur ve bildirilen insidans oranları, çalışmanın niteliğine ve kullanılan alet tipine bağlı olarak %0,4 ile %1,6 arasında değişmektedir (Ungerechts et al., 2014). Literatürde yapılan çeşitli çalışmalarda kırık alet görülme sıklığı farklı oranlarda bildirilmiştir. Örneğin, Sattapan ve arkadaşları bu oranı %21 olarak belirtirken; Parashos ve ark. %5, Alapati ve ark. %5,1, Arens ve ark. ise %0,9 olarak rapor etmiştir (Alapati et al., 2005; Arens et al., 2003; Parashos et al., 2004; Sattapan et al., 2000).

Kanal içinde kırılan aletlerin türüyle ilgili yapılan çalışmalara göre paslanmaz çelik eğelerin kırılma oranı 0.25 ila 6 arasında değişirken (Crump & Natkin, 1970; Iqbal et al., 2006; Spili et al., 2005) NiTi döner aletlerin kırılma oranının 1.3 ila 10.0 arasında değiştiği bildirilmektedir (Iqbal et al., 2006; Wu et al., 2011).

Kırılmalar en sık molar dişlerde, özellikle mesiobukkal kanallarda görülmektedir ve bu durum; kök kanalının eğriliği, küçük çaplı alet kullanımı, metal yorgunluğu, uygunsuz teknikler ve yetersiz irrigasyon gibi faktörlerle ilişkilidir (Sotokawa, 1988; Ungerechts et al., 2014; Zelada et al., 2002).

2.6 Kök Kanal Tedavisinde Alet Kırılmasının Önemi ve Prognoza Etkisi

Kanal tedavisi sırasında alet kırılması yaygın bir komplikasyon olmakla birlikte, bu durumun prognoz üzerindeki etkisi karmaşıktır. Sistemik derlemeler ve klinik çalışmalar, kanalda kalan kırık bir enstrüman parçasının varlığının, özellikle öncesinde mevcut bir periapikal lezyon bulunmayan vakalarda, iyileşme oranlarını anlamlı düzeyde düşürmediğini göstermektedir. Kırık parça kalan dişlerde yaklaşık %91 oranında iyileşme gözlemlenmiştir; bu oran, kırık parça

bulunmayan dişlerle karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermemektedir (Crump & Natkin, 1970; Panitvisai et al., 2010).

Ancak, kırık enstrümanın önceden enfekte bir dişte ya da mevcut bir periapikal lezyonla birlikte bulunması durumunda prognoz daha az olumludur. Bu gibi vakalarda, kanalın kapsamlı şekilde temizlenmesi güçleştiği için tedavi başarısı tehlikeye girebilmektedir (Algarni, 2024; Sotokawa, 1988).

Özellikle primer enfeksiyon varlığında ya da retreatment (yeniden tedavi) gereken olgularda, kırık parçanın çıkarılması, başarı şansını önemli ölçüde artırmaktadır (Algarni, 2024).

Kök kanalı içerisinde kırık alet bulunan olgularda tedavi başarısı, büyük ölçüde apikal bölgenin ne derece etkin şekilde temizlenip doldurulabildiğine, kanal dolgusunun kırık aletle olan örtüşme derecesine ve genel olarak mikrobiyal kontrolün sağlanma düzeyine bağlıdır (Schirrmeyer et al., 2006).

Kırık aletin bulunduğu yer, konumu, şekli ve kanalı ne ölçüde tıkadığı gibi faktörler tedavi sonucunu doğrudan etkileyebilir. En olumlu prognoz, genellikle kanal şekillendirilmesinin ileri aşamalarında, çalışma boyunca ve geniş bir kanal aletin kırılması durumunda gözlemlenmektedir. Öte yandan, kırık parçanın apikal bölge temizlenmeden önce apeksin hemen yakınında ya da dışına taşacak şekilde ve kısa bir uzunlukta kırılması, prognozun olumsuz yönde etkileneceğini göstermektedir (Torabinejad & Walton, 2009).

Spili ve arkadaşları, kırık aletlerin görülme sıklığını ve tedavi başarısı üzerindeki etkisini değerlendirmek amacıyla, uzman endodontistlerin arşivlerinde yer alan toplam 8460 vaka üzerinde retrospektif bir analiz gerçekleştirmiştir. Değerlendirilen olguların %3,3'ünde kanal içinde kırık alet bulunduğu tespit edilmiştir. En az bir yıl süreyle radyografik takibi yapılmış 146 kırık alet içeren diş ile bu vakalarla eşleştirilen 146 kontrol dişi, iki bağımsız gözlemci tarafından incelenmiştir. Kırık alet bulunan vakalarda iyileşme oranı %91,8 olarak belirlenirken, kontrol grubunda bu oran %94,5 olarak saptanmıştır. Özellikle tedavi öncesinde periapikal lezyon varlığı olan ve kırık aletin uzaklaştırılmadığı olgularda, iyileşme oranı %86,7'ye düşerken; lezyon bulunmayan olgularda bu oran %92,9 olarak rapor edilmiştir. Ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bu bulgular doğrultusunda, kanal içerisinde bırakılan kırık aletin genel tedavi başarısını anlamlı şekilde etkilemediği sonucuna varılmaktadır (Spili et al., 2005).

2.7 Alet Kırıklarının Mekanizması

NiTi eğeler, kullanım sırasında torsiyonel veya döngüsel yorgunluk nedeniyle ayrılma ya da kırılma riski taşırlar (Kim et al., 2012).

Döner NiTi eğelerde meydana gelen deformasyonlar genellikle büyütme olmadan fark edilemez. Bu nedenle, bu eğeler herhangi bir uyarı belirtisi olmaksızın kırılabilir; oysa paslanmaz çelik (SS) eğelerde deformasyon daha kolay algılanabilir (Parashos et al., 2004).

Döngüsel yorgunluk, eğenin eğimli bir kanal içinde dönerken tekrarlayan gerilme/sıkışma döngüleri oluşturması sonucu ortaya çıkar ve bu durum zamanla metal yorgunluğuna yol açar (Sattapan et al., 2000).

Buna karşılık torsiyonel yorgunluk, eğenin farklı bölümlerinin farklı hızlarda dönmesiyle meydana gelir. Klinik olarak, torsiyonel yorgunluk; eğenin ucu kanal dentinine takılıp sabit kalırken, gövdesinin dönmeye devam etmesiyle oluşur. Bu durum, eğede tork birikmesine ve sonunda torsiyonel kırığa neden olur (Peters & Barbakow, 2002).

Torsiyonel yorgunluk direnci, bir eğenin kırılmadan önce ne kadar bükülebileceğini ifade eder. Bu özellik, özellikle dar ve sıkışık kanallarda kullanıldığında, yüksek torsiyonel yük altında dayanıklılık sağlaması açısından arzu edilir bir özelliktir. Üreticiler, bu eğelerin mekanik özelliklerini özellikle yorgunluk direncini geliştirmek amacıyla NiTi döner sistemlerinde sürekli yenilikler yapmaktadır. Bu yeniliklerden biri, alaşımlara uygulanan ısı işlemlerdir ve bu sayede mekanik özellikleri üstün olan eğeler elde edilmiştir (Bulem et al., 2013). Ayrıca farklı kesit tasarımlarına sahip eğeler geliştirilmiş ya da yeni üretim süreçleri uygulanmaktadır (Pedullà et al., 2016).

2.8 Alet Kırılmasına Karşı Alınacak Önlemler

Endodontik tedavi sırasında meydana gelen kırık aletler önemli bir komplikasyon olup, genellikle operatörün deneyimi, kanal anatomisi, aletin tasarımı ve hatalı kullanım gibi çeşitli faktörlerden kaynaklanmaktadır. Özellikle NiTi döner eğeler, torsiyonel aşırı yüklenme ve fleksural (bükülme) yorgunluk nedeniyle bu duruma daha yatkındır (Tzanetakakis et al., 2008).

Kök kanal eğelerinin kırılmasını önlemek amacıyla, klinik araştırmalar ve uzman önerilerine dayanan çeşitli önlemler tavsiye edilmektedir. Paslanmaz çelik eğeler, karbon çeliğine göre daha düşük kırılma riski taşıdığından genellikle tercih

edilmektedir. Tüm aletler, kullanımdan önce ve sonra dikkatle incelenmeli; eğilme, burkulma belirtileri yönünden kontrol edilmelidir. Bu tür işaretler, kırık riskinin arttığını gösterebilmektedir (Grossman, 1969).

Özellikle küçük boyutlu eğelerin (no: 10–30) aşırı kullanımından kaçınılmalı, mümkünse en fazla iki kez kullanılmalı; keskinliğini kaybetmiş eğeler ise, kanal içinde takılıp kırılma olasılığı yüksek olduğundan kullanılmamalıdır (Grossman, 1969; Sotokawa, 1988).

Aşırı tork uygulanması ve eğe boylarının atlanarak ilerlenmesi, kırık riskini artırabileceğinden, minimal kuvvet kullanımı ve sıralı ilerleme önerilmektedir (Cheung, 2007; Grossman, 1969).

Kanal eğimi, kırık oluşumunda önemli bir faktördür; özellikle yüksek devirde döner sistemlerle çalışıldığında, daha eğimli kanallar aletin kırılma riskini artırmaktadır (Cheung, 2007; Zelada et al., 2002).

Uygun irrigasyon (kanal yıkama) da kritik önemdedir. Çoğu irrigasyon solüsyonu eğe dayanıklılığını etkilemese de, %5 NaOCl gibi yüksek konsantrasyonlu solüsyonlar nikel-titanyum eğeleri zayıflatabileceğinden tercih edilmemelidir (Li et al., 2021)

Kanalın nemli tutulması, eğe kullanımı sırasında bıçak üzerindeki debrislerin (artıkların) temizlenmesi ve dar kanallarda hem reamer hem de eğe kullanımının kombinasyonu, kırılma riskini azaltmada etkili olabilmektedir (Cheung, 2007; Grossman, 1969).

Ayrıca, tork kontrollü motorların kullanılması, düz bir erişim yolu (straight-line access) ve kaygan bir yol (glide path) oluşturulması gibi operatör tekniği de kırıkları önlemede kritik rol oynamaktadır (Cheung, 2007).

Genel olarak, dikkatli kullanım, düzenli kontrol ve önerilen protokollere tam uyum, kök kanal eğelerinin kırılma riskini en aza indirmek açısından temel önlemlerdir (Cheung, 2007; Grossman, 1969; Zelada et al., 2002).

Torsiyonel stresin azaltılmasıyla kırık riskinin azaltılması için (Cheung, 2007):

- Geniş koniklik açısına sahip NiTi eğeler kullanılmadan önce, çalışma boyunda #15 ve #20 numara K tipi el eğeleriyle giriş yolu oluşturulmalıdır.
- Eğeler, üretici firmanın önerdiği uygun tork ayarları ile endomotorlar aracılığıyla kullanılmalıdır.

- Eğe, kanal içinde yavaş ve ileri-geri (itme-çekme) hareketleriyle ilerletilmelidir.
- Kanal duvarıyla temas yüzeyini azaltmak için farklı koniklik açılarına sahip eğeler tercih edilerek kesme gerilimi düşürülmelidir.

Döngüsel yorgunluk nedeniyle kırıkların önlenmesi için:

- Eğelerin kanal içinde uzun süre kullanılmaması ve direnç hissedildiğinde apikal basıncın artırılmaması gerekmektedir.
- Yorgunluk başlangıcını geciktirmek için dönüş hızı düşürülmelidir.
- Eğeye binen stresi azaltmak ve eğrilik yarıçapını uzatmak amacıyla kanalın apikal yarısına düz bir erişim sağlanmalıdır.
- Özellikle mesial kök eğimine sahip kanallarda, 0.06 veya daha büyük koniklik açısına sahip eğelerden kaçınılmalıdır.
- Ani eğime sahip (çok düşük eğrilik yarıçaplı) kanallarda döner eğeler kullanılmamalıdır.
- Torsiyonel yorgunluğa bağlı kırık riskini azaltmak için, otomatik geri dönüş modunu tetiklemeyecek şekilde, yüksek tork ayarında yavaş ilerleme ile çalışılmalıdır.

2.9 Kök Kanallarında Kırılan Aletler İçin Tedavi Seçenekleri

Kök kanalı içerisindeki kırık bir aletin çıkarılması, özel eğitim, deneyim ve çeşitli çıkarma yöntemlerine dair bilgi gerektiren karmaşık bir işlemdir. Bu işlemi gerçekleştirmeden önce, kırık aletin kanal içerisindeki konumu, kök kanalının anatomik yapısı, kırık parçanın uzunluğu ve tipi, periapikal ve periodontal dokuların durumu ile hastanın beklentileri dikkate alınmalıdır (McGuigan et al., 2013b).

Günümüzde, kırık kanal aletlerinin güvenli, tutarlı ve başarılı bir şekilde çıkarılmasına yönelik literatürde genel kabul görmüş standart bir protokol bulunmamaktadır. Her durumda, başarı şansı ile olası komplikasyonlar arasında dikkatli bir denge kurulmalıdır.

Kırık kanal aletlerine yönelik tedavi seçenekleri şunlardır:

- Aletin olduğu yerde bırakılması veya etrafından geçilmesi (bypass)
- Kırık parçanın ortograd (kanal içinden) çıkarılması
- Cerrahi yöntemle çıkarılması
- Dişin çekilmesi

Genel olarak, ilk adım kırık aleti çıkarmaya yönelik girişim olmalıdır; eğer bu mümkün değilse bypass denenmelidir (Nevares et al., 2012). Kırık parça kanal içinde çıkarılamayacak bir konumda yer alıyorsa ya da dişin periodontal durumu müdahale gerektirmiyorsa, bypass yöntemi tercih edilebilir. Ancak bypass başarısız olursa, alet yerinde bırakılabilir. Özellikle enfeksiyona dair klinik ya da radyografik bir bulgunun bulunmadığı ve kırığın tedavinin son aşamasında olduğu durumlarda, kırık parça kanal içinde bırakılabilir. Bu durumda, kırık alet yerinde bırakılarak koronal kısmın kanal tedavisi tamamlanır ve hasta düzenli kontroller için çağrılır (Madarati et al., 2010a; Parashos & Messer, 2006).

Eğer konservatif yaklaşım başarısız olur ya da en başta başarısız olacağı öngörülürse, cerrahi müdahaleler apisektomi, hemiseksiyon, kök amputasyonu veya kasti reimplantasyon gündeme gelebilir. Bu yöntemlerin uygulanmadığı veya başarısız olduğu durumlarda ise dişin çekimi önerilmektedir (McGuigan et al., 2013b).

2.10 Kanal İçi Alet Kırılmasını Etkileyen Predispozan Faktörler

2.10.1 Eğe Tasarımı

Eğelerin tasarımı ve yatay kesit alanları, mekanik etkiler altındaki gerilme dağılımını etkileyerek, döngüsel stres ya da torsiyonel yük altında kırılma dirençlerini belirleyebilir. Geniş çaplı eğelerin, daha küçük çaplı olanlara göre döngüsel yorgunluğa daha erken maruz kaldığı bilinmektedir (Miyai et al., 2006). Bununla birlikte, eğelerin yarıçapı ve kesit alanının artırılması, torsiyonel yorgunluğa karşı kırılma direncini yükseltebilmektedir (Guilford et al., 2005).

Koniklik açısı (taper), bir NiTi eğeye etki eden kırılma kuvvetinin miktarını belirleyebilir. Aynı koniklik açısına sahip ancak uç çapı daha küçük olan NiTi döner eğeler, kök kanalında sıkışma ve vidalama eğilimindedir. Bu durum, ege ucunun aşırı torsiyonel yüke maruz kalmasına neden olur (Wolcott & Himel, 1997). Değişken koniklik açısına sahip NiTi döner ege sistemleri, sabit koniklik açılı

eğelere kıyasla kök kanal duvarlarıyla daha az temas eder; bu da döngüsel ve torsiyonel kırılmalara karşı dirençlerini artırır (Schrader & Peters, 2005).

Kesit tasarımı ile eğeye uygulanan bükülme kuvveti arasında ilişki olduğu doğrulanmıştır. Elde edilen bulgulara göre, rombik (elmas şekilli) kesit tasarımına sahip eğelerin, kare kesitli eğelere kıyasla bükülme kuvvetine karşı daha az direnç gösterdiği bildirilmiştir (Schäfer & Tepel, 2001). Ayrıca, S-şekilli eğeler ile Hedström (H-tipi) kesit tasarımına sahip eğelerin, üçgen kesitli eğelere kıyasla daha düşük kırılma direncine sahip olduğu saptanmıştır (A. Madarati et al., 2008a). Bununla birlikte, üçgen helisel (triangular triple-helix) tasarıma sahip eğeler, U-şekilli kesitli ve daha küçük kesit alanına sahip eğelere göre daha az esnek olsalar da, torsiyonel yorgunluğa karşı daha yüksek direnç göstermektedir (Berutti et al., 2003).

2.10.2 Üretim Hataları

NiTi eğelerin üretim süreci sırasında, yüzeyde çatlaklar, oluklar gibi düzensizlikler meydana gelebilir. Üretim esnasında açığa çıkan oksit partikülleri, eğenin iç yapısındaki taneler arası sınırları zayıflatabilir ve mikro çatlakların oluşumuna zemin hazırlayabilir. Hidrojen, karbon, azot ve oksijen gibi elementlerin yüzeye dahil olması, NiTi döner aletlerin yüzeyinde mikrogözeneklerin (micro voids) oluşmasına neden olmaktadır (Alapati et al., 2005).

Bu tür yüzey düzensizlikleri, üretim süreçleri daha karmaşık olan geniş koniklik açısına sahip eğelerde daha sık görülmektedir. Eğelerin çalışma yüzeylerinin pürüzlü olup olmaması, döngüsel yorgunluk direnci üzerinde belirleyici bir rol oynar. Daha düzgün yüzeye sahip eğelerin, kırılmaya karşı daha dayanıklı olduğu gösterilmektedir (Lopes et al., 2016).

Eğelerin dayanıklılığını artırmak amacıyla kullanılan üretim teknikleri arasında elektropolishing (elektro parlatma), kimyasal veya fiziksel buhar yoluyla titanyum nitrür kaplama, kriyojenik işlemler ve iyon implantasyonu yer almaktadır (Kim et al., 2005). İyon implantasyonu, eğenin yüzey aşınma direncini artırırsa da, bor implantasyonu uygulanan yüzeylerin paslanmaz çelik (SS) alaşımlara kıyasla daha sert olduğu bildirilmektedir (Rapisarda et al., 2001).

Buhar birikimi, yüzey sertliğini artırarak NiTi eğelerin kesim etkinliğini artırmaktadır. Ancak bu tür implantasyon teknikleri, yüksek maliyetleri nedeniyle

Üreticiler tarafından yaygın olarak tercih edilmemektedir (Parashos & Messer, 2006).

Üreticiler tarafından uygulanan bir diğer yöntem olan elektropolishing işlemi sonrası, eğelerin döngüsel yorgunluk direncinin, aynı boyut ve kalınlıktaki işlemsiz eğelere kıyasla %117 oranında arttığı gösterilmektedir (Lopes et al., 2016). Ancak, torsiyonel direnç açısından elektropolishing uygulanmış ve uygulanmamış eğeler arasında anlamlı bir fark saptanmamıştır. Ayrıca bu işlem sonrasında, eğe yüzeyinde çeşitli kusurlar ve metal kıvrımları gözlemlenebilmektedir (Anderson et al., 2007).

2.10.3 Dezenfeksiyon ve Sterilizasyonun Etkisi

NiTi eğelerin kırılma direnci üzerine sterilizasyonun etkisi konusunda literatürde çelişkili bulgular yer almaktadır. Bazı alışmalar (Hilt et al., 2000; Viana et al., 2006), sterilizasyon işleminin eğelerin yapısal bütünlüğü üzerinde herhangi bir etkisi olmadığını bildirirken, bazı diğer çalışmalar bu işlemlerin önemli yapısal değişikliklere yol açtığını ne sürmektedir. Yapılan araştırmalarda, birden fazla otoklav döngüsünün, NiTi döner eğelerin yüzeyinde düzensizliklerin artmasına ve kesme verimliliğinin azalmasına neden olduğu tespit edilmiştir (Rapisardaa et al., 1999).

Tekrarlanan veya tek seferlik otoklav uygulamasının, eğelerin zamanla kırılınca ya kadar yorulmasına neden olduğu da ileri sürülmektedir. Ancak bazı alışmalar (Mize et al., 1998; Silvaggio & Hicks, 1997), otoklav sterilizasyonunun eğelerin dönüş sayısında olumsuz bir değişikliğe yol açmadığını ve kırık riskini artırmadığını göstermiştir. Ayrıca, bazı araştırmalarda (Pruett et al., 1997), sterilizasyonun, stres altındaki martensitik fazdaki eğenin östenit faza dönüşümünü sağlayarak NiTi eğelerin yorgunluk ömrünü olumlu yönde etkileyebileceği belirtilmektedir.

Endodontik eğelerin dezenfeksiyonunda sıklıkla kullanılan, aynı zamanda kök kanallarının irrigasyonunda da tercih edilen NaOCl, eğe yüzeyinde korozyona neden olarak mekanik özellikleri olumsuz etkileyebilir ve kırılmalara yol açabilmektedir (Linsuwanont et al., 2004). Berutti ve arkadaşlarının (Berutti et al., 2006) yaptığı bir çalışmada, %5,25 SH içine daldırılan eğelerin, döngüsel yorgunluğa maruz kaldıklarında kırılma dirençlerinin anlamlı şekilde azaldığı gösterilmiştir. Öte yandan, Peters ve arkadaşları (Peters & Barbakow, 2002) ,

%1'lik düşük konsantrasyondaki SH çözeltisinin eğelerin döngüsel yorgunluk ve torsiyonel direnci üzerinde 2,5 saatlik bekletme süresince anlamlı bir etkisinin olmadığını; ancak 18 saatlik bekletme süresinin eğe yüzeyinde belirgin korozyon bulgularına yol açtığını bildirmektedir.

2.10.4 Kullanım Sayısı

Bazı çalışmalar (Haapasalo & Shen, 2013; Parashos & Messer, 2006), bir endodontik aletin kaç kez kullanıldığından çok, nasıl kullanıldığının daha önemli olduğunu bildirmektedir. Bununla birlikte, eğelerin tekrarlanan kullanımıyla birlikte yorgunluk direncinde azalma meydana geldiği ve bu durumun, kırılmaya neden olan tork değerinin kullanılmamış eğelere kıyasla belirgin şekilde düştüğü de rapor edilmektedir (Plotino et al., 2006).

Tüm NiTi eğelerin, yalnızca tek kullanımdan sonra bile yüzeylerinde yapısal kusurlar ve mekanik özelliklerinde değişiklik oluştuğu bildirilmiş olsa da, bazı araştırmalar herhangi bir sorun oluşmadan çoklu kullanımın mümkün olabileceğini göstermektedir (Svec & Powers, 2002). Eğe kırığı ile kullanım sayısı arasında doğrudan bir ilişki olmadığı; hatta bazı çalışmalarda eğelerin ilk kullanımda kırıldığı da gözlemlenmektedir (Arens et al., 2003; Parashos et al., 2004).

Farklı çalışmaların birbirinden ayrılan sonuçları, eğe kırığı ile kullanım sayısı arasında net bir nedensel ilişki kurulamayacağını ortaya koymaktadır (Parashos & Messer, 2006).

2.10.5 Dönme Hızı

NiTi döner eğeler için önerilen ideal dönüş hızı üreticiden üreticiye farklılık göstermektedir. Güvenli kullanım için, eğelerin üretici firmanın belirttiği optimum hızda kullanılması önerilmektedir. Eğelerin yorgunluğa karşı dayanabileceği ortalama çevrim sayısı; kesit tasarımı, alaşım yapısı, uç tasarımı ve koniklik açısı gibi çeşitli faktörlere bağlı olarak değişkenlik gösterir. Bu nedenle, yüksek dönüş hızı, eğenin klinik ömrünü önemli ölçüde kısaltabilmektedir (Pruett et al., 1997).

Bununla birlikte, bazı çalışmalar (Herold et al., 2007; Zelada et al., 2002), düşük dönüş hızlarında eğelerin kırılma ve deformasyona uğrama olasılığının daha düşük olduğunu; dolayısıyla dönüş hızının NiTi eğelerdeki kırık oluşumunda önemli bir parametre olduğunu ortaya koymuştur.

2.10.6 Tork Kontrollü Motorların Kullanımı

Bir eğeye, materyalin maksimum dayanım sınırının altında bir tork uygulanması durumunda, aşırı torsiyonel yüke maruz kalması önlenabilir ve böylece kırılma riski azaltılabilir. Bu prensip, tork kontrol özelliğine sahip endodontik motorların geliştirilmesine olanak sağlanmaktadır (Gambarini, 2000). Tork kontrollü motorlar, farklı eğe sistemlerine uyarlanmış programlarla çalıştırıldığında, belirlenen tork seviyesine ulaşıldığında ya eğenin dönüşünü durdurmakta ya da dönüş yönünü tersine çevirmektedir. Bu şekilde tasarlanan motorlar sayesinde, eğe kırıklarının önüne geçilmesi mümkün hale gelmektedir (Di Fiore, 2007).

2.10.7 Preparasyon Tekniği

Kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında kullanılan hazırlık yönteminin, eğe kırıkları üzerinde belirleyici bir etkiye sahip olduğu bildirilmektedir. NiTi döner eğelerle preparasyona başlamadan önce, torsiyonel gerilimi azaltmak amacıyla, genellikle 15–20 numara el eğeleriyle veya özel olarak tasarlanmış döner NiTi eğelerle giriş yolunun oluşturulması önerilmektedir (De-Deus et al., 2017).

Buna karşılık, bazı çalışmalar, resiprokal hareketli NiTi eğelerin önceden bir giriş yolu oluşturulmadan da çalışma boyuna ulaşabildiğini ve bunun kırık insidansını artırmadığını öne sürmektedir (De-Deus et al., 2013).

Koronal kısmın önce genişletilmesine dayanan "crown-down" preparasyon tekniği ile eğelerin kanal duvarlarına sürtünmesinin azaldığı ve buna bağlı olarak torsiyonel yorgunluk nedeniyle meydana gelen kırıkların sıklığında anlamlı bir azalma görüldüğü gösterilmektedir (Gambarini, 2000).

Ayrıca, preparasyon sırasında eğelerin apikal bölgeye aşırı basınç uygulanmaksızın, hafif "pecking motion" (yukarı-aşağı salınım) ile kullanılması, stresin eğenin belirli bir bölgesinde birikmesini önleyerek yükün tüm uzunluğa yayılmasına olanak tanır. Bu sayede eğenin yorgunluk ömrü uzar ve kırılma riski azalmaktadır (Li et al., 2002; Yao et al., 2006).

2.10.8 Klinisyenin Deneyimi

Yapılan çalışmalar, NiTi döner eğe kırıklarının, deneyimsiz klinisyenlerde deneyimli meslektaşlarına göre daha sık meydana geldiğini ortaya koymaktadır (Yared et al., 2001). Kanal duvarında eğenin sıkıştığını veya kilitletiğini çalışma

esnasında fark ederek durumu uygun şekilde yönetebilme yetisi, yalnızca klinik tecrübe ile kazanılabilecek bir beceridir (Yared & Sleiman, 2002).

2.10.9 Kök Kanal Eğimi ve Diş Tipi

NiTi eğelerin kırılma riski; kök kanalının düz ya da eğimli olması, eğim açısı ve eğrilik yarıçapı gibi değişkenlere bağlı olarak farklılık göstermektedir. Eğimli kanallarda NiTi döner eğelerin kullanımı, ege üzerine uygulanan çekme ve sıkıştırma gerilmelerini artırarak, egeğin kullanım ömrünü kısaltmaktadır (Wu et al., 2011).

Çalışmalarda, eğelerde görülen kırık noktalarının genellikle kanal içerisindeki en fazla bükülmenin olduğu bölgede yani eğriliğin en belirgin olduğu noktada olduğu tespit edilmektedir (Peters & Barbakow, 2002). Eğrilik yarıçapının azalması, kanal yönündeki ani değişikliği işaret eder. Eğrilik açısının artması ve eğrilik yarıçapının azalması, eğelerin kırılncaya kadar dayanabileceği dönüş sayısını düşürerek torsiyonel yorgunluk direncini azaltmaktadır (Zelada et al., 2002).

Kök kanal anatomisinin karmaşıklığı, torsiyonel yüklenmeye bağlı olarak NiTi döner eğelerin kırılma riskini artırmaktadır (Peters & Barbakow, 2002). Molar dişlerde görülen düşük eğrilik yarıçapı, kullanılan eğelerin torsiyonel yüklere karşı direncini azaltmaktadır (Booth et al., 2003). Bu durum, molar dişlerde ege kırıklarının ön dişler ve premolar dişlere göre belirgin şekilde daha fazla görülmesini açıklar. Maksiller molar dişlerin mesiobukkal (MB) kanalında ege kırılma ihtimalinin, distobukkal (DB) kanala göre üç kat daha fazla olduğu; benzer şekilde, mandibular molar dişlerde MB kanalında kırık görülme olasılığının, mesiolingual (ML) kanala göre daha yüksek olduğu bildirilmektedir (Iqbal et al., 2006).

Bu farklılıklar, kök kanal yapısının karmaşıklığıyla açıklanabilse de, asıl neden genellikle kanalların eğimli olmasıdır (Pruett et al., 1997). Birçok çalışmada, eğelerin genellikle eğriliğin en fazla olduğu ve eğrilik yarıçapının en düşük olduğu bölgede apikal üçlü bölgede kırıldığı belirlenmiştir. Apikal üçlü bölgede ege kırığı görülme olasılığının, orta üçlü bölgeye göre 6 kat; koronal üçlü bölgeye göre ise 33 kat daha fazla olduğu farklı araştırmalarla ortaya konmaktadır (Iqbal et al., 2006).

2.11 Kırık Aletin Çıkarılmasını Etkileyen Faktörler

Çalışmalar, kök kanalında kırık aletin çıkarılması için gereken sürenin artmasının, komplikasyon olasılığını artırabileceğini ve tedavi başarısızlığına neden olabileceğini göstermektedir (Suter et al., 2005; Ward et al., 2003). Kırık aletin çıkarılmasındaki başarıyı etkileyen bazı faktörler şunlardır:

- Dişe ait faktörler(Dişin tipi ve morfolojik özellikleri)
- Kırık aletin lokalizasyonu
- Kırık aletin özellikleri (uzunluğu, büyüklüğü)
- Operatöre ait faktörler

2.11.1 Dişe Ait Faktörler((Dişin tipi ve morfolojik özellikleri)

Diş tipi, kırık aletin çıkarılmasındaki başarıyı, kırık aletin görülebilirliği ve erişilebilirliği gibi anatomik faktörlere bağlı olarak etkilemektedir (Cujé et al., 2010). Kök kanalı içinde görülebilir konumda olan kırık aletlerin çıkarılma başarı oranı, görülemeyenlere kıyasla yaklaşık iki kat daha yüksektir (Nevares et al., 2012). Posterior dişler, anterior dişlere göre daha karmaşık bir kök anatomisine sahiptir. Özellikle posterior dişlerin kökleri eğriliklere ve konkavitelerle karakterizedir; bu anatomik özellikler klinik olarak ya da iki boyutlu radyografilerle tespit edilemediğinden, alet çıkarma girişimleri sırasında iatrojenik kazalara neden olabilmektedir. Bu nedenle, posterior dişlerden kırık alet çıkarılması, anterior dişlere kıyasla daha zor olabilmektedir. Ayrıca, hastalarda ağız açıklığının sınırlı olması da kırık aletin çıkarılmasını zorlaştıran bir diğer etkindir. Bununla birlikte, mandibular dişlerle karşılaştırıldığında, maksiller dişlerde kırık aletlerin çıkarılması daha kolaydır çünkü yerçekimi kuvveti, kırık aletin koronal yönde hareket etmesini desteklemektedir.

Mandibular molarların mezial kökleri arasında en sık görülen isthmus varlığı, bu dişlerdeki kırık aletlerin çıkarılmasını kolaylaştırmakta ve perforasyon (delinme) riskini azaltmaktadır. Çünkü isthmusun varlığı, dentinin daha güvenli ve kolay bir şekilde uzaklaştırılmasına olanak tanımaktadır. Bu nedenle, dişin ve köklerin morfolojisi hakkında daha kapsamlı bilgi edinmek amacıyla Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (CBCT) görüntüleme kullanılabilmektedir (de Pablo et al., 2010; Estrela et al., 2015; Pécora et al., 2013).

NiTi aletler, 25°'den büyük eğrilığe sahip kök kanallarında, 25°'den küçük eğriliklere göre daha yüksek kırılma eğilimi göstermektedir (Farid et al., 2013; Wu

et al., 2011). Ayrıca, kök kanal eğriliği 20°'nin üzerine çıktığında, kırık aletin çıkarılma başarı oranı %83'ten %43'e düşmektedir (Cujé et al., 2010; Shen et al., 2004)

Başarı oranı, kanal eğriliği düşük olduğunda ve eğrilik yarıçapı 4 mm'nin üzerinde olduğunda belirgin şekilde daha yüksek bulunmaktadır (Alomairy, 2009; Cujé et al., 2010; Estrela et al., 2008).

30°'den büyük eğrilğe sahip kanallarda yer alan kırık aletlerin çıkarılması, hem hazırlık hem de çıkarım aşamalarında daha uzun zaman gerektirmiştir. Buna karşın, 3,1 mm'den kısa kırık aletler, kanal eğriliğinden bağımsız olarak ultrasonik cihazlar ile kolaylıkla çıkarılabilmektedir (Terauchi et al., 2021).

Tüm bu bulgular bir arada değerlendirildiğinde:

Kanal eğriliği arttıkça (açı), kırık alet çıkarma başarısı azalmakta,

Kanal eğriliğinin yarıçapı arttıkça ise (yani eğrilik daha geniş hale geldikçe) çıkarma başarısı artmaktadır.

Bu durum, eğriliğin şiddetine bağlı olarak görünürlük ve erişilebilirliğin değişmesi ile ilişkilendirilmektedir (Alomairy, 2009; Fu et al., 2011).

2.11.2 Kırık Aletin Lokalizasyonu

Genel bir kural olarak, gözle görülemeyen bir kırık aletin başarılı bir şekilde çıkarılması son derece zordur. Kök kanalının koronal üçlüsünde yer alan kırık alet parçaları, orta veya apikal üçlüde yer alanlara göre daha yüksek başarıyla çıkarılabilmektedir (Cujé et al., 2010; Madarati et al., 2010a). Eğri bir kanal içerisindeki kırık aletin başarılı bir şekilde çıkarılabilmesi için, aletin en koronal kısmına kadar düz bir erişim yolu sağlanmadan bu başarıdan söz etmek mümkün değildir (Ruddle, 2002).

Wu ve arkadaşları, NiTi eğelerin %47,5'inin mandibular molarların mesiobukkal kanallarında, %61,5'inin ise maksiller molarların mesiobukkal kanallarında kırıldığını bildirmektedirler (Wu et al., 2011). Ayrıca, çoğu NiTi eğe, kök kanalının apikal üçlüsünde kırılmaya eğilimlidir (Iqbal et al., 2006; Wu et al., 2011). Bu nedenle, kırık aletin kanal eğriliğinden önce, eğrilik hizasında ve eğrilikten sonra yer aldığı durumlarda çıkarılma başarı oranı sırasıyla yüksek, orta ve düşük olarak değerlendirilmektedir (Iqbal et al., 2006; Lopes et al., 2007; Ward et al., 2003).

2.11.3 Kırık Aletin Uzunluğu ve Büyüklüğü

Kök kanallarında kırılan aletlerin çoğu NiTi materyalinden üretilmektedir (Spili et al., 2005) ve bu aletlerin ortalama kırık parça uzunluğu yaklaşık 3 mm'dir (Jiang et al., 2010; Wu et al., 2011). Wu ve arkadaşları, daha büyük çap veya daha fazla koniklik (taper) değerine sahip eğelerin, daha uzun kırık parçalar oluşturduğunu bildirmektedir ($3,32 \pm 0,73$ mm'ye karşılık $2,42 \pm 0,73$ mm;) (Wu et al., 2011).

Yakın tarihli bir çalışma, 3,1 mm'den uzun kırık parçalar ve 30° üzeri eğriliğe sahip kök kanallarının, alet çıkarımı için gereken hazırlık süresini belirgin şekilde uzattığını göstermiştir. Bu durum, kırık aletin kanal duvarlarıyla daha geniş bir temas yüzeyi oluşturmamasından kaynaklanmaktadır (Fu et al., 2011).

4,6–5,7 mm uzunluğundaki kırık aletlerin ultrasonik yöntemle çıkarılması için, 4,5 mm'den kısa olanlara göre en az iki kat daha fazla zaman gerektiği belirtilmektedir. 5,7 mm'den uzun kırık parçaların ise yalnızca ultrasonik yöntemle çıkarılmasının zor olabileceği vurgulanmaktadır. Buna karşılık, 4,6 mm'den kısa kırık aletlerin çoğu, yalnızca ultrason kullanılarak 10 saniyeden kısa sürede çıkarılabilmektedir.

Aynı çalışmada, kırık alet uzunluğu her 1 mm arttığında, hazırlık süresinin ortalama 79,9 saniye uzadığı belirtilmektedir (Fu et al., 2011). Ayrıca kırık alet uzunluğu ile kanal eğriliği arasında da ilişki olduğu bildirilmiştir; özellikle, 3,1 mm'den kısa kırık parçalar genellikle 30°'den az eğriliğe sahip kanallarda görülmüş ve bu parçalar çoğunlukla bir dakikadan kısa sürede gevşetilir, birkaç saniye içinde ultrason ile çıkarılabilmektedir.

Sonuç olarak, kırık aletin uzunluğu ile hem hazırlık hem de çıkarma süresi arasında pozitif bir ilişki vardır ve bu ilişki kanal eğriliğine bağlı olarak değişiklik göstermektedir.

Küçük çaplı eğelerle karşılaştırıldığında, büyük çaplı eğelerin eğri bölgelerde kırılma olasılığı daha yüksektir (Wu et al., 2011).

Ayrıca, kırık aletin gevşetilmesi için gerekli olan hazırlık süresi, kırık parçanın uzunluğu ile pozitif korelasyon göstermektedir. Çünkü daha uzun kırık parçaların gevşetilebilmesi için daha fazla dentin uzaklaştırılması gerekmektedir (Terauchi et al., 2021).

2.11.4 Operatöre Bağlı Faktörler

Kırık aletin çıkarılması için yapılan girişimlerin süresi 45–60 dakikayı aşmamalıdır, çünkü tedavi süresi uzadıkça başarı oranlarında düşüş gözlenmektedir (Suter et al., 2005). Bu düşüş; operatörün yorgunluğu, kanal perforasyonu, aşırı kanal genişletme gibi prosedürel kazalarla ilişkilendirilebilir. Bu tür hatalar, dişi vertikal kök kırığı gibi ciddi komplikasyonlara karşı daha savunmasız hale getirebilmektedir.

Ayrıca, deneyimli ve deneyimsiz operatörler arasında, hem alet çıkarma süresi hem de dentin kaybı oranları açısından anlamlı farklılıklar bulunmaktadır (Terauchi et al., 2007). Bu bulgu, deneyimli klinisyenlerin, kırık aletleri diş yapısını gereksizce feda etmeden ve iatrojenik komplikasyonlara neden olmadan öngörülebilir şekilde çıkarabildiğini göstermektedir.

2.11.5 Hasta Faktörü

Ağız açıklığının derecesi, dişe erişimdeki kısıtlamalar, zaman kısıtlamaları, anksiyete seviyesi ve dişi ağızda tutmak için hastanın motivasyonu önemli olmaktadır.

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 et al., 2013).

2.12 Kırık Alet Çıkarma Protokolleri

Kök kanallarından kırık eğelerin uzaklaştırılması, diş ve çevre dokulara minimum zarar verecek şekilde gerçekleştirilmelidir. Bugüne kadar, kök kanal sisteminden kırık eğeleri uzaklaştırmak için birçok araç ve teknik tanımlanmış olsa da, henüz standart bir prosedür belirlenmemektedir. Bunun nedeni, her bir yöntemin uzun çalışma süresi gerektirmesi, diştten fazla miktarda dentin kaybına yol açması ve başarı oranlarının belirsiz olmasıdır (Hülsmann, 1993).

Kırık Alet Çıkarma Protokolleri, üç ana gruba ayrılmaktadır: mekanik, kimyasal ve cerrahi yöntemler.

Cerrahi yaklaşımlar, invaziv doğaları ve özellikle kırık alet kanalın apikal ya da orta üçlüsünde yer aldığında kök ucunun rezeksiyonunu içerecek şekilde anlamlı miktarda dentin dokusunun uzaklaştırılmasını gerektirmesi nedeniyle genellikle

son çare olarak uygulanmalıdır. Ancak, kırık aletin büyük bir kısmı apikal forameni geçmişse veya tamamen kök dışında yer alıyorsa, bu durumda dentin kaybı minimal olacağı için cerrahi yöntemler öncelikli seçenek olarak değerlendirilebilmektedir.

Kimyasal yöntemler, kırık metalik aletin yüzeyinde korozyon oluşturarak uzaklaştırılmasını amaçlar. Bu bağlamda iyot triklorür, nitrik asit, hidroklorik asit, sülfürik asit, iyot kristalleri ve demir klorür çözeltileri gibi çözücüler kullanılmaktadır (Hülsmann, 1993). Ayrıca, elektrokimyasal çözünme yöntemiyle aletin çözülmesini hedefleyen elektrolize sodyum florür ve sodyum klorür çözeltileri de önerilmektedir (Ormiga et al., 2010).

Ancak, bu yöntemlerin tamamı metal enstrümanın tamamen çözünmesi için uzun süreye ihtiyaç duyması nedeniyle etkili bulunmamaktadır. Dahası, bu kimyasal çözücüler yalnızca kanal içindeki aletin yüzeyiyle temas edebildiğinden dolayı öngörülemez sonuçlar doğurabilir ve çevre yumuşak ya da sert dokularda hasara yol açabilmektedir.

Bu nedenlerle, nonmekanik yöntemlerle karşılaştırıldığında, mekanik yöntemler, özellikle ultrasonik sistemler, daha yüksek başarı oranları, minimal invaziv hazırlık ve daha hızlı alet çıkarımı sağlamaktadır (Cujé et al., 2010; Fu et al., 2011; Nevares et al., 2012; Terauchi et al., 2021).

Ancak ultrasonik sistemlerle alet çıkarma işleminin başarı oranları, kullanılan protokollerin kırık aletin konumu ve görünürlüğüne göre değişiklik göstermesi nedeniyle %33 ile %100 arasında farklılık göstermektedir. Ortalama çıkarma süresi ise 3 dakikadan 60 dakikayı aşan sürelerle kadar uzanabilmektedir (Alomairy, 2009; Nagai et al., 1986; Terauchi et al., 2021).

Bununla birlikte, mekanik yöntemler, nonmekanik yaklaşımlara göre daha öngörülebilir ve klinik olarak uygulanabilir olduğu için, günümüzde klinik uygulamalarda en yaygın tercih edilen yöntemler arasında yer almaktadır (Cujé et al., 2010; Ruddle, 1997; Terauchi et al., 2021).

2.12.1 Mekanik Alet Çıkarma Protokolleri

Tüm mekanik alet çıkarma protokolleri iki adımdan oluşur. İlk adım, kırık aleti gevşetmek için döner veya ultrasonik aletlerle kök kanalının hazırlanmasıdır. Sonraki adım ise, kırık aleti çıkarmak için özel cihazlar veya ultrasonik sistemler kullanılarak yapılan çıkarma girişimleri olarak bilinmektedir.

Genel olarak, mekanik alet çıkarma yöntemleri iki gruba ayrılabilir: hazırlık aşamasında kırık aletin çevresinde oluk oluşturmak için trepan frezlerin kullanıldığı ve ardından cihazlarla çıkarma girişimi yapılan yöntemler ile hazırlık aşamasında kırık aletin yalnızca bir yanına küçük bir boşluk oluşturmak için ultrasonik sistemler veya özel eğelerin kullanıldığı ve ardından cihazlarla veya ultrasonik yöntemlerle çıkarma girişimlerinin yapıldığı yöntemler. Bu cihazlar, kırık aletleri çıkarmak için özel eğeler ve loop sistemlerini içerir.

Trepan frez içeren mekanik cihazlar arasında şunlar bulunur: Masserann Kit (Micro-Mega), Meitrac Endo Safety System(Meisinger),Cancellier Extractor Kit (SybronEndo), Endo Extractor (Brasseler Inc.), EndoRescue (Komet/Brasseler), Micro-Retrieve & Repair System (Superline NIC Dental) ve iRS (Dentsply Tulsa Dental).

Bu sistemler, hazırlık aşamasında kırık aletin koronal kısmını ortaya çıkarmak için çapı 0.7–2.4 mm arasında değişen içi boş kesici uçlara sahip tüpler kullanılmaktadır. Ancak, kullanılan tüp çaplarının kanal çapına göre büyük olması nedeniyle kırık aleti kavrayacak çıkarıcıyı yerleştirebilmek için önemli miktarda dentin dokusu feda edilmektedir. Bu nedenle, herhangi bir boyuttaki trepan frezlerin kullanımı, hem trepan frezlerin hem de geniş çaplı çıkarıcıların kırık alete düz bir hat üzerinde erişmesi gerektiğinden, ön dişlerle ya da arka dişlerin düz bölgeleriyle sınırlı olmaktadır (Friedman et al., 1990; Nagai et al., 1986; Okiji, 2003; Ruddle, 2004).

Bu tür aletlerin kavisli bölgelerde kullanımı, aşırı dentin uzaklaştırma ve kök perforasyonu gibi ek komplikasyonlara neden olabilir; bu da zamanla dişin kök fraktürüne yatkın hale gelmesine neden olabilmektedir (Hashem, 2007; Saunders et al., 2004; Souter & Messer, 2005; Spili et al., 2005). Genel olarak, trepan frez içeren sistemler yalnızca ön dişlerde, kanalın koronal üçlüsünde yer alan kırık aletlerin çıkarılmasında kullanılabilmektedir.

Ultrasonik sistemler veya özel eğeler içeren sistemler arasında Canal Finder System (FaSociete Endo Technique), EndoPuls System (EndoTechnic) ve CPR-7 titanyum alaşımlı ultrasonik uç (Obtura-Spartan Corp.), ET25 (Satelec Corp.) ve TFRK-S (Woodpecker Medical Instrument Co., Guilin, Çin) gibi küçük çaplı ultrasonik uçlar yer almaktadır. Bu sistemler, kırık aleti geçmek için dikey hareket oluşturan özel bir el aleti ve özel eğeleri içermektedir (Hülsmann, 1990; Levy, 1990). Ancak, kırık aletin çevresinden geçilirken, kök kanalının perforasyonu, kırık

aletin daha apikal yönde itilmesi veya apikal forameni geçerek dışarı çıkarılması riski nedeniyle dikkatli olunmalıdır. Ayrıca, Canal Finder System ile yapılan alet çıkarma işlemlerinin genel başarı oranı yalnızca %68 olarak bilinmektedir (Hülsmann & Schinkel, 1999).

Yukarıda belirtilen sistemlerle karşılaştırıldığında, ultrasonik sistemler hem hazırlık hem de çıkarma aşamalarında daha güvenli, dentin dokusunu daha koruyucu ve arka dişlerde bile daha başarılı olarak bilinmektedir (Cujé et al., 2010; Terauchi et al., 2007; Terauchi et al., 2021).

Ancak, yukarıda bahsedilen tüm protokoller öngörülebilir alet çıkarımı için standartlaştırılmış değildir; bu durum, alet çıkarma başarı oranlarındaki farklılıklara atfedilmektedir. Bununla birlikte, yakın tarihli bir çalışma, dental operasyon mikroskobu altında görülebilen kırık aletlerin, yalnızca ultrasonik aletler kullanılarak, olası değişkenleri en aza indiren tek bir standartlaştırılmış çıkarma protokolüyle öngörülebilir şekilde çıkarılabileceğini göstermektedir (Terauchi et al., 2021).

2.12.2 Bypass Tekniği

Bu teknik, kırık parçanın etrafından geçilerek apikal foramene ulaşılmasını sağlar ve ayrıca kırık parçanın eğenin oluklarına yerleştirilerek serbest bırakılmasına da imkân tanır. Herhangi bir özel veya karmaşık eğeye ihtiyaç duyulmaksızın, tüm diş hekimliği kliniklerinde bulunan endodontik el aletleri kullanılarak uygulanabilir. Bu yöntem, uygulayıcının dokunsal hassasiyetine ve sabrına bağlı olan zorlayıcı bir işlemdir (McGuigan et al., 2013a).

Özellikle kırık parçaya erişimin sınırlı olduğu durumlarda yapılan çalışmalar (Madarati et al., 2010a; A. Madarati et al., 2008a) kırık eğenin baypas edilmesinin daha koruyucu bir yaklaşım olduğunu ve çıkarılmasının aşırı dentin kaybına yol açabileceğini önermektedir. Bazı araştırmalar (Madarati et al., 2010a; Saunders et al., 2004), kırık eğenin çıkarılmaması durumunda kanal içinde kalan parçanın kanal dolum kalitesini azaltmadığını bildirmektedir.

İşlem sırasında ikinci bir eğenin kırılması, basamak oluşumu, perforasyon veya kanalın taşınması gibi başka bir iyatrojenik hataya yol açma ihtimalini artırır. Bu nedenle tüm prosedür büyük bir dikkatle uygulanmalıdır.

2.12.3 Ultrasonik Teknik

Ultrason, insan kulağının işitemeyeceği bir frekans olan 20 kHz frekansında bir ses enerjisidir. Ultrasonik teknik, kırık eğeye ultrasonik enerjinin iletilmesiyle kırık parçanın serbest kalmasını ve kanaldan çıkmasını sağlamaktadır. Günümüzde, kök kanallarındaki kırık eğelerin uzaklaştırılmasında en yaygın kullanılan yöntemdir (A. Madarati et al., 2008b). Eğe kırıkları, gümüş konlar veya kanal içi postlar ultrasonik olarak gevşetilerek çıkarılabilmektedir (Nagai et al., 1986).

Başlangıçta ultrason, kırık eğeye ulaşabilen en büyük el aleti (örneğin endodontik bir prob veya spreader) aracılığıyla enerji ileterek kırık eğeyi çıkarmak amacıyla kullanılmıştır. Daha sonra, kök kanalının çeşitli bölgelerinde ultrasonik uçların kullanılabilmesini sağlamak amacıyla, farklı açılarda ve uzunluklarda uçlar çeşitli firmalar tarafından özel olarak tasarlanmış; kesme verimliliğini artırmak için bu uçlar elmas veya zirkonyum nitrür gibi aşındırıcılarla kaplanmış (Souyave et al., 1985).

Diş hekimliğinde hâlihazırda kullanılan ultrasonik üniteler, farklı çalışma mekanizmalarına sahip iki temel tiptedir:

- **Manyetostriktif:** Elektromanyetik enerjiyi mekanik enerjiye dönüştürür.
- **Piezoelektrik:** Elektrik yükü uygulandığında kristalin boyutunun değişmesi prensibine dayanır. Bu kristal deformasyonu, ısı üretmeksizin mekanik titreşime dönüştürülür (Stock, 1991).

Her iki tip de diş hekimliğinde klinik olarak kabul görmektedir, ancak piezoelektrik tip ultrasonikler endodontik uygulamalar için daha uygundur. Bu cihazların uçları, endodontiye uygun olan doğrusal, ileri-geri, “piston benzeri” hareketle çalışmaktadır (G Plotino et al., 2007). Kural olarak, kanal içerisindeki bölge ne kadar derin ise, kullanılacak ultrasonik uç o kadar uzun ve ince olmalıdır. Bu uzun ve ince ultrasonik uçlar, uç kırılmalarını önlemek için çok düşük güç ayarlarında kullanılmaktadırlar (Gianluca Plotino et al., 2007).

Ruddle (Ruddle, 2002), ultrasonik ile kırık eğelerin kanal içerisinden başarılı bir şekilde çıkarılabilmesi için kırık parçanın görülebilir olmasının önemli olduğunu bildirmektedir. Kırık parçanın koronal kısmının doğrudan mikroskopik görüş altında görünür hâle getirilmesi amacıyla, Ruddle tarafından tarif edildiği şekilde, modifiye edilmiş numara 2–4 Gates Glidden (GG) frezleri kullanılarak "crown-down" yöntemiyle kırık parçanın koronal kısmında bir hazırlık platformu oluşturulmaktadır.

Seçilen GG frezinin maksimum kesitsel çapı, koronal yöndeki kırık parçanın çapından biraz daha büyük olmalıdır. Ucu kesilmiş modifiye GG frezi, önceden genişletilmiş kanala yerleştirilir, yaklaşık 300 rpm düşük hızda saat yönünde döndürülerek apikal yönde ilerletilir ve kırık eğenin en koronal kısmına hafifçe temas edene kadar yönlendirilmektedir. Daha iyi görüş sağlamak amacıyla, platform kırık parçanın merkezi ve çevresindeki dentin kök kanal duvarları arasında tutulur; böylece parçanın etrafındaki dentin eşit miktarda korunur ve kök perforasyonu riski en aza indirilmektedir.

Benzer şekilde modifiye edilmiş Lightspeed NiTi döner eğeleri (Lightspeed Technology, San Antonio, TX, ABD) de kullanılabilir. Karşılaştırılmalı bir çalışmada, özellikle eğimli kanallarda, NiTi döner eğelerle oluşturulan çıkarma platformunun, GG frezlerle oluşturulana kıyasla daha merkezi olduğu bulunmaktadır (Iqbal et al., 2006; Ruddle, 2002).

Kırık parçaya ulaşmak için, uygun uzunluk ve çapta bir ultrasonik uç, kırık parçanın açığa çıkan koronal ucu ile kanal duvarı arasına sıkı temas sağlayacak şekilde önceden hazırlanmış kanala pasif olarak yerleştirilir. Ardından ultrasonik cihaz düşük güç ayarında çalıştırılarak, parçanın çevresindeki dentini ters saat yönünde aşındırmaya devam eder. Bu işleme, kırık parçanın koronal ucunun 1–1.5 mm serbest kaldığı veya parçanın hareket ettiği fark edilene kadar devam edilmektedir (Ruddle, 2002).

Bu noktada, kırık parçaya mümkün olduğunca az temas edilmesine ve daha ince olan i kanal duvarından fazla dentin uzaklaştırılmamasına dikkat edilmelidir. Bazen bu şekilde oluşturulan gevşetme kuvveti, parçanın yer değiştirmesine ve kanal dışına fırlamasına neden olabilir. Bu aşındırma aşamasında elmas kaplı uçlardan kaçınılmalıdır; çünkü bunlar çok agresiftir ve dentin duvarından fazla miktarda materyal kaldıracaktır. Uzun köklerde erişimin kısıtlı olduğu ve kök morfolojisinin ince olduğu durumlarda, titanyum ultrasonik uçlar kullanılabilir. Bu uçlar, elmas kaplı uçlara göre daha uzun, küçük çaplarda daha esnektir ve yalnızca uç kısmıyla kesim yapabilmektedir (Gianluca Plotino et al., 2007).

Ultrasonik ucun kırılmasını önlemek için gereksiz baskı uygulanmasından kaçınılması çok önemlidir. Dentinin körlemesine aşındırılması istenmeyen komplikasyonlara yol açabilir. Bu nedenle, kök kanal içindeki tüm ultrasonik işlemler kuru ortamda gerçekleştirilir; böylece klinisyen, ultrasonik uç ve

mikroskop yardımıyla kırık eğe çevresindeki bölgeyi sürekli olarak görebilmektedir (Ruddle, 2002).

2.12.4 Masserann Tekniği

Masserann seti (Micro Mega), kanal içindeki kırık eğelerin uzaklaştırılması amacıyla uzun yıllardır kullanılan bir sistemdir. Aynı zamanda kök kanalından gümüş konlar ve postlar gibi metalik objelerin çıkarılmasında da kullanılmaktadır (Masserann, 1971; Okiji, 2003).

Masserann seti, trepan frezlerden ve çıkarıcı tüplerden oluşmaktadır. Trepan frezler, çapları 1.1 mm ile 2.4 mm arasında değişen 14 adet frez içerir. Bu frezler, kırık eğenin çevresindeki dentini çevresel olarak kesmek üzere tasarlanmış kenarlara sahip içi boş tüplerden oluşur. Saat yönünün tersine çevrilerek kullanılması amacıyla tasarlanmıştır. Trepan frezler, set ile birlikte verilen özel el aleti ile ya da ters açığa sahip bir angldruva (300–600 rpm) kullanılarak manuel olarak çalıştırılabilir. Manuel kullanım, ısı artışını önlemesi ve daha iyi dokunsal hissiyat sağlaması nedeniyle tercih edilmektedir (Thirumalai et al., 2008).

Trepan frez işleminden sonra, kırık parçayı çıkarmak için çıkarıcı kullanılır. Bu sistem, 2 farklı boyutta tübüler çıkarıcıdan oluşur (1.2 mm ve 1.5 mm). Daha küçük çaplı tübüler çıkarıcı (1.2 mm), 40 numaraya kadar olan kırık parçalar için; daha büyük olan (1.5 mm) ise daha büyük boyutlu aletler veya postlar için kullanılmaktadır (Masserann, 1971; Okiji, 2003; Thirumalai et al., 2008).

Masserann kitinin en önemli avantajı, çıkarıcı tüpün kilitleme sistemi sayesinde kırık eğeyi sağlam bir şekilde kavrayabilmesidir. Yapılan araştırmalarda, Masserann tekniğiyle yapılan eğe çıkarma girişimlerinin dişten aşırı miktarda dentin uzaklaştırılmasına yol açtığı; bunun da perforasyon riskini artırdığı ve kök fraktürü direncinde azalmaya neden olduğu bildirilmektedir (Thirumalai et al., 2008). Bu tekniğin, eğimli, dar veya kalsifiye olmuş kanalların apikal üçlü gibi zorlu bölgelerinde değil; düz kök kanallarında uygulanması önerilmektedir (Ruddle, 2002; Thirumalai et al., 2008).

2.12.5 Meitrac Endo Safety System

Meitrac Endo Safety System (Hager & Meisinger, Neuss, Almanya)(Şekil 2.3) , kırık eğe ve postların çıkarılmasında dentin kaybını azaltmak amacıyla geliştirilmiş,

Masserann tekniğine benzer bir trepan frez sistemidir. Kırık parçaların çıkarılması için tasarlanmış 3 farklı çapta modelden oluşur (Meitrac I, II ve III) ve her bir sistem bir trepan frez ile 2 çıkarıcı tüp içerir.

Meitrac I, 0.15 ila 0.50 mm; Meitrac II, 0.55 ila 0.9 mm; Meitrac III ise 0.95 ila 1.5 mm uç çapındaki kırık eğelerin uzaklaştırılmasında kullanılır. Tüm Meitrac Endo sistemleri paslanmaz çelikten üretilmiştir. Bu nedenle sterilize edilebilir ve tekrar kullanılabilirler.

Trepan frez, tipik ters açılı düşük devirli yuvarlak freze benzer, ancak tüm uzunluğu boyunca içi boştur. Kırık eğenin çevresindeki dentini 1–2 mm derinliğe kadar uzaklaştırarak kırık parçanın koronal ucunu ortaya çıkarır; ardından açılan boşluğa bir çıkarıcı tüp yerleştirilir ve kırık parçayı içine sıkıştırarak çıkarılmasını sağlamaktadır (McGuigan et al., 2013a).



Şekil 2.3 Meitrac Endo Safety System

2.12.6 Instrument Removal System (IRS)

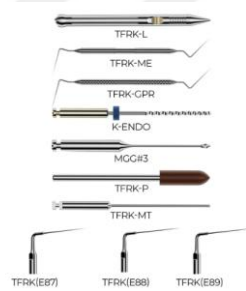
IRS (Dentsply Tulsa), Ruddle tarafından kök kanalından kırık eğelerin uzaklaştırılması amacıyla özel olarak tasarlanmıştır (Ruddle, 2002). IRS, koronal kısmı açığa çıkarılmış kırık eğenin, ultrasonik yöntemle kanaldan çıkarılması için kullanılır. Sistem, uç kısmında 45° açılı tüpler ve kesik yan penceresi bulunan, titanyum ve paslanmaz çelikten üretilmiş 4 adet çıkarıcı cihazdan oluşur. Sistem, bir mikrotüp ve içine yerleştirilen bir vidadan oluşmaktadır. Mikrotüpün uç

kısımında yer alan 45° eğimli kesik yan açıklık, kırık eğeyi yakalayacak şekilde tasarlanmıştır.

Mikrotüp, ultrasonik ile koronal kısmı 1.5–3 mm açığa çıkarılmış kırık eğeyi içine alacak şekilde kanala yerleştirilir ve vidanın mikrotüp içine yerleştirilmesiyle sıkı bir temas sağlanır. Mikrotüp, içine sıkışmış kırık eğeyle birlikte kanaldan çıkarılmaktadır (Kunhappan et al., 2012; Ruddle, 2002).

2.12.7 Terauchi File Retrieval Kit

Terauchi File Retrieval Kit (Woodpecker Medical Instrument Co. Ltd China) (Şekil 2.4), Terauchi ve arkadaşları tarafından geliştirilen yeni bir kırık alet çıkarma sistemi, ultrasonik uçlara ek olarak bir loop cihazı içermekte ve sistem ayrıca bir başlangıç platformu hazırlamada kullanılmak üzere modifiye edilmiş özel bir gates-glidden frezden oluşmaktadır. Buna ek olarak, gerektiğinde kırık eğenin etrafında oluk açmak için bir trepan frez ve kırık aleti lokalize etmek için bir mikro explorer içermektedir (Terauchi et al., 2007).



Şekil 2.2 Terauchi File Retrieval Kit

1-TFRK-Gutta-Perka Çıkarma El Aleti (TFRK-GPR)

Paslanmaz çelikten yapılmaktadır, %4 koniktir. Kanalin eğriliğine uyacak şekilde önceden eğim verilebilmektedir.

Her iki ucunda delta koniler (maksimum çap: 0,35 mm) vardır. Dolgu malzemesi kalıntılarının çıkarılması ve sınırlı bir alanda nekrotik pulpa dokusunun veya kalıntıların çıkarılması için kullanılmaktadır. Daha küçük piramit ucu, gutta-perkayı kanal duvarından kazımayı kolaylaştırabilmektedir.

2-TFRK-Mikro-Explorer (TFRK-ME)

Paslanmaz çelikten yapılmış 0,1 mm çaplı çift uçlu, %6 koniklikte, pürüzsüz yüzeyli keskin bir explorer olarak tanımlanmaktadır. TFRK-ME, kurvatürlü kanalları atlatmak ve basamakları taramak için pürüzsüz yüzeyli son derece ince mızrak biçimli uçlara sahiptir. Bu alet, TFRK uçlarının kullanımdan önce olduğu gibi önceden bükülebilmesi için kanalın eğriliğine uyacak şekilde bükülebilmektedir. Kanaldaki kırık alete koronal olarak bir basamak oluştuğunda, TFRK-ME orijinal kanalı bulmak için kullanılabilir ve basamaklar birkaç itme-çekme darbesiyle azaltılabilmektedir.

3-TFRK-Mikro-Trefin frezi (TFRK-MT)

MT'nin iç çapı 0,5 mm iken MT'nin dış çapı 0,8 mm'dir. Kanalın eğriliği $< 15^\circ$ ve kırık eğenin koronal çapı 0,45 mm den küçük olduğunda TFRK-MT kullanılabilir. MT'nin iç derinliği, kırık eğenin 1 mm'lik bir kısmını açığa çıkarmak için 1 mm'dir. Kırık ege üzerinde 2500 rpm'de dönen MGG No. 3 ile kanal genişletildikten sonra kırık eğenin 1 mm'lik koronal kısmını açığa çıkarmak için MT'yi kısa bir giriş/çıkış hareketiyle 600 rpm'de saat yönünün tersine döndürülmektedir. Kanalın eğriliği $>15^\circ$ ise, kırık eğenin kanalını genişletmek için No. 60/02 konik esnek NiTi döner ege kullanılması gerekmektedir.

4-Modifiye Gates Glidden Frezi #3 (MGG #3)

GG frezi #3'ün pilot ucu, MGG #3'ün uç çapı 0,45 mm olduğundan, kırık eğeye kadar kök kanalının en az 0,45 mm'ye genişletilebilmesi için kesilir. Huni şekli oluşturmak için dış duvara karşı fırçalama hareketiyle saat yönünde kullanılmaktadır.

5-Martensitik fazlı NiTi Döner Alet K-Endo (K6 N60 2% L25)

NiTi eğeler, 37°C 'de %2 konikliktedir. Kırık eğenin koronal çapı $>0,45$ mm veya kanalın eğriliği $>15^\circ$ ise, bu döner aleti kullanarak kanalı dakikada 500 devirde saat yönünün tersine kırık eğeye doğru genişletilmektedir.

6-Kırık Ege Çıkarma Uçları (E87, E88, E89)

TFRK-Katana V/H, kırık eğenin iç duvarında 90 derecelik yarım daire oluk oluşturmak için son derece ince kılıç şeklindeki bir uçla tasarlanmaktadır. Kanalın eğriliğine uyacak şekilde önceden eğrilebilmektedir. Düz yüzey kanal duvarının içinden kırık eğeye doğru yönlendirilmiş şekilde ultrasonu etkinleştirilmektedir.

7-TFRK-Loop (TFRK-L: Yoshi Loop)

Kırık ege 4,5 mm'den uzun olduğunda veya kırık ege çıkarma girişimleri sırasında 10 saniye içinde ultrasonikle çıkmadığında, ultrasonikle hazırlık olarak gevşettikten sonra kırık egeyi çıkarmak için kullanılmaktadır. Loopun boyutu, kırık egenin çapına göre ayarlanmaktadır, endodontik bir prob ile eğelenmiş ve kırık ege üzerine ilmeğin yerleştirilmesini kolaylaştırmak için 45 derecelik açıyla bükülmektedir. Halka kanül değiştirilebilmektedir. Hasarlı ilmik, yeni bir ilmikle hızlı ve kolay bir şekilde değiştirilebilir. İki halka tel boyutu mevcuttur: 0,12 mm ve 0,08 mm, farklı kök kanal çapları ve mukavemetleri olan farklı klinik durumlar için uygundur. İlmigi destekleyen mikrotüpün maksimum çapı 0,5 mm'dir ve uzunluğu 23 mm'dir. Mikrotüp, kök kanalına kolay yerleştirme için önceden kavislendirilebilmektedir.

2.12.8 Micro-Retrieve & Repair System (Trepan Frez)

Micro-Retrieve & Repair System, kırık ege çıkarımı sırasında dentin kaybını azaltmak amacıyla geliştirilmiş küçük çaplı bir trepan frez tekniğidir (Superline NIC Dental, Shenzhen, Çin). Sistem, 5 farklı boyutta trepan frezlerden (dış çapları 0.70–1.26 mm, iç çapları 0.40–0.86 mm arasında değişmektedir) ve ilgili boyutlara uygun, çalışma uzunluğu boyunca yan oval pencerelere sahip mikrotüp uçlardan oluşmaktadır (Meng et al., 2020; Yang et al., 2017).

Doğrudan mikroskobik görüş altında, düz hatlı erişimi ve görünürlüğü artırmak amacıyla, kırık parçanın en koronal kısmında, kırık egenin çapına göre önceden seçilmiş modifiye Gates Glidden frezler kullanılarak bir çıkarma platformu hazırlanmaktadır (Ruddle, 2002).

Saat yönünün tersine dönecek şekilde (500 rpm) endodontik motorla çalışan bir trepan frez kullanılarak, kırık parçanın 1–1.5 mm uzunluğundaki koronal kısmı açığa çıkarılır. Kırık parça, trepan frezin içine sıkıştırarak kendiliğinden dışarı çıkabilir. Dışarı çıkmadığı durumda, kullanılan trepan freze karşılık gelen boyutlarda bir mikrotüp kanala yerleştirilir ve açığa çıkan parçanın üzerine konumlandırılır. Tutma sapı üzerindeki kaydırmalı düğmeye basılarak, mikrotüp ucundaki yan oval pencere bölgesinde kama etkisiyle parça kavranır ve kilitlenir. Kırık parça mekanik olarak tutulduktan sonra, tüm sistem yavaşça kanaldan çıkarılmaktadır (Meng et al., 2020; Yang et al., 2017).

2.12.9 Diğer Kırık Alet Çıkarma Teknikleri

Separated Instrument Removal System (SIR)

Trepan frezler veya ultrasonik sistem ile kırık eğenin koronal ucu 1.5–2 mm açığa çıkarıldıktan sonra, yapışkanlı esnek yumuşak tüp kırık eğe üzerine yerleştirilerek yapışma sağlanır. Yapıştırıcı materyal sertleştikten sonra kırık eğe koronal yönde hareket ettirilmektedir (Madarati et al., 2010b).

Endo Ekstraktör Sistem

(Roydent Dental Products, Johnson City, ABD) iç çapı 0.80 mm ve dış çapı 1.6 mm olan paslanmaz çelikten sterilize edilebilir içi boş trepan frezlerden ve dış çapı 1.5 mm olan, beyaz, sarı ve kırmızı renklere sahip 0.30, 0.50 ve 0.70 mm çaplarında 3 farklı çıkarıcı tüpten oluşmaktadır. Trepan frez ile parçanın koronal segmenti açığa çıkarıldıktan sonra, önceden seçilmiş çıkarıcı üzerindeki 6 pençe kırık parçanın trepanize edilmiş koronal segmentini çevresel olarak eşit kuvvetle kavrar ve çıkarım sırasında sıkı bir çekme kuvveti uygulanarak dışarı alınır. Endo Extractor sisteminin başlıca dezavantajları, sınırlı alet boyutu seçenekleri ve çıkarım sırasında burulma kuvveti uygulanması durumunda çıkarıcı üzerindeki tırnakların kırılma olasılığıdır (Madarati et al., 2010b).

Tel Loop Tekniği

Bu teknik, kırık eğenin etrafının bir tel halka ile çevrilerek çıkarılmasını amaçlar. Bu teknikte, dış çapı 0.46 mm olan tek kullanımlık 25 G diş enjeksiyon iğnesi; çapı 0.14 mm olan 12–15 cm uzunluğunda çelik tel ve küçük bir hemostatik pens kullanılır. Tekniğin mucidi tarafından klinik deneyimle elde edilen ipuçları dikkate alındığında, etkinliğin artırılabilceği belirtilmektedir (Roig-Greene, 1983).

Örme Tekniği

Bu teknik, birçok Hedström eğesinin kullanıldığı bir kırık eğe çıkarma yöntemidir. Bu yöntemde, Hedström eğeleri kırık eğeyi baypas edecek şekilde yerleştirilir, kırık parçayı kavrayacak şekilde döndürülür ve tek bir ünite olarak geri çekilerek çıkarılmaktadır (Terauchi et al., 2006).

Yumuşatılmış Gutta Perka Tekniği

Bu basit teknikte, düz hatlı erişimi engelleyen ve doğrudan görüşe izin vermeyen zor ulaşılan bölgelerde gevşek şekilde yerleşmiş parçalar, yumuşatılmış gutta perka kullanılarak çıkarılır. Rahimi & Parashos (Rahimi & Parashos, 2009) bu tekniği şu şekilde uygulamıştır: Bir gutta perka konisinin apikal 2–3 mm'lik

kısmı yaklaşık 30 saniye boyunca kloroform içinde bekletilmiş, ardından kanala yerleştirilmiş ve yaklaşık 3 dakika boyunca sertleşmesi beklenmiştir. Daha sonra gutta perka ipi ve kırık parça, dikkatli saat yönü ve tersine çekme hareketleriyle başarıyla çıkarılmaktadır (Rahimi & Parashos, 2009).

Hipodermik Cerrahi İğne Tekniği

Bu, özel ve karmaşık ekipmanlara gerek duyulmaksızın kök kanalından kırık eğelerin çıkarılmasında başarılı olabilecek basit ve düşük maliyetli bir yöntemdir. Bu teknikte, kesilmiş hipodermik cerrahi iğneler mikrotüp olarak kullanılır. Yapıştırıcı ve Hedström eğelerle birlikte kullanılan modifikasyonları bulunmaktadır (Andrabi et al., 2013; Monteiro et al., 2014).

Multisonic Ultratemizleme Sistemi (GentleWave System)

(Sonendo, Orange County, CA, ABD), oklüzal diş yüzeyine yerleştirilen el aleti aracılığıyla kök kanal sistemi boyunca sürekli irrigasyon ile negatif basınç oluşturarak kırık eğeyi çıkarmayı amaçlamaktadır. Kırık eğelerin kök kanalından uzaklaştırılmasıyla ilgili etkinliği, yapılan çalışmalarda değerlendirilmektedir (Wohlgemuth et al., 2015).

Elektrolitik Teknik

Bu teknik, kırık parçayı elektroliz yoluyla kısmen ya da tamamen çözerek, kanalın orijinal yolunun apexe kadar yeniden oluşturulmasına olanak sağlar. Bu amaçla, anotun alet parçası ile temas edecek şekilde elektrot sistemi kök kanalına yerleştirilir. Bu tekniğin başlıca dezavantajları, özel ekipman ihtiyacı, elektrolitte asit kullanımı ve paslanmaz çelik eğelerle sınırlı etkinliktir. Ormiga ve ark. (Ormiga et al., 2010) , bu tekniği NiTi aletler üzerinde florür ortamında test etmiş, ancak etkinlik için 6 saat gerektiğini belirtmişlerdir. Bu kadar uzun süreli bir yöntemin klinik olarak uygulanabilir görünmediği bildirilmektedir.

Lazer Destekli Kırık Eğe Çıkarma

Laboratuvar çalışmalarında test edilen Neodimyum katkılı Yttrium Aluminum Garnet lazerler (Nd:YAG lazerler), kırık eğe parçalarının 5 dakikadan kısa sürede başarıyla çıkarılabildiğini ileri sürmektedir (Hagiwara et al., 2013).

2.13 Kırık Aletin Çıkarılması veya Bypass Edilmesi Sırasında

Komplikasyonların Yönetimi

Kök kanallarındaki kırık aletlerin yönetimi, özellikle dar ve eğimli kanallarda potansiyel komplikasyonlar oluşturabilir. Bu riskler, tedavi başarısı ile olası olumsuz sonuçlar arasında dikkatli bir denge kurulmasını gerektirir. Bu bölüm, endodontistlerin kırık alet çıkarımı sırasında karşılaşılabileceği zorlukları etkili şekilde yönetmelerine, riskleri azaltmalarına ve klinik sonuçları iyileştirmelerine yardımcı olabilecek komplikasyonları özetlemektedir. Aşağıda, kırık alet çıkarılması veya bypass edilmesi girişimleri sırasında ortaya çıkabilecek komplikasyonlar ve bunlara yönelik yönetim stratejileri yer almaktadır:

2.13.1 Dişe Bağlı Komplikasyonlar

• Kök Perforasyonu

Kök perforasyonu, SI yönetiminde önemli bir komplikasyondur (Fu et al., 2011; Nevares et al., 2012). Kök kanal duvar bütünlüğünün zarar görmesi, dişin prognozunu ciddi şekilde etkileyebilmektedir (Nevares et al., 2012). Kırık alet apekse ne kadar yakınsa perforasyon riski o kadar artmaktadır (Souter & Messer, 2005). SI çıkarımında kullanılan bazı teknikler, örneğin çalışma platformu hazırlamak için modifiye GG frezler veya baypas için küçük eğelerin kullanımı perforasyona yol açabilmektedir. Perforasyonlar genellikle kanal eğrisinin iç duvarında meydana gelir; dış kısımda ise baypas girişimleri basamak oluşumuna ve ardından kök perforasyonuna neden olabilmektedir. Kök perforasyonunu önlemek için, aletin konumunu ve kalan dentin kalınlığını belirlemeye yönelik preoperatif radyografik değerlendirme içeren dikkatli bir tedavi planlaması gereklidir. Baypas yapılacak tarafın seçimi, kök kanal eğriliği ve anatomisi göz önünde bulundurularak perforasyon riski en aza indirilmektedir. Ayrıca, dentinin aşırı incelmelerini önlemek için ultrasonik aletlerin dikkatli kullanılması gerekmektedir. Uygun aydınlatma, büyüme ve kuru çalışma alanı, çıkarım sırasında görüş ve hassasiyeti artırmaktadır.

• Diş Yapısının Aşırı Uzaklaştırılması

Kırık aletin çıkarılması sırasında diş yapısının aşırı uzaklaştırılması sık görülen bir komplikasyondur (A. Madarati et al., 2008c; A. A. Madarati et al., 2008; Souter & Messer, 2005). Daha fazla dentin uzaklaştırılması, kırık parçanın gevşetilmesi ve çıkarılmasında başarıyı artırabilse de, dişin yapısal bütünlüğünü

zayıflatmaktadır (Madarati et al., 2009). Araştırmalar, kök kanalının koronal üçlüsünden SI çıkarımının fraktür direncini etkilemediğini göstermektedir (Madarati et al., 2010b). Ancak kökün daha derin bölgelerinden yapılan çıkarımlar, dikey kök fraktürü riskini artırabilmektedir (Fu et al., 2019; Souter & Messer, 2005). SI çıkarımına yönelik her yöntem, dentin dokusunun korunmasını ve minimal invaziv yaklaşımları önceliklendirmelidir. Bu komplikasyonu önlemek için, endodontistlerin yüksek büyütme, uygun aydınlatma, kuru çalışma ortamı ve küçük ultrasonik uçlarla kontrollü dentin uzaklaştırma yapması gerekmektedir.

● Diş ve Periodontal Dokularda Termal Hasar

Uygun soğutma olmadan kullanılan ultrasonik aletler, kökün dış yüzeyinde aşırı ısı artışına neden olabilir ve bu durum periodontal ligament ve çevre alveolar kemiğe zarar verebilmektedir (Walters & Rawal, 2007). Çoğu durumda, SI çıkarımı sırasında ultrasonik uçlar soğutmasız kullanılır. SI çıkarımı sırasında ultrasonik kaynaklı sıcaklık artışının zararlı etkileri çeşitli çalışmalarda değerlendirilmiştir (A. A. Madarati et al., 2008; Madarati et al., 2009). Kök dış yüzeyindeki sıcaklık artışı; kök kanal duvar kalınlığı, ultrasonik uç tipi, güç ayarı ve uygulama süresi gibi faktörlerden etkilenmektedir (A. A. Madarati et al., 2008). Daha büyük ultrasonik uçlar, küçük uçlara kıyasla daha fazla sıcaklık artışı oluşturur; ancak her boyuttaki uçların uzun süreli kullanımı sıcaklığı anlamlı derecede artırabilir. Ultrasonik ucun SI ile temasında oluşan sürtünme, dentinle olan temastan daha yüksek sıcaklık artışı yaratır (Madarati, 2015). Aşırı sıcaklık artışını önlemek için, ultrasonik güç ayarları düşürülmeli, küçük ultrasonik uçlar tercih edilmeli, aralıklı kullanım sağlanmalı ve sık sık irrigasyon uygulanarak ısı dağılımı sağlanmalıdır.

2.13.2 Aletle İlgili Komplikasyonlar

● İkinci Aletin Kırılması

Baypas girişimi sırasında, ikinci bir alet SI ile dentin arasında sıkışabilmektedir. Bu durum, aletin dayanma sınırını aşarak, kanalda ikinci bir alet kırılmasına yol açabilmektedir. Bunu önlemek için, alet kullanımı sırasında uygulanan gücün dikkatle kontrol edilmesi gerekir. Dönerek çalışan NiTi aletler, stres kaynaklı kırılmaya daha yatkın oldukları için baypas tekniği için özellikle uygun değildir (Fan et al., 2025).

- Orijinal Aletin Kırılması

Ultrasonik aletler gibi yüksek enerjili işlemler, orijinal aletin koronal kısmının ayrılmasına neden olabilmektedir. Bu risk, aletin materyaline bağlıdır; örneğin, NiTi aletler paslanmaz çelik aletlere göre ikincil ayrılmaya daha yatkındır. NiTi aletlerle çalışırken, ultrasonik uçlar düşük güçte çalıştırılarak ayrılma riski azaltılmalıdır. Ayrıca, mikrotüp ve loop teknikleri gibi yöntemler, SI'ın güvenli şekilde çıkarılmasını sağlayarak ek komplikasyonları en aza indirebilmektedir (Fan et al., 2025).

- SI'ın Kök Kanalının Daha Derinine İtilmesi

Ultrasonik enerji, özellikle uç SI'ın koronal ucuna yerleştirildiğinde (yanına değil), gevşek yerleşimli paslanmaz çelik veya NiTi enstrümanları istemeden kök kanalının daha derinine itebilmektedir. Apikal foramen yeterince genişse, alet periapikal dokulara taşabilmektedir. Bu durumu önlemek için, özellikle SI kanalın apikal üçlüsünde bulunuyorsa, alete apikal yönde baskı uygulanmamalıdır (Fan et al., 2025).

- SI'ın Başka Bir Kök Kanalına Yer Değiştirmesi

Kırık parça ultrasonik enerji ile gevşetildikten sonra, irrigan akışı nedeniyle aynı dişin başka bir kök kanalına istemsiz olarak yer değiştirebilir. Bu tür durumlarda, yer değiştirmiş enstrüman genellikle irrigasyon, aspirasyon veya nemli bir steril kağıt kon ile alınabilmektedir. Parçanın başka bir kanala geçmesini önlemek için, çok kanallı dişlerde diğer açık kök kanal ağızlarının pamuk pelet, gutta-perka veya uygun başka materyallerle geçici olarak kapatılması önerilmektedir (Fan et al., 2025).

2.14 Gelecek Yönelimler

Yapay zekâ (YZ), biyomühendislik ve nanoteknoloji gibi gelişmekte olan teknolojiler, endodontik uygulamaları dönüştürmekte ve daha yüksek doğruluk ve öngörülebilirlik ile alet kırılmasını önlemeye ve yönetmeye yönelik yeni stratejiler sunmaktadır (Setzer et al., 2024).

2.14.1 Endodontide Yapay Zekâ (YZ)

Yapay zekâ, dental kliniklerde uygulanmaya başlanmış olup, ileri düzey görüntüleme analizleri yoluyla preoperatif değerlendirmeyi geliştirerek endodontistlere yardımcı olmakta ve kompleks kök kanal sistemleri içerisinde kırık

aletin hassas bir şekilde lokalize edilmesini sağlamaktadır (Buyuk et al., 2023; Özbay et al., 2024).

CBCT ile entegre YZ destekli tanı araçları, gerçek zamanlı, yüksek çözünürlüklü görüntüleme sağlayarak çıkarma stratejilerine ilişkin kararların daha doğru verilmesini kolaylaştırabilmektedir (Estrela et al., 2025).

Ayrıca, YZ destekli endodonti, bilgisayar destekli navigasyon sistemleri ve robot destekli endodontik mikrocerrahi gibi uygulamalar, tedavi sırasında hassasiyeti artırarak fazla dentin uzaklaştırılması ve komplikasyon riskini azaltabilmektedir (Fu et al., 2025).

Bununla birlikte, büyük veri setleriyle eğitilmiş makine öğrenimi modelleri; kullanılan enstrüman tipi, kök kanal eğriliği ve hastaya özgü anatomik faktörlere dayalı olarak alet kırılma riskini öngörebilir; böylece tanısal doğruluğun artırılmasına katkı sağlayabilmektedir (Çatmabacak & Çetinkaya, 2025).

2.14.2 Biyomühendislik ve Nanoteknoloji Uygulamaları

Biyomühendislik ve nanoteknoloji alanındaki gelişmeler, alet kırılmasının yönetimine yönelik akıllı araçların ve terapötik stratejilerin geliştirilmesine katkıda bulunmaktadır.

Bilgisayarlı modelleme yoluyla tasarlanan, minimal invaziv ve akıllı geri alma cihazlarının geliştirilmesi, daha konservatif ve etkili çıkarımları mümkün kılmaktadır. NiTi enstrümanlara uygulanan nanoparçacık bazlı kaplamaların, yüzey sürtünmesini azaltarak, yorgunluk direncini artırdığı ve alet kırılma insidansını azalttığı gösterilmektedir (Afkhami et al., 2024; Silva et al., 2023).

Ayrıca, nanomalzemeler ve biyolojik olarak aktif materyaller (örneğin; kayganlaştırıcılar, irrigantlar, kanal dolgu materyalleri ve silerler), kendilerine özgü mekanik ve kimyasal özellikleri sayesinde kırık aletin çıkarılmasından sonra kanal dezenfeksiyonu ve obtürasyon etkinliğini artırmaktadır (Afkhami et al., 2024; Par et al., 2024; Silva et al., 2023) .

Endodontide mikrorobotik alanındaki son gelişmeler ise, anatomik olarak zor bölgelerde kök kanal dezenfeksiyonunu ve biyofilm eradikasyonunu iyileştirmektedir (Babeer et al., 2024).

2.15 Dental Operasyon Mikroskobu

Kırık eğelerin kök kanallarından uzaklaştırılması sırasında, kırık parçanın görülebilmesi için operasyon mikroskobu ile yapılan aydınlatma ve büyütme oldukça önemlidir (Ward et al., 2003). İyi bir görüş alanı, kırık ege çıkarımı sırasında uzaklaştırılan dentin miktarının kontrol edilmesine, işlem sırasında kanalın merkezinde kalınmasına ve ultrasonik ucun kırık eğenin yanına doğru şekilde yerleştirilmesine olanak tanır. Operatör operasyon mikroskobu kullandığında, komplikasyon ve başarısızlık olasılığı en aza indirilmektedir (Terauchi et al., 2007).

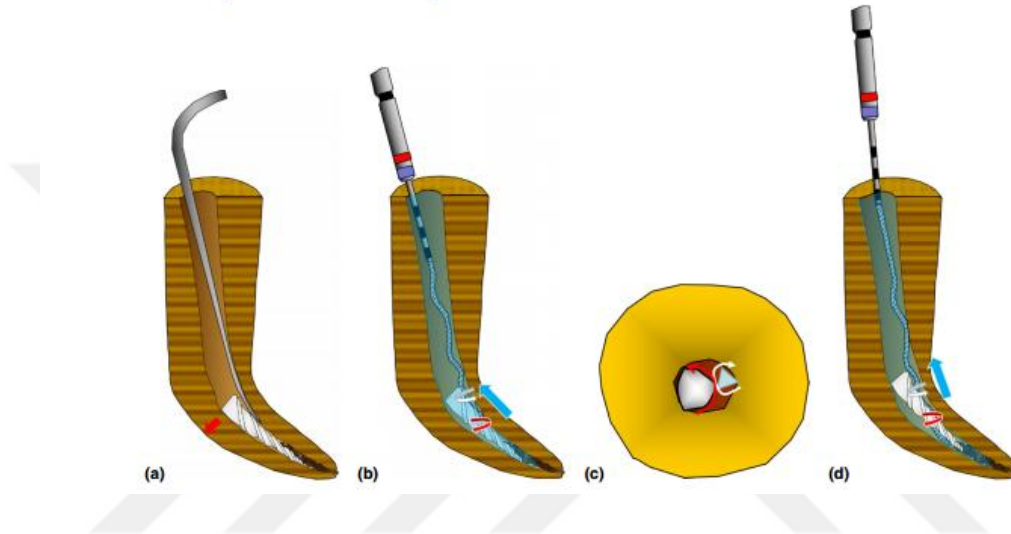
2.16 Xp-Endo Shaper

XP-endo Shaper (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Switzerland) ise eğenin vücut sıcaklığında 27/.01 boyutundan $\geq 30/.04$ 'lük daha büyük bir konikliğe genişlemesine izin veren 15 numaralı güçlendirici uca sahip yeni bir ısıtım işlem görmüş MaxWire alaşımından yapılmış benzersiz bir döner ege sistemi olarak tanımlanmaktadır (Azim et al., 2017).

XP-endo Shaper, kanal içinde saat yönünde döndürülürken eğenin genişletilebilirliği göz önüne alındığında aletin geri çıkarılmasına izin verdiği literatürde bir çalışmada bildirilmiştir. Oda sıcaklığında martensitik fazda düzdür ve ostenitik faza dönüşüm nedeniyle kanal içi (vücut) sıcaklığına maruz kaldığında $\geq .04$ 'lük bir konikliğe sahip kaşık benzeri bir şekle genişlemektedir. Bu durum aletin kanal duvarlarına geniş bir şekilde dokunmasına ve preperasyonuna veya kök kanalının içinde kırık alet boyunca ince bir boşluk varsa gevşemiş kırık aleti döndürmesine olanak tanımaktadır. XP-endo Shaper eğesinin, serbestleştirilmiş kırık aletin yanında saat yönünde dönmesi, kırık aletin saat yönünün tersine dönmesine neden olur ve kırık aletin koronal yönde hareket ederek vidalarının gevşemesini kolaylaştırabilir. Bu hareket, XP-endo Shaper eğesinin kırılmasını önleyen bitkisel veya silikon yağı kullanılarak kolaylaştırılabilir.

XP-endo Shaper'ın bir sınırlaması, daha küçük konikliği nedeniyle geleneksel NiTi döner aletlerle karşılaştırıldığında torsiyonel yorulmaya karşı düşük direncidir (Silva 2018). Bu sebeple torsiyonel ve döngüsel yorgunluğu azaltmak için XP endo shaper eğesinin kırık alet boyunca 3–5 mm yukarı/aşağı vuruşlarla nispeten yüksek bir hızda (>2000 rpm) döndürülmelidir.

Ayrıca, kısa yukarı/aşağı vuruşlar, enstrümanın alınmasını kolaylaştırmak için dikey hareket sağlamaktadır. Dönme hızının etkisi üzerine yapılan son çalışmalar, XP-endo Shaper'ın 3000 rpm'de döndürüldüğünde, 1000 rpm'de döndürüldüğünden dar kanallarda, enstrümantasyonun daha verimli ve daha güvenli bir şekilde ilerlemesine izin verdiğini göstermiştir. XP-endo Shaper bu ilerleme hareketini, küçük kök kanal boşluğunu eğim etrafında takip ederek kırılan enstrüman ile iç duvar arasında oluşturulan boşluğa komplikasyonlara sebep olmadan yapmaktadır (Azim et al., 2018; Webber et al., 2020).



Şekil 2.3 Ultrasonik sistem ile kombine XP-endo Shaper ile kırık alet çıkarma aşamaları (a) 4,5 mm'den uzun olan gevşemiş kırık enstrüman dış duvara yaslanır ve kırık enstrümanın etrafında ultrasonik uçlar yardımıyla boşluk oluşturulur.

(b) Yağ varlığında kırık enstrümanın yanındaki boşlukta daha yüksek bir hızda dönen XP-endo Shaper

(c) Kırık enstrümanın yanında saat yönünde dönen XP-endo Shaper, onu koronal yönde gevşetmek için saat yönünün tersine döndürür.

(d) Kırık enstrüman saat yönünün tersine dönerek koronal yönde kanal duvarlarına tırmanır. Kırık enstrüman kök kanalından çıkar

Tüm bu özellikler ele alındığında, XP-endo Shaper, uygun bir yağ varlığında yüksek hızda rotasyonla aletin çıkarılması için, özellikle de loop yerleştirme alanı olmayan dış kanal duvarına yaslanmış >5,7 mm kırık aletler için kullanılabilir (Terauchi et al., 2022).

3. MATERYAL ve YÖNTEM

3.1 Etik Onay

Bu in vitro çalışma, Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından onaylanmıştır (Karar No:2025/19, Tarih:21.01.2025). Araştırma, Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı laboratuvarlarında gerçekleştirilmiştir. Bu in vitro çalışma, TÜBİTAK 1002 - Hızlı Destek Programı kapsamında, 1002-B Acil Destek Modülü çağrısı altında desteklenmiştir (Proje No: 854993).

3.2 Güç Analizi ve Örneklem Büyüklüğü

Bu çalışmada, üç farklı kırık alet çıkarma tekniğinin etkinliklerinin karşılaştırılması amaçlandığından, istatistiksel analizlerde gruplar arası farkların değerlendirilmesi için tek yönlü varyans analizi (ANOVA) planlanmıştır. Araştırmanın örneklem büyüklüğü, daha önce benzer tasarımla yapılan çalışmalar incelenerek belirlenmiştir.

Örneklem büyüklüğü hesaplamasında G*Power 3.1.9.2 istatistik programı kullanılmıştır (Faul et al., 2009). Terauchi ve arkadaşlarının (Terauchi et al., 2007) çalışmasından elde edilen veriler (grup ortalamaları: $8,1 \pm 4,4$; $16,1 \pm 9,3$; $24 \pm 16,8$) esas alınarak Cohen'in f etki büyüklüğü 0,6389 olarak hesaplanmıştır. Güç analizi %95 güven düzeyi ($\alpha=0,05$) ve %95 test gücü ($1-\beta=0,95$) ile gerçekleştirilmiştir. Yapılan analiz sonucunda, minimum örneklem sayısı her grup için 14 birey olarak belirlenmiştir. Ancak çalışmada deneysel koşullarda meydana gelebilecek örnek kayıpları ve istatistiksel güvenilirliğin artırılması amacıyla her grup için 20 örnek dahil edilmiştir. Böylece toplam örneklem sayısı $n=60$ olarak planlanmıştır.

3.3 Numune Seçimi ve Hazırlığı Dişlerin Temini ve Saklanması

Çalışmada, çeşitli nedenlerle (ortodontik, periodontal, travmatik) çekilmiş, tek köklü ve tek kanallı mandibular küçük azı dişleri kullanıldı. Hiçbir diş yalnızca araştırma amacıyla çekilmemiştir (Şekil 3.1). Dişler, steril fizyolojik salin içerisinde laboratuvara transfer edilmiş, ardından %3 NaOCl solüsyonunda 24 saat bekletilerek dezenfekte edilmiştir. Kullanım öncesine kadar %10 formalin solüsyonu içerisinde saklanmıştır.



Şekil 3.1 Çalışmada Kullanılan Örnek Dişler

3.4 Dahil Etme Kriterler

- Tek köklü, tek kanallı mandibular küçük azı dişi olması
- Kök gelişiminin tamamlanmış olması
- Daha önce endodontik, beyazlatma veya restoratif işlem uygulanmamış olması
- Radyografik olarak kanal sürekliliğinin görülmesi

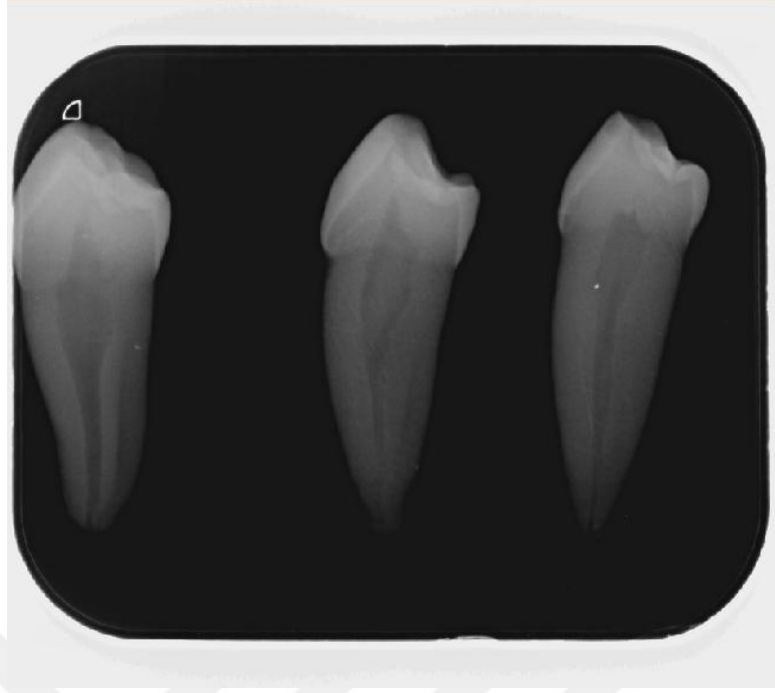
3.5 Hariç Tutma Kriterleri

- Anormal kanal morfolojisi, obliterasyon, bifurkasyon
- Önceden yapılmış herhangi bir tedavi girişi
- Restorasyon, çürük, kırık veya perforasyon varlığı
- Apikal erişimi engelleyen tıkaç ya da geniş apeks durumu

3.6 Radyografik İnceleme ve Standardizasyon

Tüm örnekler için mesiodistal ve bukkolingual açılardan periapikal radyografiler alındı. Bu radyografiler ile kanal morfolojisi değerlendirilmiş, tek kanal varlığı doğrulandı (Şekil 3.2). Ayrıca dental operasyon mikroskobu (ZUMAX OMS 3200, China) altında $\times 20$ büyütme ile incelenerek çatlak veya dış defekt bulunmayan dişler seçildi.

Her bir dişin kron + kök toplam uzunluğu 20 ± 2 mm olacak şekilde standardizasyon sağlandı.



Şekil 3.2 Çalışmada kullanılan örnek dişlerin periapikal radyografik görüntüsü

3.7 Endodontik Erişim ve Kanal Şekillendirme

Steril elmas frez ve su soğutmalı aeratör kullanılarak endodontik erişim kavitesi hazırlandı. Kök kanalına #15 K-tipi el eğesi (Dentsply Maillefer) ile girilerek apikal açıklık kontrol edilmiş, çalışma uzunluğu apikal forameniden geri 1 mm alınarak belirlendi.

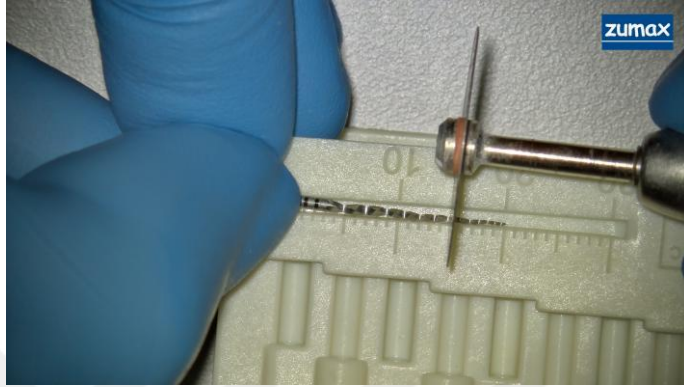
Kanal şekillendirme işlemi, Woodpecker Ai-Motor endomotor (Guilin Woodpecker Medical Instrument Co., Guangxi, Çin) (Şekil 3.3) ve ProTaper Next (Dentsply Maillefer) döner eğe sistemi ile X1 ve X2 eğeleri kullanılarak gerçekleştirildi. Her eğe değişiminde %5.25 NaOCl (Wizart, Türkiye) ve 30G yandan delikli enjektör yardımıyla irigasyon yapıldı.



Şekil 3.3 Woodpecker Ai-Motor endomotor (Guilin Woodpecker Medical Instrument Co., Guangxi, Çin)

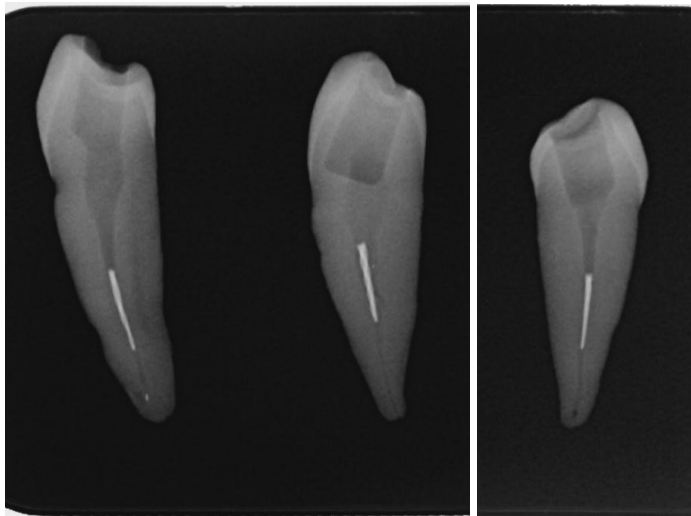
3.8 Kırık Alet Simülasyonu

Kanal şekillendirmesinin ardından, kırık alet simülasyonu gerçekleştirildi. ProTaper Next X3 eğesi, kanalın orta üçlüsünde kırılması planlanacak şekilde hazırlandı. Terauchi ve ark.'nın (Terauchi et al., 2007) tanımına uygun olarak, eğenin apikalinden 5 mm yukarıdaki bölge elmas separe ile çentiklenmiş ve eğe zayıflatıldı (Şekil 3.4).



Şekil 3.4 Endodontik eğe üzerinde separe diski ile 5 mm'de çentik açılmasının simülasyonu

Endomatora 300 rpm hızla bağlanan eğe, 15 mm derinliğe kadar kanala ilerletilmiş ve bu bölgede kırılması sağlandı. Kırığın konumu periapikal radyografi ile doğrulanmış (Şekil 3.5), uygun bölgede kırık oluşturulamayan dişler çalışma dışı bırakıldı. Ancak her grubun örnek sayısı 20 olarak sabit tutulmuş, başarısız örneklerin yerine yeni numune eklenmemiştir.



Şekil 3.5 Kök kanalı içerisinde kırık alet simülasyonunun radyografik görüntüsü

3.9 Deney Gruplarının Oluşturulması ve Kırık Alet Çıkarma İşlemi

Toplam 60 adet tek köklü ve tek kanallı insan alt birinci küçük azı dişi, rastgele atama yöntemiyle üç deney grubuna eşit olarak dağıtıldı. Her grup, farklı bir kırık alet çıkarma sisteminin uygulanacağı şekilde planlandı (Tablo 3.1.). Gruplar ve ilgili sistemler aşağıdaki tabloda sunulmuştur:

Grup	Numune Sayısı (n)	Kullanılan Sistem	Üretici Firma ve Ülke
Grup 1	20	Meitrac Endo Safety System	Hager & Meisinger, Almanya
Grup 2	20	Terauchi File Retrieval Kit (TFRK)	Woodpecker, Çin
Grup 3	20	XP-endo Shaper + Ultrasonik Sistem (Dr. Talal's Endo Kit)	WOODPECKER, Çin + FKG Dentaire, İsviçre

Tablo 3.1. Deney Grupları Ve Kırık Alet Çıkarma Sistemleri

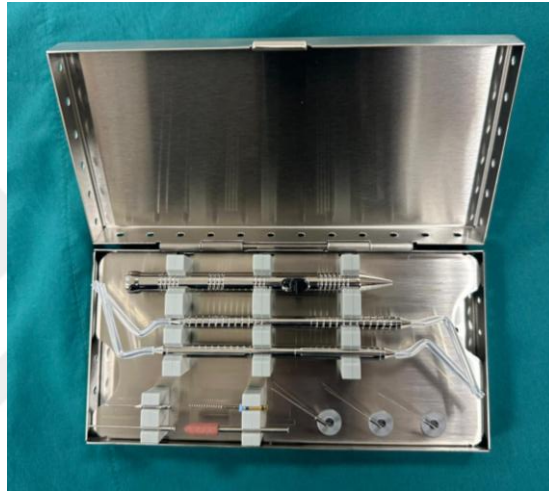
Tüm işlemler dental operasyon mikroskobu (ZUMAX OMS 2050 TRAINING MICROSCOPE, China) (Şekil 3.6) altında gerçekleştirildi. Kırık alet çıkarma işlemi, her sistemin üretici önerilerine uygun şekilde, sistemin kendi özel frezleri, ultrasonik uçları ve yardımcı aparatlar kullanılarak yapıldı.



Şekil 3.6 Çalışmada kullanılan dental operasyon mikroskobu

3.9.1 Terauchi File Retrieval Kit (TFRK) Deney Grubu

Çalışmamızda kırık aletlerin çıkarılması için Terauchi File Retrieval Kit(TFRK)(Woodpecker Medical Instrument Co., Guilin, Çin) (Şekil 3.7) kullanıldı. Bu sistem ultrasonik uçlar (ED87-ED88-ED89) ve loop mekanizmasından oluşan hibrit bir yapıya sahiptir. Kullanılan ultrasonik uçların etkinliğinin etkilenmemesi adına kırılan ultrasonik uçların yerine yeni ultrasonik uçlar kullanılmıştır. İşlem sırasında tüm aşamalar dental operasyon mikroskobu altında gerçekleştirildi.



Şekil 3.7 Çalışmada kullanılan Terauchi File Retrieval Kit (TFRK)

Kırık aletin uzaklaştırılması için önce Modifiye Gates Glidden Frezi #3 (MGG #3) (Şekil 3.8) ile 2500 RPM saat yönünde fırçalama hareketi ile giriş platformu hazırlandı.



Şekil 3.8 Kırık alet çıkarma işleminde kullanılan modifiye Gates-Glidden frezi

Ardından Dte D7 LED Işıklı ultrasonik cihaz (DTE, Çin) (Şekil 3.9) ve kit içindeki ultrasonik uçlar (ED87-ED88-ED89)(Şekil 15-17) kombine olarak kullanıldı.

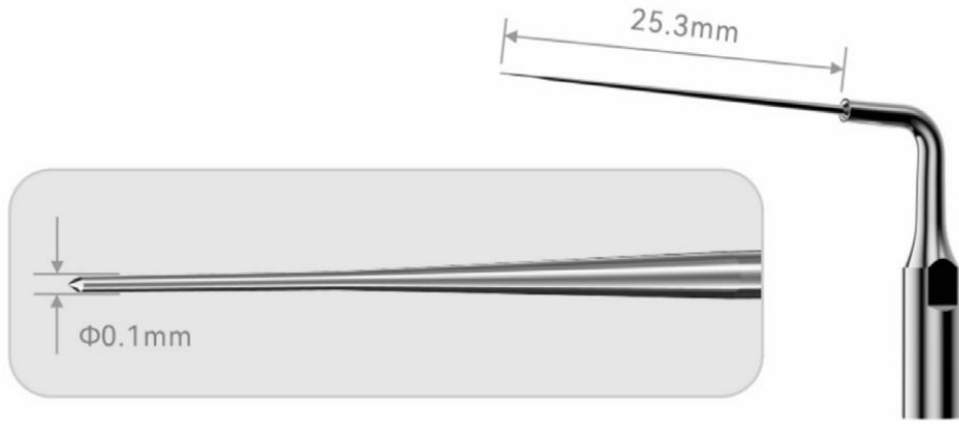


Şekil 3.9 Çalışmada kullanılan LED ışıklı ultrasonik cihaz (DTE D7)

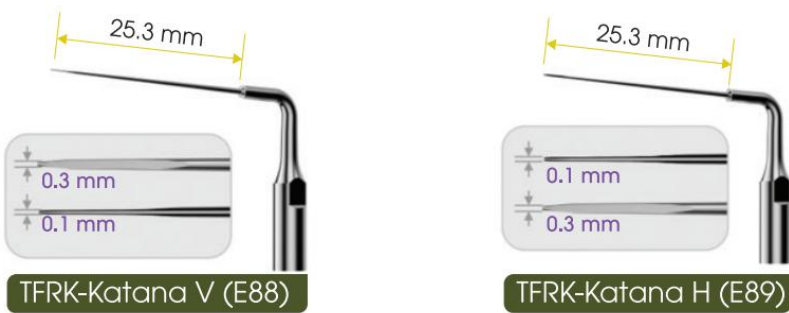
Giriş platformu hazırlanmasının ardından ilk aşamada, E88/ED88 veya E89/ED89 uçları ile kırık alet segmentinin yanına yarım daire formunda oluk açıldı. Bu uçlar genellikle dairenin yalnızca dörtte birlik kısmını kaldırabildiği için, yarım daire formunun tamamlanmasında E87/ED87 ucu kullanıldı. Ultrasonik preparasyon, dental operasyon mikroskobu altında kırık aletin mobilitesinin gözlenmesiyle sonlandırıldı.



Şekil 3.10 ED87-88-89 ultrasonik uçlar



Şekil 3.11 Kırık alet çıkarma işleminde kullanılan ED87 ultrasonik uç



Şekil 3.12 TFRK-Katana V (E88) ve TFRK-Katana H (E89) ultrasonik uçları

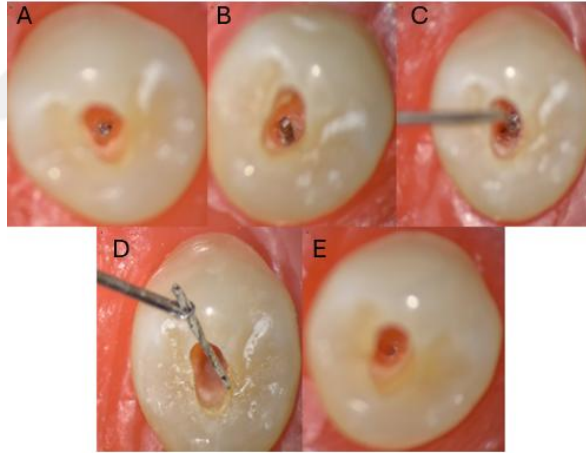
Bu aşamada çevresel dentin kaybını minimal tutmak amacıyla düşük güç ayarı tercih edilmiş, kısa aralıklarla irrigasyon yapıldı. Ultrasonik gevşetme sırasında, kırık aletin koronal kısmı mümkün olduğunca görünür hale getirildi.

Ardından, TFRK'nın en karakteristik bileşeni olan loop teli (Şekil 3.13) kanala ilerletilmiş ve kırık aletin koronal ucuna yönlendirildi.



Şekil 3.13 Kırık alet çıkarma işleminde kullanılan loop aparatı

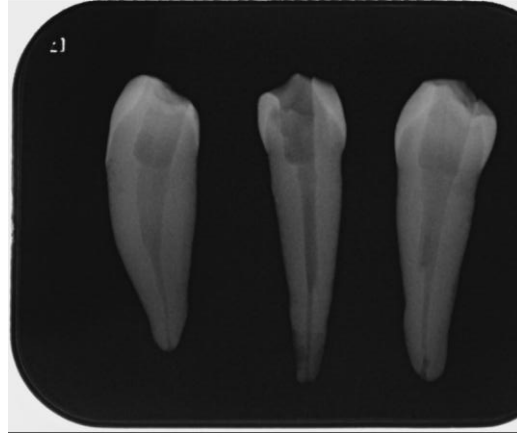
Mikroskop altında sağlanan büyütme ve koaksiyel aydınlatma sayesinde, loop telinin kırık aletin üzerine geçirilmesi sağlandı. Loop, sistemin özel kilitleme mekanizması ile sıkıştırıldıktan sonra, yavaş ve kontrollü çekim hareketleriyle kırık alet kanal içerisinden çıkarıldı (Şekil 3.14).



Şekil 3.14 Terauchi File Retrieval Kit (TFRK) ile kırık alet çıkarma işleminin aşamaları (A-E)

(A) Kök kanalı içinde kırık aletin görüntüsü (B) Ultrasonik uç ile kırık alet etrafında dentin uzaklaştırılmasından sonraki görünüm (C) Loop aparatı ile kırık aleti tutma aşaması (D) Loop aparatı ile kırık aletin yakalanması (E) Kırık alet çıkarıldıktan sonraki kök kanal görünümü.

Ardından işlem yapılan örneklerden kontrol periapikal radyografisi alındı (Şekil 3.15).



Şekil 3.15 Terauchi File Retrieval Kit (TFRK) ile kırık aletlerin çıkarılmasından sonraki radyografik görüntü

3.9.2 Meitrac Endo Safety System Deney Grubu

Çalışmamızda kırık aletlerin uzaklaştırılması için kullanılan yöntemlerden biri Meitrac Endo Safety System (Hager & Meisinger GmbH, Almanya) (Şekil 3.16) olmuştur. Sistem, mikrotüp (trepan) ve ekstraktör kombinasyonuna dayalı bir yaklaşıma sahiptir ve işlemler tüm örneklerde dental operasyon mikroskobu altında gerçekleştirildi.

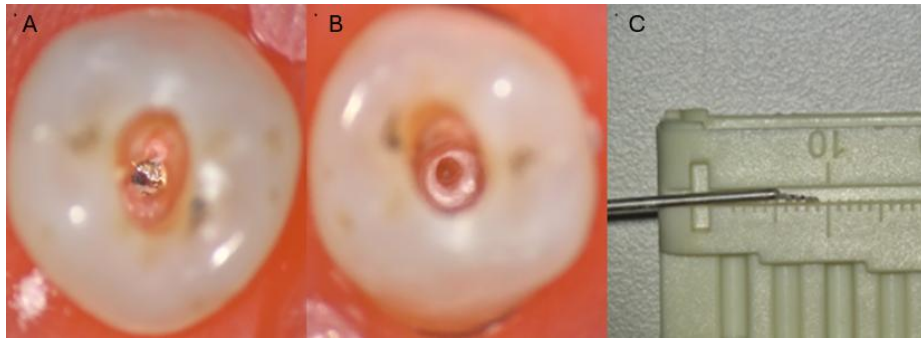


Şekil 3.16 Çalışmada kullanılan Meitrac Endo Safety System (Hager & Meisinger, Almanya)

Öncelikle kırık alete doğrudan ulaşılabilen düz bir giriş hattı sağlanmış ve her örnekte staging platform hazırlandı. Bu amaçla III numaralı GG frez (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre), uzun eksene dik olacak şekilde aeratör frez ile kesilerek modifiye edildi. Elde edilen modifiye GG frez, 300 rpm hızda ve su soğutması altında mikromotor ile kullanıldı. Böylece kök kanalı kırık aletin bulunduğu bölgeye kadar genişletilmiş ve staging platform oluşturulmuştur. Bu aşamanın ardından kanallar serum fizyolojik ile yıkanmış ve paper point ile kurutuldu. Uygulanan bu prosedür, Ruddle (Ruddle, 2004) tarafından tanımlanan staging platform tekniğine dayanmaktadır.

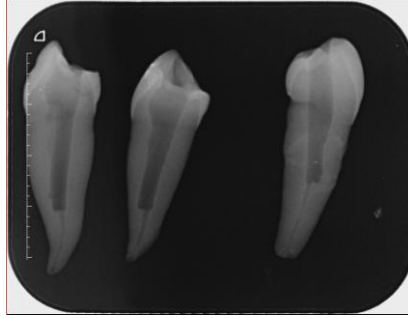
Kök kanalına yerleştirilmiş ve uç çapı 0,30 mm (ISO 30) olan kırık eğe, kanalın orta üçlüsünde simüle edildi. İşlem sırasında kırık aletin çevresine erişebilmek amacıyla trepan frezler sabit 300 rpm hızda, saat yönünün tersine döndürülerek çalıştırıldı. Bu aşamada, kırık parçanın çevresinde yaklaşık 1,5–2 mm uzunluğunda çepeçevre bir boşluk oluşturuldu. Boşluğun derinliği, ekstraktörün kırık parçayı güvenli şekilde kavrayıp sıkıştırmasına izin verecek düzeyde tutuldu.

Eğer ekstraktör ilk denemede kırık parçayı kavrayamamışsa, trepan frezlerle boşluk derinleştirilmiş ve kırık aletin koronal kısmı daha fazla açığa çıkarıldı. Daha sonra ekstraktör, kırık parçanın görünür kısmını içine alacak şekilde kanala yerleştirilmiş ve sıkıştırma vidası yardımıyla parçaya tutunması sağlandı. Ardından ekstraktör, saat yönünün tersine yavaşça döndürülerek kırık alet kanaldan çıkarıldı (Şekil 3.17).



Şekil 3.17 Meitrac Endo Safety System (Hager & Meisinger, Almanya) ile kırık alet çıkarma işlemi (A) Kök kanalı içinde kırık aletin görüntüsü (B) Kırık aletin Meitrac sistemi ile uzaklaştırılmasından sonraki görünüm (C) Çıkarılan kırık aletin fotoğrafı

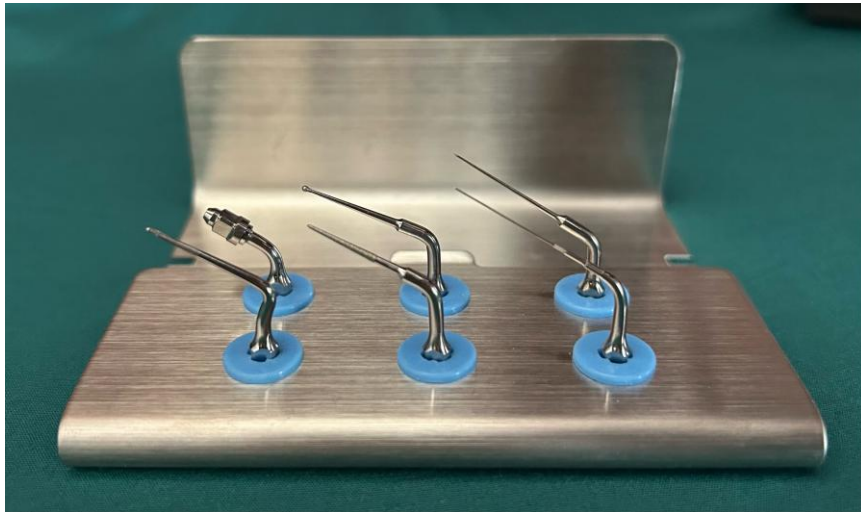
Ardından işlem yapılan örneklerden kontrol periapikal radyografisi alındı(Şekil 3.18).



Şekil 3.18 Meitrac Endo Safety System ile kırık aletlerin çıkarılmasından sonraki radyografik görüntü

3.9.3 XP-endo Shaper + ultrasonik sistem Deney Grubu

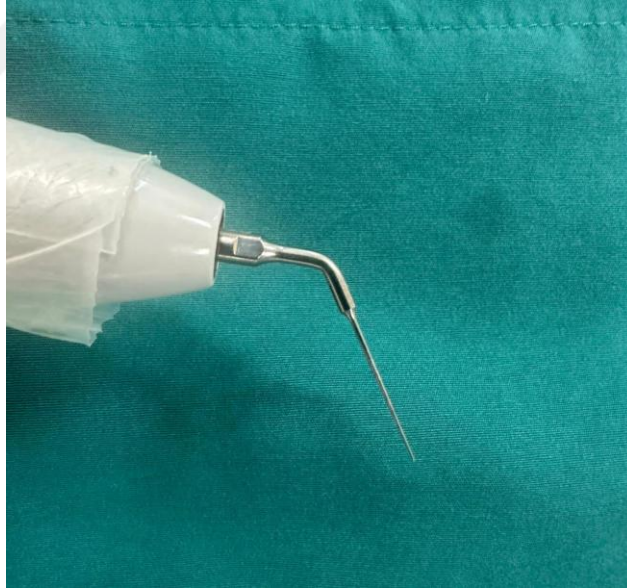
Çalışmamızda kırık aletlerin uzaklaştırılması amacıyla XP-endo Shaper (FKG Dentaire, İsviçre), Talal's Endo Ultrasonik Kit'in (Woodpecker,China) (Şekil 3.19) T6 ucu ile kombine edildi. Tüm işlemler dental operasyon mikroskobu altında gerçekleştirildi.



Şekil 3.19 Çalışmada kullanılan Dr. Talal's Endo Ultrasonik Kit

Öncelikle kırık alete doğrudan ulaşılabilen düz bir giriş hattı sağlanmış ve her örnekte staging platform hazırlandı. Bu amaçla III numaralı Gates Glidden (GG) frez (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre), uzun eksene dik olacak şekilde aeratör frez ile kesilerek modifiye edildi. Elde edilen modifiye GG frez, 300 rpm hızda ve su soğutması altında mikromotor ile kullanıldı. Böylece kök kanalı kırık aletin bulunduğu bölgeye kadar genişletilmiş ve staging platform oluşturuldu. Bu aşamanın ardından kanallar serum fizyolojik ile yıkanmış ve paper point ile kurutuldu. Uygulanan bu prosedür, Ruddle (Ruddle, 2004) tarafından tanımlanan staging platform tekniğine dayanmaktadır.

Staging platform hazırlandıktan sonra, kırık aletin çevresi Talal's Endo Ultrasonik Kit'in T6 (Şekil 3.20) ucu ile düşük güç (%10–20) ayarında çalışarak gevşetildi. Başlangıçta 90°'lik yarım daire şeklinde boşluk oluşturulmuş, gerektiğinde 180°'ye kadar genişletildi. İşlem sırasında sürekli irrigasyon yapılmış ve akustik akım ile kavitasyon etkilerinden yararlanılarak kırık parçanın serbestleşmesi sağlandı.



Şekil 3.20 Çalışmada kullanılan Dr. Talal's Endo Ultrasonik Kit – T6 ucu

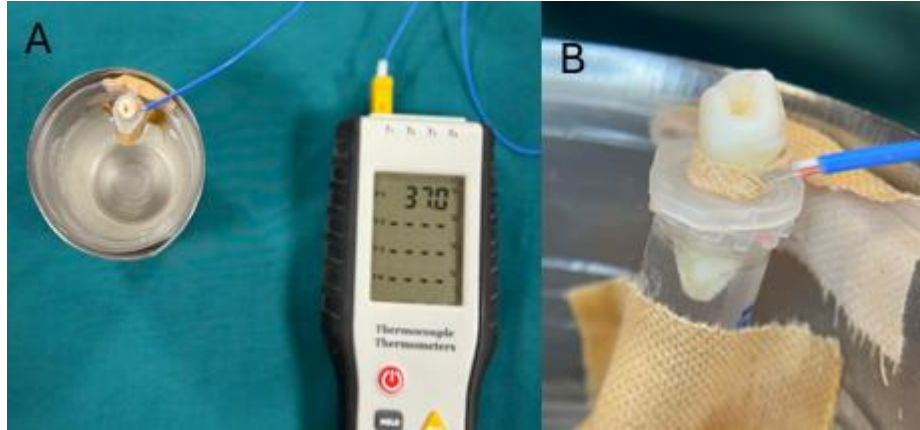
Ardından retrieval fazına geçilmiş, bu aşamada ultrasonik güç %30'a çıkarılmış ve kısa darbelerle kırık parçanın tamamen gevşemesi hızlandırıldı.

Kırık alet ultrasonik yöntemle gevşetildikten sonra XP-endo Shaper (Şekil 3.21) kullanıldı. Bu eğe, Max Wire teknolojisi sayesinde oda sıcaklığında martensitik fazda rijit ve düz bir formdayken, 37 °C de ostenitik faza geçerek esnek ve “kaşık benzeri” formunu almaktadır.



Şekil 3.21 Çalışmada kullanılan XP-endo Shaper

Kırık aletin çıkarılması için eğenin kullanım aşamasında Cem DT-3891G 4 kanallı termokupl sıcaklık data logger (Cem,Şenzen,Çin) ile 37 °C’lik sıcaklığın sabit olduğu eppendorf tüp düzeneği oluşturuldu (Şekil 3.22).



Şekil 3.22 Kırık aletin çıkarılması için XP-endo Shaper kullanımında 37 °C sabit sıcaklığı sağlamak üzere oluşturulan deney düzeneği

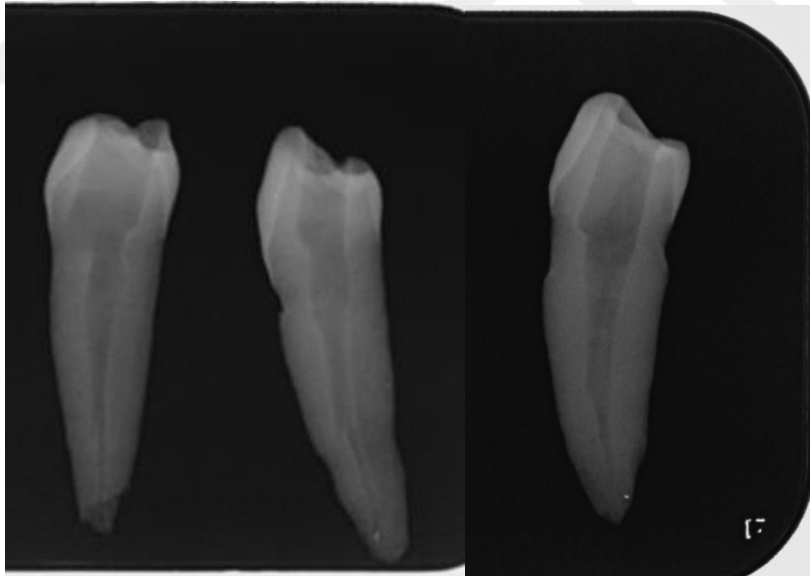
(A) Cem DT-3891G 4 Kanallı Termokupl Sıcaklık Data Logger cihazı ve Eppendorf Tüp düzeneği (B) Dişin 37 °C su banyosu içinde konumlandırılması

Eğenin kanal içinde şekil değiştirmesi, kırık alete adaptif biçimde ulaşması ve parçanın güvenli bir şekilde çıkarılması sağlandı (Şekil 3.23).



Şekil 3.23 XP-endo Shaper (FKG Dentaire, İsviçre) ile kırık alet çıkarma işlemi(A) Kök kanalı içinde kırık aletin görüntüsü.(B) XP-endo Shaper ile kırık aletin çıkarılması aşaması.(C) Kırık alet çıkarıldıktan sonraki kök kanal görünümü

Ardından işlem yapılan örneklerden kontrol periapikal radyografisi alındı(Şekil 3.24).



Şekil 3.24 XP-endo Shaper (FKG Dentaire, İsviçre) ile kırık alet çıkarıldıktan sonraki radyografik görüntüler

Alet çıkarma işlemine başlanmadan önce kronometre başlatıldı, işlem süresi saniye cinsinden kaydedildi. Her işlem için maksimum süre 45 dakika olarak belirlendi. Bu sürede kırık alet çıkarılamazsa örnek “başarısız”, çıkarılırsa

“başarılı” olarak değerlendirildi. Başarısız örnekler çalışma dışı bırakılmayarak analize dahil edildi.

3.10 Numune Ağırlıklarının Değerlendirilmesi

Her numune, kırık alet çıkarma işlemi öncesinde ve sonrasında 0.0001 g hassasiyetindeki dijital analitik terazi (Weightlab WL-303L, 300 g / 0.001 g, Çin) (Şekil 3.25) ile iki kez tartıldı. Her tartımda elde edilen ortalama değer kaydedildi. Tartımlar öncesinde dişler steril gazlı bez ile kurularak nemden arındırıldı.



Şekil 3.25 Çalışmada kullanılan hassas terazi

Ağırlık farkı, çıkarma işlemi sırasında kanal duvarında oluşan dentin kaybını değerlendirmek amacıyla kullanıldı. Bu değerlendirme, sistemlerin dokuya zarar verme potansiyelini objektif şekilde karşılaştırmak için yapıldı (Madarati et al., 2013; Roedig et al., 2012).

3.11 Verilerin Toplanması

Her numune için aşağıdaki parametreler ayrı ayrı kaydedildi:

Kırık alet çıkarma süresi (saniye)

İşlemin başarı durumu (başarılı/başarısız)

Ağırlık farkı (gram cinsinden)

Olası komplikasyonlar (perforasyon vb.)

3.12 İstatistiksel Yöntem

İstatistiksel analizler SPSS 26.0 (IBM Corp., Armonk, NY, USA) kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Sürekli değişkenlerin dağılımı Shapiro-Wilk testi ve histogram grafikleri ile değerlendirilmiştir. Normal dağılım gösteren değişkenler ortalama $\pm$ standart sapma olarak raporlanmış ve tek yönlü ANOVA testi kullanılarak karşılaştırılmıştır, normal dağılım göstermeyen değişkenler ise medyan ve çeyrekler arası açıklık (ÇAA: 25. - 75. yüzdelik) şeklinde özetlenmiş ve Kruskal Wallis testi ile analiz edilmiştir. Anlamlı farklılık saptanan çoklu grup karşılaştırmalarında Bonferroni düzeltmeli Dunn's post-hoc testi kullanılmıştır. Kategorik değişkenler frekans ve yüzdelik olarak ifade edilmiş ve kategorik değişkenler arasındaki ilişkiler Pearson ki-kare testi kullanılarak değerlendirilmiştir. $p < 0.05$ değerleri istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

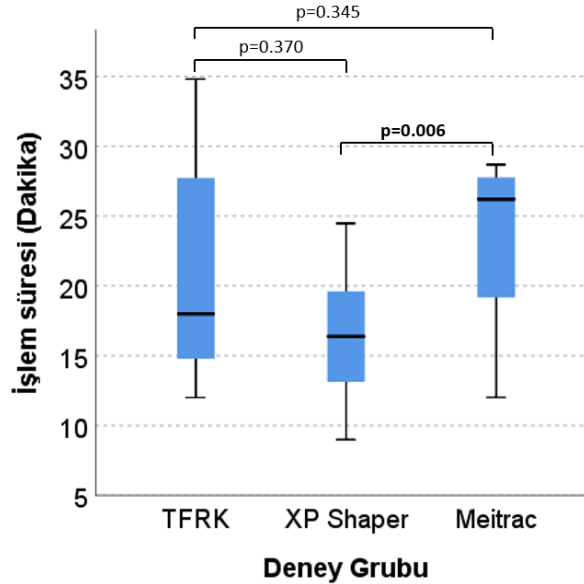
4 BULGULAR

Çalışmamızdan elde edilen veriler, üç farklı kırık alet çıkarma sisteminin (Terauchi File Retrieval Kit, Meitrac ve XP-endo Shaper + ultrasonik kombinasyonu) başarı oranı, işlem süresi ve dentin kaybı açısından karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesini mümkün kılmıştır. Bulgular aşağıda gruplar bazında detaylı şekilde sunulmuştur.

Tablo 4.1. Başarı sayısı (%) ve başarılı vakalarda ortalama işlem süresi (dakika).

Deney Grubu	Başarı sayısı (%)	İşlem süresi (dakika) Medyan (25.-75. yüzdalık)
Grup 1 (TFRK)	17 (85.0) ^A	18.00 (14.31 - 28.42) ^{AB}
Grup 2 (XP-endo Shaper)	17 (85.0) ^A	16.38 (12.92 - 20.81) ^A
Grup 3 (Meitrac)	16 (80.0) ^A	26.21 (19.15 - 27.86) ^B
p-değeri	1.000	0.008

Aynı sütun içindeki farklı üst simge harfler istatistiksel olarak iki grup arasında anlamlı farkı göstermektedir ($p < 0.05$). P-değerleri veri dağılımına göre Person'ın ki-kare testi veya Kruskal-Wallis testi ile elde edilmiştir. Koyu p-değeri $p < 0.05$ seviyesinde istatistiksel anlamlılığı gösterir.



TFRK

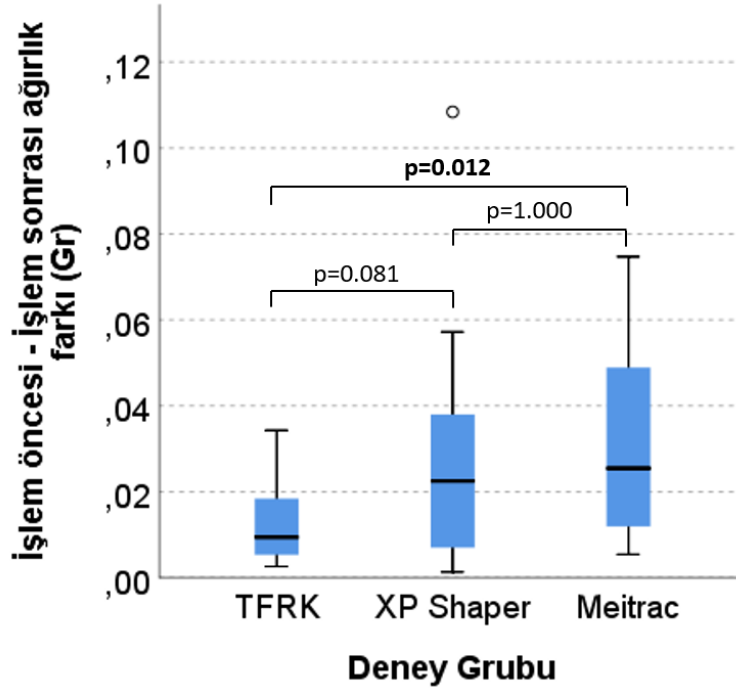
Şekil 4.1 Deney gruplarının süre (dakika) bakımından karşılaştırılması. (p-değerleri Bonferonni düzeltilmeli post-hoc Dunn's test sonuçlarını göstermektedir).

Çalışmada işlem başarısı açısından gruplar arasında anlamlı bir farklılık saptanmamıştır ($p=1.000$). TFRK ve XP-endo Shaper için başarı oranı %85.0 ($n=17$) iken, Meitrac için %80.0 ($n=16$) olarak bulunmuştur (Tablo 1). İşlem süreleri incelendiğinde; TFRK için medyan 18.00 dakika (CAA: 14.31–28.42), XP Shaper için 16.38 dakika (CAA: 12.92–20.81) ve Meitrac için 26.21 dakika (CAA: 19.15–27.86) olarak kaydedilmiştir. Gruplar arasında işlem süresi bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılık mevcuttur ($p=0.008$). Post hoc analiz sonucunda XP Shaper grubu ile Meitrac grubu arasında işlem süresi açısından anlamlı farklılık bulunmuştur ($p=0.006$) (Şekil 1). TFRK grubu ile diğer gruplar arasında ise istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir ($p>0.05$).

Tablo 4.2. İşlem öncesi, işlem sonrası ve işlem öncesi-işlem sonrası ağırlık (gr) farklarının karşılaştırılması

Deney Grubu	İşlem öncesi ağırlık (gr)	İşlem sonrası ağırlık (gr)	İşlem önce - İşlem sonrası ağırlık farkı (gr)
Grup 1 (TFRK)	0.8378 ± 0.1665	0.8256 ± 0.1624	0.0094 (0.0053 - 0.0189) ^A
Grup 2 (XP-endo Shaper)	0.8805 ± 0.1140	0.8526 ± 0.1223	0.0225 (0.0070 - 0.0401) ^{AB}
Grup 3 (Meitrac)	0.9214 ± 0.1141	0.8906 ± 0.1159	0.0255 (0.0104 - 0.0491) ^B
p-değeri	0.213	0.391	0.010

Ort ± ss veya medyan (CAA:25. ve 75. yüzdelerik). Aynı sütun içindeki farklı üst simge harfler istatistiksel olarak iki grup arasında anlamlı farkı göstermektedir ($p < 0.05$). P-değerleri veri dağılımına göre tek yönlü ANOVA veya Kruskal-Wallis testi ile elde edilmiştir. Koyu p-değeri $p<0.05$ düzeyinde istatistiksel anlamlılığı gösterir.



Şekil 4.2 Deney gruplarının işlem öncesi ve işlem sonrası ağırlık (gr) farkı bakımından karşılaştırılması. (p-değerleri Bonferonni düzeltmeli post-hoc Dunn's test sonuçlarını göstermektedir).

Tablo 2'de grupların işlem öncesi, işlem sonrası ve işlem öncesi-işlem sonrası ağırlık farkları karşılaştırılmıştır. İşlem öncesi ağırlık değerleri incelendiğinde, TFRK için ortalama 0.8378 ± 0.1665 g, XP-endo Shaper için 0.8805 ± 0.1140 g ve Meitrac için 0.9214 ± 0.1141 g olarak saptanmış olup, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p = 0.213$). İşlem sonrası ağırlık değerleri sırasıyla TFRK grubunda 0.8256 ± 0.1624 g, XP-endo Shaper grubunda 0.8526 ± 0.1223 g ve Meitrac grubunda 0.8906 ± 0.1159 g olarak kaydedilmiş ve bu farklılık da istatistiksel açıdan anlamlı bulunmamıştır ($p=0.391$).

Buna karşın işlem öncesi – işlem sonrası ağırlık farkları değerlendirildiğinde; TFRK grubunda medyan 0.0094 g (ÇAA: 0.0053 – 0.0189), XP-endo Shaper grubunda medyan 0.0225 g (ÇAA: 0.0070 – 0.0401) ve Meitrac grubunda medyan 0.0255 g (ÇAA: 0.0104 – 0.0491) olarak belirlenmiştir. Gruplar arasındaki karşılaştırmada anlamlı farklılık elde edilmiş ($p=0.010$) olup, post-hoc analizde TFRK ile Meitrac arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır ($p=0.012$) (Şekil 2). XP Shaper'ın ise hem TFRK hem de Meitrac ile benzer düzeyde sonuçlar gösterdiği görülmüştür.

Tablo 4.3. Gruplara Göre Başarısızlıkların Dağılımı

Gruplar	Perforasyon	Apikal Ekstrüzyon	Sekonder Fraktür	Süre Sınırının Aşılması	Toplam Başarısız Örnek Sayısı
TFRK	0	0	0	3	3
MEİTRAC	0	0	0	4	4
XP-endo shaper	0	0	0	3	3

Çalışmamızda başarısız olarak değerlendirilen toplam örnek sayısı, TFRK grubunda 3 (%15), XP-endo Shaper grubunda 3 (%15) ve Meitrac grubunda 4 (%20) olarak kaydedilmiştir. Başarısızlık nedenleri incelendiğinde, her üç grupta da tüm başarısızlıkların kırık aletin 45 dakikalık zaman sınırı içerisinde çıkarılamamasından kaynaklandığı görülmüştür. Hiçbir grupta perforasyon, apikal ekstrüzyon veya sekonder fraktür komplikasyonu gözlenmemiştir.

Bu bulgular, her üç sistemde de kırık alet çıkarma girişimlerinde en önemli başarısızlık nedeninin işlem süresinin uzaması olduğunu göstermektedir.

Çalışmada oluşturulan sıfır hipotezlerinden yalnızca H_{01} (başarı oranı) kabul edilmiş; H_{02} (işlem süresi) ve H_{03} (dentin kaybı) ise istatistiksel olarak anlamlı farklar saptandığı için reddedilmiştir.

Buna göre, üç sistem benzer başarı oranları göstermesine rağmen, XP-endo Shaper işlem süresi bakımından, TFRK ise dentin koruyuculuğu açısından üstünlük sergilemiştir.

5 TARTIŞMA

Kanal tedavisi sırasında enstrümanların özellikle NiTi veya paslanmaz çelik eğelerin kırılması, tedavi sürecinde karşılaşılan kritik komplikasyonlardan biridir. Bu durum, temizleme, şekillendirme ve obtürasyon adımlarını engelleyerek kanalın yeterli dezenfeksiyonunu zorlaştırabilmektedir.(Fan et al., 2025).

Son yıllarda, kırık alet çıkarma amacıyla geliştirilen teknik ve sistemlerde önemli ilerlemeler kaydedilmiştir. Meitrac Endo Safety System, Terauchi File Retrieval Kit ve ultrasonik sistem ile kombine XP-endo Shaper gibi güncel yöntemler, hem etkinlik hem de dentin dokusuna minimal zarar verme potansiyelleri açısından dikkat çekmektedir. Ancak, literatürde bu sistemlerin klinik etkinliği, işlem süresi, dentin kaybı miktarı ve kırık aletin konumuna göre başarı oranları arasında farklılıkların gözlemlendiği herhangi bir çalışmaya rastlanılmamıştır.

Bu çalışmada, üç farklı güncel kırık alet çıkarma tekniğinin in vitro koşullarda etkinlikleri karşılaştırılmış ve elde edilen bulgular literatürdeki veriler ile birlikte değerlendirilmiştir. Bulguların değerlendirilmesinde, her tekniğin başarı oranı, işlem süresi, dentin kaybı ve potansiyel komplikasyonlar gibi kriterler dikkate alınmıştır. Aynı zamanda destekleyici bir kırık alet çıkarma yöntemi olan XP-endo Shaper ile ilgili herhangi bir çalışma olmaması sebebiyle literatürdeki bu eksikliğe katkı yapılması amaçlanmıştır.

Kırık kanal aletlerinin kök kanalından uzaklaştırılmasının incelendiği çalışmalarda, kırık aletin by-pass edilmesini ya da kanaldan tam olarak uzaklaştırılmasını başarı kriteri olarak kabul etmişlerdir (Hülsmann, 1993; Suter et al., 2005). Çalışmamızda, başarı kriteri olarak kırık aletin kanaldan tam olarak çıkartılması tercih edilmiştir.

Çalışmamızda örnek diş grubu olarak tek köklü premolar dişler tercih edilmiştir. Bu seçim, hem metodolojik standardizasyonu sağlamak hem de literatürdeki benzer çalışmalarla uyumlu sonuçlar elde edebilmek amacıyla yapılmıştır. Premolar dişlerin genellikle tek köklü ve tek kanallı olmaları, anatomik açıdan daha homojen bir örneklem sunarak farklı sistemlerin etkinliklerinin karşılaştırılmasında dış değişkenlerin etkisini azaltmaktadır. Ayrıca klinik olarak kırık aletlerin en sık molar dişlerin mezyal köklerinde görüldüğü bilinmekle birlikte, premolarlar erişilebilirlik ve çalışma kolaylığı açısından in vitro

modellerde sıklıkla tercih edilmektedir. Bu durum, operatörün manevra alanını artırmakta ve sistemlerin performansını daha objektif biçimde değerlendirmeye olanak sağlamaktadır. Premolarların daha basit kanal morfolojisi aynı zamanda kırık alet çıkarma sırasında oluşabilecek dentin kaybının ve olası defektlerin daha doğru şekilde ölçülmesine imkân tanımaktadır. Literatürde de benzer şekilde premolar dişlerin tercih edilmesi, çalışmamızın bulgularının önceki araştırmalarla karşılaştırılabilirliğini güçlendirmektedir (Madarati et al., 2013; Pruthi et al., 2020; Terauchi et al., 2022).

Bu çalışmada kırık aletlerin kök kanalı içerisinde 5 mm uzunlukta olacak şekilde kırılması tercih edilmiştir. Bu sayede, hem literatürdeki benzer çalışmalarla uyumu hem de seçilen sistemlerin etkinliğini karşılaştırmada standardizasyonu sağlanmıştır. Önceki araştırmalar, kırık aletin kanal içerisindeki uzunluğunun çıkarılabilirlik üzerinde doğrudan etkili olduğunu göstermektedir. Daha kısa parçaların (3–4 mm) ultrasonik gevşetme ile daha kolay uzaklaştırılabildiği, buna karşın daha uzun segmentlerde (≥ 6 mm) başarı oranının belirgin şekilde düştüğü bildirilmiştir (Madarati et al., 2013; Terauchi et al., 2022). Özellikle 4,5 mm sınırının üzerinde TFRK gibi loop sistemlerinin etkinliğinin arttığı, ancak daha uzun parçalarda işlem süresinin uzadığı ve dentin kaybının arttığı vurgulanmıştır (Terauchi et al., 2007). Dolayısıyla, 5 mm uzunluk, klinik açıdan kritik eşik değerlerden biri olarak kabul edilmektedir. Bu uzunlukta kırık aletler hem erişilebilirlik hem de çıkarılabilirlik açısından gerçekçi bir zorluk seviyesi yaratmakta; aynı zamanda sistemlerin performanslarını karşılaştırmak için uygun bir standardizasyon sağlamaktadır. Ayrıca apikal üçlüye kıyasla orta üçlüde oluşturulan 5 mm'lik kırık, perforasyon ve komplikasyon risklerini minimize ederek daha güvenilir bir in vitro model sunmaktadır.

Çalışmamızda kırık alet çıkarma girişimlerinde süre üst sınırı, 45 dakika olarak belirlenmiştir. Bu sınır, Ward (Ward et al., 2003), Suter (Suter et al., 2005) ve ark. tarafından önerilen, klinik gerçeklikle uyumlu bir kriter olarak belirlenmiştir. Söz konusu çalışmalar, 45–60 dakikayı aşan girişimlerde başarı oranının düştüğünü, komplikasyon (perforasyon, aşırı dentin kaybı) riskinin arttığını göstermiştir. Ayrıca Terauchi ve ark. (Terauchi et al., 2022), sürenin başarıyla negatif ilişkili olduğunu ve optimal çıkarma girişimlerinin 30–45 dakika içinde sonuçlanması gerektiğini vurgulamıştır.

Kırık aletlerin kök kanalından uzaklaştırılması, endodontik tedavilerde prognozu doğrudan etkileyen kritik bir basamaktır. Bu amaçla geliştirilen Terauchi File Retrieval Kit (TFRK), özellikle orta üçlü bölgede yerleşmiş aletlerin uzaklaştırılmasında yüksek başarı oranlarıyla öne çıkmaktadır(Abdeen et al., 2023; Terauchi et al., 2021)

.Kitin temel avantajı, loop mekanizması sayesinde kırık aleti doğrudan kavrayarak minimum dentin kaybı ile çıkarabilmesidir(Terauchi et al., 2007). Çalışmamızda da TFRK grubunda %85 başarı oranı elde edilmesi ultrasonik ve loop tekniklerinin tek başına veya kombine kullanımında %70–95 aralığında başarı oranları bildiren önceki çalışmalarla paralellik göstermektedir(Abdeen et al., 2023; Terauchi et al., 2022; Terauchi et al., 2007)

Terauchi ve ark. (Terauchi et al., 2007), TFRK'nın geleneksel yöntemler olan Masserann kiti ve ultrasonik tekniklerle karşılaştırıldığında hem işlem süresini hem de dentin kaybını anlamlı derecede azalttığını rapor etmiştir. Benzer şekilde, Terauchi'nin (Terauchi et al., 2022) kapsamlı derlemesinde de TFRK'nın, özellikle görünür ve orta üçlüde lokalize kırık aletlerin uzaklaştırılmasında öngörülebilir sonuçlar verdiği belirtilmiştir. Çalışmamızda ölçülen ortalama işlem süresi (18 dk), bu bulgularla uyumlu olmakla birlikte, loop tekniğinin her zaman aleti tam kavrayamaması nedeniyle zaman zaman işlem süresinin uzadığı gözlemlenmiştir.

Klinik açıdan en önemli avantajlardan biri, TFRK'nın konservatif yaklaşımıdır. Prajapati ve ark. (Prajapati J., 2024) tarafından yapılan sistematik derlemede, dentin kaybını minimize eden yöntemlerin uzun dönem diş prognozu açısından kritik olduğu vurgulanmış ve TFRK'nın bu bağlamda öne çıktığı ifade edilmiştir. Çalışmamızda da TFRK grubunda ortalama dentin kaybı 0,0094 g ile en düşük değer olarak bulunmuş, bu da kitin konservatif yapısını desteklemiştir.

Bununla birlikte, TFRK'nın sınırlılıkları da bulunmaktadır. Özellikle apikal bölgede kırılan aletlerde loop mekanizmasının etkinliği belirgin şekilde azalmaktadır. Terauchi ve ark. (Terauchi et al., 2021), apikal bölgede başarı oranlarının orta üçlüye kıyasla anlamlı derecede düşük olduğunu bildirmiştir. Çalışmamızda aletler apikalden 5 mm uzaklıkta kırıldığı için, TFRK'nın erişim avantajı korunmuş ve yüksek başarı sağlanabilmiştir.

Meitrac sistemi, çalışma prensibi açısından Masserann kitine benzer şekilde kırık aletin etrafında trepan frezler yardımıyla geniş bir giriş platformu oluşturulmasına dayanmaktadır. Bu yöntem, operatöre doğrudan görüş ve geniş bir

Çalışma alanı sağlaması bakımından avantajlıdır. Ancak, bu yöntemin en önemli dezavantajı, daha fazla dentin dokusu uzaklaştırılması ve buna bağlı komplikasyon risklerinin artması olduğu belirtilmiştir (McGuigan et al., 2013a).

Çalışmamızda Meitrac grubunda başarı oranı %80 olarak bulunmuş ve bu oran XP-endo Shaper (%85) ve TFRK (%85) gruplarına kıyasla daha dşek olarak belirlenmiştir. Ayrıca ortalama işlem süresi de (26,21 dk), diğer iki sistemden belirgin şekilde daha uzun olarak belirlenmiş, XP-endo Shaper ile aralarındaki süre farklılığı istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Dentin kaybı açısından değerlendirildiğinde, Meitrac grubunda 0,0255 g ile en yüksek değer elde edilmiştir. Bu bulgular, trepan temelli yöntemlerin literatürde rapor edilen dezavantajları ile uyumludur. Keskin ve ark. (Keskin et al., 2025), endoskop yardımlı Masserann kitini, mikrosonik ve loop teknikleriyle karşılaştırdıkları çalışmada, Masserann grubunun daha uzun işlem süresine sahip olduğunu ve perforasyon riskinin diğer tekniklere göre daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Bu bulgular, alışmamızda Meitrac grubunda gözlenen yüksek dentin kaybını ve uzun işlem süresini açıklamaktadır.

Ayrıca, ultrasonik ve Meitrac Endo Safety sisteminin trepan frezi ile kırık alet çıkarma sırasında, dentinal mikroçatlak oluşumuna etkilerini inceleyen mikro-CT temelli bir çalışmada (Özdayı et al., 2024), trepan gruplarında daha fazla mikroçatlak insidansı rapor edilmiştir. Bu durum, dentin kaybının yanı sıra dişin kırılma dayanımını olumsuz etkileyebilecek ek bir faktör olarak değerlendirilebilmektedir. Çalışmamızda Meitrac grubunun dentin kaybı açısından en yüksek değerleri göstermesi, bu mikro-CT bulguları ile örtüşmektedir.

XP-endo Shaper, MaxWire alaşımından üretilmiş, oda sıcaklığında martensitik fazda düz formda bulunurken, kanal içi sıcaklıkta (yaklaşık 35–37 C) austenitik faza geçerek esnek, “kaşık benzeri” form kazanan bir döner eğe sistemidir. Gözlenen faz değişimi, eğenin kanal anatomisine uyum sağlayarak daha geniş bir temas alanı oluşturmasını sağlamaktadır (Azim et al., 2017). Bu zellik, özellikle düzensiz kanal morfolojilerinde şekillendirme etkinliğini artırmakta ve kırık aletlerin etrafındaki dentin dokusunun daha efektif uzaklaştırılmasını desteklemektedir.

Çalışmamızda XP-endo Shaper grubunda başarı oranı %85 olarak bulunmuş, bu oran TFRK ile eşit, Meitrac’tan ise daha yüksek tespit edilmiştir.

Literatürde bu verilere paralel olarak ultrasonik uygulanan tekniklerin %80–95 aralığında başarı sağladığı rapor edilmiştir (Fu et al., 2019; Pruthi et al., 2020).

İşlem süreleri değerlendirildiğinde, çalışmamızda XP-endo Shaper grubunda ortalama süre 16,38 dakika olarak bulunmuştur. Bu değer TFRK (18,00 dk) ve Meitrac (26,21 dk) gruplarına göre anlamlı derecede daha kısadır. XP-endo Shaper'ın ultrasonikle kombine edilmesinin, özellikle kırık aletin gevşetilmesi sonrası kısa sürede çıkarılmasına katkı sağlamış olabileceği düşünülmektedir. Bu bulgu, Azim ve ark. (Azim et al., 2018) tarafından rapor edilen, XP-endo Shaper'ın retreatment prosedürlerinde etkinliği ve işlem hızını artırdığı sonuçları ile paralellik göstermektedir.

Dentin kaybı açısından değerlendirildiğinde ise çalışmamızda XP-endo Shaper'ın ortalama dentin kaybı 0,0225 g olarak ölçülmüştür. Bu değer TFRK'ya göre daha yüksek, Meitrac'a daha yakın bulunmuştur. Bu durumun, ultrasonik gevşetme aşamasında TFRK'dan farklı olarak tercih edilen ultrasonik sistemin aletin çevresinden daha fazla dentin uzaklaştırabilmesine ve XP-endo Shaper'ın da kırık aletin kanal içerisinden uzaklaştırılması aşamasında çalışma alanını genişletmesine bağlı olabileceği düşünülmektedir. Ek olarak Göktürk ve ark. (Göktürk et al., 2018), XP-endo shaper sistemlerinin özellikle irrigant aktivasyonunda düzensiz alanlara ulaşabilme kapasitesi sayesinde debris ve medikament uzaklaştırmada etkin olduğunu göstermiştir. Bu özelliğin de kırık alet etrafındaki dentinin daha hızlı uzaklaştırılmasına katkı sağlayarak işlem süresini kısaltabileceği, buna karşın dentin kaybını artırabileceği düşünülmektedir.

TFRK sisteminde kullanılan ultrasonik uçlar (ED 87-89) ile XP-Endo Shaper sisteminde kullanılan ultrasonik uç (Dr. Talal's Endo Ultrasonik Kit – T6 ucu) farklı marka tercih edilmiştir. Bu durumun sebebi, TFRK ve XP-Endo shaper sistemlerinin başarılarının ayrı olarak değerlendirilebilmesini sağlamak ve sistemlerde kullanılan ultrasonik uçların gruplar arasındaki başarısını etkilememektir. İki farklı grupta aynı ultrasonik uç kullanılması durumunda sistem başarılarının etkileneceği ve objektif olarak karşılaştırılamayacağı düşünülmüştür.

Kırık alet çıkarma girişimlerinde yalnızca başarı değil, komplikasyon riski de oldukça önem taşımaktadır. Literatürde perforasyon, basamak oluşumu, transportasyon ve aşırı madde kaybı en sık bildirilen komplikasyonlardır (Madarati et al., 2013). Trepan frezlerin bu komplikasyonlara daha yatkın olduğu, özellikle kökün orta ve apikal bölgelerinde perforasyon riskini arttığı belirtilmiştir (Keskin

et al., 2025). Ultrasonik yöntemlerde ise dentin çatlakları ve aletin kanalda daha apikale itilmesi gibi komplikasyonlar da rapor edilmiştir (Terauchi et al., 2022). Çalışmamızda hiçbir grupta perforasyon görülmemesi, işlemlerin dental operasyon mikroskobu altında yapılmasıyla açıklanabilmektedir.

Bu çalışmanın güçlü yönleri değerlendirildiğinde ilk olarak, kırık alet çıkarma amacıyla üç farklı sistemin (XP-endo Shaper, TFRK ve Meitrac) aynı deneysel koşullar altında karşılaştırılmış olması düşünülmektedir. Literatürde çoğu araştırma yalnızca tekniğin kendi etkinliğini ya da ikili karşılaştırmaları ele alırken (Pruthi et al., 2020; Yang et al., 2017) bu çalışmada üç farklı sistemin eş zamanlı olarak değerlendirilmesi klinik açıdan daha kapsamlı bir perspektif sağlamaktadır.

İkinci güçlü yön olarak, dentin kaybının hassas terazi ile nicel olarak ölçülmüş olmasıdır. Birçok çalışmada başarı oranı ve işlem süresi değerlendirilmesine rağmen, çevresel dentin kaybının nicel ölçümü çoğunlukla mikro-CT gibi yüksek maliyetli yöntemlerle yapılmaktadır (Meng et al., 2020; Yang et al., 2017). Bu çalışmada kullanılan hassas tartım yöntemi, pratik ve güvenilir bir yaklaşım sunarak yöntemler arasındaki farkların belirgin şekilde ortaya konmasına katkı sağlamıştır.

Üçüncü olarak, işlemlerin dental operasyon mikroskobu (DOM) altında gerçekleştirilmiş olması çalışmanın gücünü artırmaktadır. Mikroskobun sağladığı büyütme ve koaksiyel aydınlatma, kırık aletin lokalizasyonunu net olarak görülmesini sağlamış; böylece başarı oranı yükselmiş ve komplikasyon riski azalmıştır (Kaul et al., 2022).

Son olarak, çalışmada istatistiksel analizlerin çok yönlü yapılmış olması (Kruskal-Wallis, ikili karşılaştırmalar, başarı oranları için yüzdesel analizler) sonuçların güvenilirliğini artırmaktadır. Bu durum, yalnızca ortalama değerlerin rapor edildiği çalışmalarla kıyaslandığında önemli bir metodolojik güç olarak değerlendirilebilmektedir.

Her in vitro çalışmada olduğu gibi, bu araştırmanın da bazı sınırlılıkları bulunmaktadır. Laboratuvar ortamında elde edilen sonuçların, klinik koşulları tam olarak yansıtamayabileceği düşünülmektedir.

İkinci olarak, örnek sayısı sınırlıdır ($n = 20/\text{grup}$). İstatistiksel analizler için yeterli olsa da, daha geniş örneklem grupları sonuçların genellenebilirliğini artıracaktır. Literatürde benzer çalışmalarda da örnek sayılarının genellikle sınırlı olduğu görülmektedir (Pruthi et al., 2020; Yang et al., 2017)

Dördüncü olarak, kırık aletlerin konumu standartlaştırılmıştır (orta üçlü, apeksin 5 mm gerisi). Bu yaklaşım gruplar arası karşılaştırma için gerekli olsa da, klinik gerçeklikte kırık aletler farklı kanal bölgelerinde (koronal, orta, apikal) ve farklı eğim derecelerinde yerleşmektedir. Apikal üçlüdeki kırık aletlerin çıkarılmasının başarı oranını düşürdüğü literatürde belirtilmiştir (Terauchi et al., 2022). Bu nedenle, çalışmamızın sonuçları özellikle orta üçlü lokalizasyonları için geçerlidir.

Son olarak, operatör faktörü de göz ardı edilmemelidir. Çalışma tek bir deneyimli operatör tarafından gerçekleştirilmiş olup, farklı deneyim düzeylerine sahip klinisyenler arasında sonuçlar değişkenlik gösterebilir. Literatürde operatör tecrübesinin başarı ve işlem süresi üzerinde anlamlı etkisi olduğu bildirilmiştir (Madarati et al., 2013).

Genel olarak, yöntem seçimi kırık aletin lokalizasyonuna, kanal morfolojisine ve operatör deneyimine göre değişmektedir. Dolayısıyla klinisyenlerin her tekniğin avantajlarını ve sınırlılıklarını göz önünde bulundurarak karar vermeleri gerekmektedir.

6 SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu in vitro çalışmada, kırık endodontik aletlerin kök kanalından uzaklaştırılmasında kullanılan üç farklı sistem Terauchi File Retrieval Kit (TFRK), XP-endo Shaper + ultrasonik kombinasyonu ve Meitrac sistemi başarı oranı, işlem süresi ve dentin kaybı açısından karşılaştırılmıştır.

Elde edilen bulgular, üç sistemin de klinik uygulamada kullanılabilir alternatifler sunduğunu, ancak performanslarının belirli parametrelere göre farklılaştığını ortaya koymuştur. TFRK, %85'lik başarı oranı ve en düşük ortalama dentin kaybı ile en konservatif yöntem olarak öne çıkmıştır. Buna karşılık, XP-endo Shaper + ultrasonik kombinasyonu aynı başarı oranına ulaşmış, fakat özellikle ortalama işlem süresinin kısalığı ile dikkat çekmiştir. Meitrac sistemi ise daha geniş bir çalışma alanı sağlamasına rağmen, daha uzun işlem süresi ve daha yüksek dentin kaybı nedeniyle diğer iki yöntemden dezavantajlı bulunmuştur.

Sonuç olarak çalışmamızın bulguları, TFRK'nın dentin koruyuculuğu, XP-endo Shaper'ın işlem süresindeki etkinliği ve Meitrac'ın erişim kolaylığı açısından farklı klinik senaryolarda öne çıkabileceğini göstermektedir. Bu sebeple hiçbir yöntemin tüm koşullarda ideal olmadığı, bu nedenle klinik karar sürecinde vaka bazlı değerlendirme yapılması gerektiği sonucuna varılmıştır.

Üç sistemin karşılaştırmalı analizi klinik açıdan önemli çıkarımlar sunmaktadır:

XP-endo Shaper, kısa işlem süresi ile zamanın kritik olduğu vakalarda avantaj sağlamakta, ultrasonik gevşetme sonrası adaptif yapısı sayesinde aletin daha hızlı çıkarılmasına olanak tanımaktadır.

TFRK, en az dentin kaybı ile en konservatif yaklaşımı temsil etmektedir. Bu nedenle özellikle dentin dokusunun korunmasının öncelikli olduğu vakalarda tercih edilebilir. Ancak loop'un yerleştirilmesi zaman alabileceğinden işlem süresi uzayabilmektedir.

Meitrac, geniş görüş alanı ve erişim kolaylığı sağlamasına rağmen, daha uzun işlem süresi ve daha fazla dentin kaybı ile sınırlı kalmaktadır. Bu nedenle apikal bölgelerde kullanımı dikkat gerektirirken, daha koronal bölgelerde lokalize kırık aletlerin uzaklaştırılmasında alternatif olabilir.

Son olarak ileride yapılacak çalışmalarda, farklı diş gruplarında, farklı kanal morfolojilerinde ve in vivo koşullarda daha geniş örneklem gruplarıyla benzer araştırmaların gerçekleştirilmesi, elde edilen verilerin klinik uygulanabilirliğini güçlendirecektir. Ayrıca, kırık alet çıkarma sırasında oluşabilecek dentinal defektlerin mikro-BT veya CBCT gibi ileri görüntüleme yöntemleriyle daha ayrıntılı incelenmesi önerilmektedir.



KAYNAKLAR

- Abdeen, M. A., Plotino, G., Hassanien, E. E.-S., & Turky, M. (2023). Evaluation of dentine structure loss after separated file retrieval by three different techniques: an ex-vivo study. *European endodontic journal*, 8(3), 225.
- Afkhami, F., Chen, Y., Walsh, L. J., Peters, O. A., & Xu, C. (2024). Application of nanomaterials in endodontics. *BME frontiers*, 5, 0043.
- Alapati, S. B., Brantley, W. A., Svec, T. A., Powers, J. M., Nusstein, J. M., & Daehn, G. S. (2005). SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use. *Journal of endodontics*, 31(1), 40-43.
- Algarni, Y. (2024). Fracture Incidence of New Reciprocating Nickel–Titanium (NiTi) Files: A Cross-Sectional Retrospective Study. *Cureus*, 16(8).
- Alomairy, K. H. (2009). Evaluating two techniques on removal of fractured rotary nickel-titanium endodontic instruments from root canals: an in vitro study. *Journal of endodontics*, 35(4), 559-562.
- Anderson, M. E., Price, J. W., & Parashos, P. (2007). Fracture resistance of electropolished rotary nickel–titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*, 33(10), 1212-1216.
- Andrabi, S. M.-U.-N., Kumar, A., Iftexhar, H., & Alam, S. (2013). Retrieval of a separated nickel-titanium instrument using a modified 18-gauge needle and cyanoacrylate glue: a case report. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 38(2), 93-97.
- Aoki, T., Okafor, I., Watanabe, I., Hattori, M., Oda, Y., & Okabe, T. (2004). Mechanical properties of cast Ti-6Al-4V-XCu alloys. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(11), 1109-1114.
- Arens, F. C., Hoen, M. M., Steiman, H. R., & Dietz Jr, G. C. (2003). Evaluation of single-use rotary nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics*, 29(10), 664-666.
- Azim, A. A., Piasecki, L., da Silva Neto, U. X., Cruz, A. T. G., & Azim, K. A. (2017). XP Shaper, a novel adaptive core rotary instrument: micro–computed tomographic analysis of its shaping abilities. *Journal of endodontics*, 43(9), 1532-1538.
- Azim, A. A., Wang, H. H., Tarrosh, M., Azim, K. A., & Piasecki, L. (2018). Comparison between single-file rotary systems: Part 1—Efficiency, effectiveness, and adverse effects in endodontic retreatment. *Journal of endodontics*, 44(11), 1720-1724.
- Babeer, A., Bukhari, S., Alrehaili, R., Karabucak, B., & Koo, H. (2024). Microrobotics in endodontics: A perspective. *International endodontic journal*, 57(7), 861-871.
- Berutti, E., Angelini, E., Rigolone, M., Migliaretti, G., & Pasqualini, D. (2006). Influence of sodium hypochlorite on fracture properties and corrosion of ProTaper Rotary instruments. *International endodontic journal*, 39(9), 693-699.
- Berutti, E., Chiandussi, G., Gaviglio, I., & Ibba, A. (2003). Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments: ProTaper versus ProFile. *Journal of endodontics*, 29(1), 15-19.
- Booth, J. R., Scheetz, J. P., Lemons, J. E., & Eleazer, P. D. (2003). 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*, 29(1), 55-57.
- Bulem, Ü. K., Kececi, A. D., & Guldaz, H. E. (2013). Experimental evaluation of cyclic fatigue resistance of four different nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite and/or sterilization. *Journal of Applied Oral Science*, 21(6), 505-510.
- Buyuk, C., Arican Alpay, B., & Er, F. (2023). Detection of the separated root canal instrument on panoramic radiograph: a comparison of LSTM and CNN deep learning methods. *Dentomaxillofacial Radiology*, 52(3), 20220209.
- Bürklein, S., Mathey, D., & Schäfer, E. (2015). Shaping ability of Pro Taper NEXT and BT-R a C e nickel–titanium instruments in severely curved root canals. *International endodontic journal*, 48(8), 774-781.
- Camargo, C. H. R., Bittencourt, T. S., Hasna, A. A., Palo, R. M., Carvalho, C. A. T., & Valera, M. C. (2020). Cyclic fatigue, torsional failure, and flexural resistance of rotary and reciprocating instruments. *Journal of Conservative Dentistry and Endodontics*, 23(4), 364-369.
- Cheung, G. S. (2007). Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endodontic topics*, 16(1), 1-26.

- Chiniforush, N., Pourhajibagher, M., Shahabi, S., & Bahador, A. (2015). Clinical approach of high technology techniques for control and elimination of endodontic microbiota. *Journal of lasers in medical sciences*, 6(4), 139.
- Chong, B. (2004). Basic instrumentation in endodontics. *Pitt Ford TR (ed). Harty's Endodontics in Clinical Practice Wright, Londra*, 571.
- Crump, M. C., & Natkin, E. (1970). Relationship of broken root canal instruments to endodontic case prognosis: a clinical investigation. *The Journal of the American Dental Association*, 80(6), 1341-1347.
- Cujé, J., Bargholz, C., & Huelsmann, M. (2010). The outcome of retained instrument removal in a specialist practice. *International endodontic journal*, 43(7), 545-554.
- Çapar, I., & Arslan, H. (2016). A review of instrumentation kinematics of engine-driven nickel–titanium instruments. *International endodontic journal*, 49(2), 119-135.
- Çatmabacak, E. D., & Çetinkaya, İ. (2025). Deep learning algorithms for detecting fractured instruments in root canals. *BMC Oral Health*, 25(1), 293.
- da Silva Alves, M., da Silva Pereira, N. S., da Silva, J. H. R., de Melo, L. A. d. S., Moya, J. A. C., Smith, C. V., de Souza, L. K. F., & Branco, M. L. C. (2023). Remoção de fragmento metálico intracanal: relato de caso. *Revista Clínica de Odontologia*, 5(1), 109-121.
- De-Deus, G., Silva, E. J. N. L., Vieira, V. T. L., Belladonna, F. G., Elias, C. N., Plotino, G., & Grande, N. M. (2017). Blue thermomechanical treatment optimizes fatigue resistance and flexibility of the Reciproc files. *Journal of endodontics*, 43(3), 462-466.
- De-Deus, G., Arruda, T., Souza, E., Neves, A., Magalhães, K., Thuanne, E., & Fidel, R. (2013). The ability of the Reciproc R25 instrument to reach the full root canal working length without a glide path. *International endodontic journal*, 46(10), 993-998.
- de Pablo, Ó. V., Estevez, R., Sánchez, M. P., Heilborn, C., & Cohenca, N. (2010). Root anatomy and canal configuration of the permanent mandibular first molar: a systematic review. *Journal of endodontics*, 36(12), 1919-1931.
- Di Fiore, P. M. (2007). A dozen ways to prevent nickel-titanium rotary instrument fracture. *The Journal of the American Dental Association*, 138(2), 196-201.
- Dioguardi, M., Spirito, F., Sovereto, D., Ballini, A., Alovise, M., & Lo Muzio, L. (2022). Application of the extracts of *Uncaria tomentosa* in endodontics and oral medicine: Scoping review. *Journal of Clinical Medicine*, 11(17), 5024.
- Elnaghy, A., & Elsaka, S. (2018). Cyclic fatigue resistance of XP-endo Shaper compared with different nickel-titanium alloy instruments. *Clinical oral investigations*, 22, 1433-1437.
- Estrela, C., Bueno, M. R., Sousa-Neto, M. D., & Pécora, J. D. (2008). Method for determination of root curvature radius using cone-beam computed tomography images. *Brazilian Dental Journal*, 19, 114-118.
- Estrela, C., Rabelo, L. E. G., de Souza, J. B., Alencar, A. H. G., Estrela, C. R., Neto, M. D. S., & Pécora, J. D. (2015). Frequency of root canal isthmi in human permanent teeth determined by cone-beam computed tomography. *Journal of endodontics*, 41(9), 1535-1539.
- Estrela, L. R. d. A., Bueno, M. R., Azevedo, B. C., de Sousa, V. C., Guedes, O. A., & Estrela, C. (2025). A novel methodology for detecting separated endodontic instruments using a combination of algorithms in post-processing CBCT software. *Scientific Reports*, 15(1), 6088.
- Fan, Y., Gao, Y., Wang, X., Fan, B., Chen, Z., Yu, Q., Xue, M., Wang, X., Huang, Z., & Yang, D. (2025). Expert consensus on management of instrument separation in root canal therapy. *International Journal of Oral Science*, 17(1), 46.
- Farid, H., Khan, F. R., & Rahman, M. (2013). ProTaper rotary instrument fracture during root canal preparation: a comparison between rotary and hybrid techniques. *Oral health and dental management*, 12(1), 50.
- Faul, F., Erdfelder, E., Buchner, A., & Lang, A.-G. (2009). Statistical power analyses using G* Power 3.1: Tests for correlation and regression analyses. *Behavior research methods*, 41(4), 1149-1160.
- Friedman, S., Stabholz, A., & Tamse, A. (1990). Endodontic retreatment—case selection and technique. Part 3. Retreatment techniques. *Journal of endodontics*, 16(11), 543-549.
- Fu, M., Huang, X., Zhang, K., & Hou, B. (2019). Effects of ultrasonic removal of fractured files from the middle third of root canals on the resistance to vertical root fracture. *Journal of endodontics*, 45(11), 1365-1370.

- Fu, M., Zhang, Z., & Hou, B. (2011). Removal of broken files from root canals by using ultrasonic techniques combined with dental microscope: a retrospective analysis of treatment outcome. *Journal of endodontics*, 37(5), 619-622.
- Fu, M., Zhao, S., Zhou, X., Hou, B., & Zhang, C. (2025). Removal of a fractured file beyond the apical foramen using robot-assisted endodontic microsurgery: a clinical report. *BMC Oral Health*, 25(1), 8.
- Gambarini, G. (2000). Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation. *Dental traumatology: Review article*, 16(3), 95-100.
- Göktürk, H., Özkoçak, İ., & Büyükgebiz, F. (2018). XP-Endo Finisher'in kök kanal düzensizliklerinden kalsiyum hidroksit uzaklaştırma yeteneği üzerine sıcaklığın etkisi: ex vivo. *Acta Odontologica Turcica*, 35(2), 38-43.
- Grossman, L. I. (1969). Guidelines for the prevention of fracture of root canal instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 28(5), 746-752.
- Guilford, W. L., Lemons, J. E., & Eleazer, P. D. (2005). A comparison of torque required to fracture rotary files with tips bound in simulated curved canal. *Journal of endodontics*, 31(6), 468-470.
- Haapasalo, M., & Shen, Y. (2013). Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. *Endodontic topics*, 29(1), 3-17.
- Hagiwara, R., Suehara, M., Fujii, R., Kato, H., Nakagawa, K.-i., & Oda, Y. (2013). Laser welding method for removal of instruments debris from root canals. *The Bulletin of Tokyo Dental College*, 54(2), 81-88.
- Hashem, A. A. R. (2007). Ultrasonic vibration: temperature rise on external root surface during broken instrument removal. *Journal of endodontics*, 33(9), 1070-1073.
- Herold, K. S., Johnson, B. R., & Wenckus, C. S. (2007). 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*, 33(6), 712-714.
- Hilt, B. R., Cunningham, C. J., Shen, C., & Richards, N. (2000). Torsional properties of stainless-steel and nickel-titanium files after multiple autoclave sterilizations. *Journal of endodontics*, 26(2), 76-80.
- Huang, D., Wang, X., Liang, J., Ling, J., Bian, Z., Yu, Q., Hou, B., Chen, X., Li, J., & Ye, L. (2024). Expert consensus on difficulty assessment of endodontic therapy. *International Journal of Oral Science*, 16(1), 22.
- Hülsmann, M. (1990). Removal of silver cones and fractured instruments using the Canal Finder System. *Journal of endodontics*, 16(12), 596-600.
- Hülsmann, M. (1993). Methods for removing metal obstructions from the root canal. *Dental Traumatology*, 9(6), 223-237.
- Hülsmann, M., & Hahn, W. (2000). Complications during root canal irrigation—literature review and case reports. *International endodontic journal*, 33(3).
- Hülsmann, M., & Schinkel, I. (1999). Influence of several factors on the success or failure of removal of fractured instruments from the root canal. *Dental Traumatology*, 15(6), 252-258.
- Iqbal, M. K., Kohli, M. R., & Kim, J. S. (2006). A retrospective clinical study of incidence of root canal instrument separation in an endodontics graduate program: a PennEndo database study. *Journal of endodontics*, 32(11), 1048-1052.
- Jensen, A. L., Abbott, P., & Salgado, J. C. (2007). Interim and temporary restoration of teeth during endodontic treatment. *Australian dental journal*, 52, S83-S99.
- Jiang, L.-M., Verhaagen, B., Versluis, M., & Van der Sluis, L. W. (2010). Influence of the oscillation direction of an ultrasonic file on the cleaning efficacy of passive ultrasonic irrigation. *Journal of endodontics*, 36(8), 1372-1376.
- Kaul, R., Gupta, R., Chhabra, S., & Koul, R. (2022). Dental operating microscope-guided retrieval of broken instrument from a deciduous molar using ultrasonics. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 15(Suppl 1), S114.
- Keskin, C., Keleş, A., Pirimoğlu, B., & Toplu, D. (2025). Endoscope-assisted retrieval of separated instruments: An ex vivo comparative study of Masserann, microsonic, and loop techniques. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 239(4), 381-387.

- Kim, J.-Y., Cheung, G. S.-P., Park, S.-H., Ko, D.-C., Kim, J.-W., & Kim, H.-C. (2012). Effect from cyclic fatigue of nickel-titanium rotary files on torsional resistance. *Journal of endodontics*, 38(4), 527-530.
- Kim, J., Griggs, J., Regan, J., Ellis, R., & Cai, Z. (2005). Effect of cryogenic treatment on nickel-titanium endodontic instruments. *International endodontic journal*, 38(6), 364-371.
- Kunhappan, S., Kunhappan, N., Patil, S., & Agrawal, P. (2012). Retrieval of separated instrument with instrument removal system. *Journal of the International Clinical Dental Research Organization*, 4(1), 21-24.
- Levy, G. (1990). Canal Finder System 89!!! Improvements and indications after 4 years of experimentation and use. *Revue D'odonto-stomatologie*, 19(4), 327-336.
- Li, C., Liu, L., Li, Y., Wang, X., Liu, H., Bao, J., Wang, J., & Fan, J. (2021). Preventing nickel-titanium rotary instrument from breakage by continuous irrigation with different fluids during root canal preparation. *Medicine*, 100(3), e23865.
- Li, U.-M., Lee, B.-S., Shih, C.-T., Lan, W.-H., & Lin, C.-P. (2002). Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *Journal of endodontics*, 28(6), 448-451.
- Linsuwanont, P., Parashos, P., & Messer, H. (2004). Cleaning of rotary nickel–titanium endodontic instruments. *International endodontic journal*, 37(1), 19-28.
- Liu, S.-B., Fan, B., Cheung, G., Peng, B., Fan, M.-W., Gutmann, J. L., Song, Y.-L., Fu, Q., & Bian, Z. (2006). Cleaning effectiveness and shaping ability of rotary ProTaper compared with rotary GT and manual K-Flexofile. *American journal of dentistry*, 19(6), 353-358.
- Lopes, H. P., Elias, C. N., Vieira, M. V., Vieira, V. T., de Souza, L. C., & Dos Santos, A. L. (2016). Influence of surface roughness on the fatigue life of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Journal of endodontics*, 42(6), 965-968.
- Lopes, H. P., Moreira, E. J. L., Elias, C. N., de Almeida, R. A., & Neves, M. S. (2007). Cyclic fatigue of ProTaper instruments. *Journal of endodontics*, 33(1), 55-57.
- Madarati, A. (2015). Temperature rise on the surface of NiTi and stainless steel fractured instruments during ultrasonic removal. *International endodontic journal*, 48(9), 872-877.
- Madarati, A., Qualtrough, A., & Watts, D. (2010a). Effect of retained fractured instruments on tooth resistance to vertical fracture with or without attempt at removal. *International endodontic journal*, 43(11), 1047-1053.
- Madarati, A., Qualtrough, A., & Watts, D. (2010b). Vertical fracture resistance of roots after ultrasonic removal of fractured instruments. *International endodontic journal*, 43(5), 424-429.
- Madarati, A., Watts, D., & Qualtrough, A. (2008a). Factors contributing to the separation of endodontic files. *British Dental Journal*, 204(5), 241-245.
- Madarati, A., Watts, D., & Qualtrough, A. (2008b). 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*, 41(12), 1079-1087.
- Madarati, A., Watts, D., & Qualtrough, A. (2008c). Opinions and attitudes of endodontists and general dental practitioners in the UK towards the intracanal fracture of endodontic instruments: part 1. *International endodontic journal*, 41(8), 693-701.
- Madarati, A. A., Hunter, M. J., & Dummer, P. M. (2013). Management of intracanal separated instruments. *Journal of endodontics*, 39(5), 569-581.
- Madarati, A. A., Qualtrough, A. J., & Watts, D. C. (2008). Factors affecting temperature rise on the external root surface during ultrasonic retrieval of intracanal separated files. *Journal of endodontics*, 34(9), 1089-1092.
- Madarati, A. A., Qualtrough, A. J., & Watts, D. C. (2009). A microcomputed tomography scanning study of root canal space: changes after the ultrasonic removal of fractured files. *Journal of endodontics*, 35(1), 125-128.
- Martins, J. N., Silva, E. J., Marques, D., Baruwa, A. O., Caramês, J., Braz Fernandes, F. M., & Versiani, M. A. (2023). Unveiling the performance of nickel-titanium endodontic instruments through multimethod research: a review. *Applied Sciences*, 13(12), 7048.
- Marvaniya, J., Agarwal, K., Mehta, D. N., Parmar, N., Shyamal, R., Patel, J., & Mehta, D. (2022). Minimal invasive endodontics: a comprehensive narrative review. *Cureus*, 14(6).
- Masserann, J. (1971). "Entfernen metallischer Fragmente aus Wurzelkanälen"(Removal of metal fragments from the root canal). *Journal of the British Endodontic Society*, 5(3), 55-59.

- McGuigan, M., Louca, C., & Duncan, H. (2013a). Clinical decision-making after endodontic instrument fracture. *British Dental Journal*, 214(8), 395-400.
- McGuigan, M., Louca, C., & Duncan, H. (2013b). Endodontic instrument fracture: causes and prevention. *British Dental Journal*, 214(7), 341-348.
- Meng, Y., Xu, J., Pradhan, B., Tan, B. K., Huang, D., Gao, Y., & Zhou, X. (2020). Microcomputed tomographic investigation of the trepan bur/microtube technique for the removal of fractured instruments from root canals without a dental operating microscope. *Clinical oral investigations*, 24(5), 1717-1725.
- Miccoli, G., Seracchiani, M., Del Giudice, A., Mazzoni, A., D'Angelo, M., Bhandi, S., Gambarini, G., & Testarelli, L. (2020). Fatigue resistance of two nickel-titanium rotary instruments before and after ex vivo root canal treatment. *JOURNAL OF CONTEMPORARY DENTAL PRACTICE*, 21(7), 728-732.
- Miyai, K., Ebihara, A., Hayashi, Y., Doi, H., Suda, H., & Yoneyama, T. (2006). Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of nickel–titanium rotary endodontic instruments. *International endodontic journal*, 39(2), 119-126.
- Mize, S. B., Clement, D. J., Pruett, J. P., & Carnes Jr, D. L. (1998). Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*, 24(12), 843-847.
- Mohammadi, Z., Soltani, M. K., Shalavi, S., & Asgary, S. (2014). A review of the various surface treatments of NiTi instruments. *Iranian endodontic journal*, 9(4), 235.
- Monteiro, J. C., Kuga, M. C., Dantas, A., Jordao-Basso, K., Keine, K. C., Ruchaya, P. J., Faria, G., & Leonardo Rde, T. (2014). A method for retrieving endodontic or atypical nonendodontic separated instruments from the root canal: a report of two cases. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 15(6), 770-774.
- Nagai, O., Tani, N., Kayaba, Y., Kodama, S., & Osada, T. (1986). Ultrasonic removal of broken instruments in root canals. *International endodontic journal*, 19(6), 298-304.
- Nagy, C. D., Bartha, K., Bernath, M., Verdes, E., & Szabo, J. (1997). A comparative study of seven instruments in shaping the root canal in vitro. *International endodontic journal*, 30(2), 124-132.
- Nevares, G., Cunha, R. S., Zuolo, M. L., & da Silveira Bueno, C. E. (2012). Success rates for removing or bypassing fractured instruments: a prospective clinical study. *Journal of endodontics*, 38(4), 442-444.
- Ng, Y. L., Mann, V., & Gulabivala, K. (2010). Tooth survival following non-surgical root canal treatment: a systematic review of the literature. *International endodontic journal*, 43(3), 171-189.
- Okiji, T. (2003). Modified usage of the Masserann kit for removing intracanal broken instruments. *Journal of endodontics*, 29(7), 466-467.
- Ormiga, F., Gomes, J. A. d. C. P., & de Araújo, M. C. P. (2010). 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*, 36(4), 717-720.
- Otsuka, K., & Ren, X. (2005). Physical metallurgy of Ti–Ni-based shape memory alloys. *Progress in materials science*, 50(5), 511-678.
- Ounsi, H. F., Nassif, W., Grandini, S., Salameh, Z., Neelakantan, P., & Anil, S. (2017). Evolution of nickel-titanium alloys in endodontics. *JOURNAL OF CONTEMPORARY DENTAL PRACTICE*, 18(11), 1090-1096.
- Özbay, Y., Kazangirler, B. Y., Özcan, C., & Pekince, A. (2024). Detection of the separated endodontic instrument on periapical radiographs using a deep learning-based convolutional neural network algorithm. *Australian Endodontic Journal*, 50(1), 131-139.
- Özdayi, K., Yilmaz, S., Dumani, A., & Yoldas, O. (2024). Effects of ultrasonics and trephine burs on dentinal microcrack formation during broken instrument removal procedures: A micro-CT analysis. *Australian Endodontic Journal*, 50(1), 123-130.
- Panitvisai, P., Parunnit, P., Sathorn, C., & Messer, H. H. (2010). Impact of a retained instrument on treatment outcome: a systematic review and meta-analysis. *Journal of endodontics*, 36(5), 775-780.
- Par, M., Cheng, L., Camilleri, J., & Lingström, P. (2024). Applications of smart materials in minimally invasive dentistry—some research and clinical perspectives. *Dental materials*, 40(11), 2008-2016.

- Parashos, P., Gordon, I., & Messer, H. H. (2004). Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *Journal of endodontics*, 30(10), 722-725.
- Parashos, P., & Messer, H. H. (2006). Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *Journal of endodontics*, 32(11), 1031-1043.
- Pécora, J. D., Estrela, C., Bueno, M. R., Porto, O. C., Alencar, A. H. G., Sousa-Neto, M. D., & Estrela, C. R. d. A. (2013). Detection of root canal isthmuses in molars by map-reading dynamic using CBCT images. *Brazilian Dental Journal*, 24, 569-574.
- Pedullà, E., Savio, F. L., Boninelli, S., Plotino, G., Grande, N. M., La Rosa, G., & Rapisarda, E. (2016). Torsional and cyclic fatigue resistance of a new nickel-titanium instrument manufactured by electrical discharge machining. *Journal of endodontics*, 42(1), 156-159.
- Peters, O. A., & Barbakow, F. (2002). Dynamic torque and apical forces of ProFile. 04 rotary instruments during preparation of curved canals. *International endodontic journal*, 35(4), 379-389.
- Pirani, C., & Pedullà, E. (2024). Current trends in Nickel-Titanium instruments for endodontic applications. *Frontiers in Materials*, 11, 1407188.
- Plotino, G., Grande, N., Falanga, A., Di Giuseppe, I., Lamorgese, V., & Somma, F. (2007). Dentine removal in the coronal portion of root canals following two preparation techniques. *International endodontic journal*, 40(11), 852-858.
- Plotino, G., Grande, N. M., Sorci, E., Malagnino, V. A., & Somma, F. (2006). A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo Ni–Ti rotary instruments. *International endodontic journal*, 39(9), 716-723.
- Plotino, G., Pameijer, C. H., Grande, N. M., & Somma, F. (2007). Ultrasonics in endodontics: a review of the literature. *Journal of endodontics*, 33(2), 81-95.
- Prajapati J., J. C., Thumar S., Somani M., Kinariwala N., Ranpariya P. (2024). Analyzing the effectiveness of different methods for instrument retrieval: A comprehensive systematic review. *Journal of Chemical Health Risks*, 14(1), 1092–1097.
- Pruett, J. P., Clement, D. J., & Carnes Jr, D. L. (1997). Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*, 23(2), 77-85.
- Pruthi, P. J., Nawal, R. R., Talwar, S., & Verma, M. (2020). Comparative evaluation of the effectiveness of ultrasonic tips versus the Terauchi file retrieval kit for the removal of separated endodontic instruments. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 45(2).
- Rahimi, M., & Parashos, P. (2009). A novel technique for the removal of fractured instruments in the apical third of curved root canals. *International endodontic journal*, 42(3), 264-270.
- Rapisarda, E., Bonaccorso, A., Tripi, T. R., Condorelli, G. G., & Torrisi, L. (2001). Wear of nickel-titanium endodontic instruments evaluated by scanning electron microscopy: effect of ion implantation. *Journal of endodontics*, 27(9), 588-592.
- Rapisardaa, E., Bonaccorsob, A., Tripib, T. R., & Condorellc, G. G. (1999). Effect of sterilization on the cutting efficiency of rotary nickel-titanium endodontic files. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 88(3), 343-347.
- Roedig, T., Hausdörfer, T., Konietzschke, F., Dullin, C., Hahn, W., & Huelsmann, M. (2012). Efficacy of D-RaCe and ProTaper Universal Retreatment NiTi instruments and hand files in removing gutta-percha from curved root canals—a micro-computed tomography study. *International endodontic journal*, 45(6), 580-589.
- Roig-Greene, J. L. (1983). The retrieval of foreign objects from root canals: a simple aid. *Journal of endodontics*, 9(9), 394-397.
- Ruddle, C. J. (1997). Micro-endodontic nonsurgical retreatment. *Dental Clinics of North America*, 41(3), 429-454.
- Ruddle, C. J. (2002). Broken instrument removal. The endodontic challenge. *Dentistry today*, 21(7), 70.
- Ruddle, C. J. (2004). Nonsurgical retreatment. *Journal of endodontics*, 30(12), 827-845.
- Sattapan, B., Nervo, G. J., Palamara, J. E., & Messer, H. H. (2000). Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *Journal of endodontics*, 26(3), 161-165.
- Saunders, J. L., Eleazer, P. D., Zhang, P., & Michalek, S. (2004). Effect of a separated instrument on bacterial penetration of obturated root canals. *Journal of endodontics*, 30(3), 177-179.

- Schäfer, E., & Tepel, J. (2001). Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part 3. Resistance to bending and fracture. *Journal of endodontics*, 27(4), 299-303.
- Schirrmeister, J. F., Wrbas, K.-T., Schneider, F. H., Altenburger, M. J., & Hellwig, E. (2006). Effectiveness of a hand file and three nickel-titanium rotary instruments for removing gutta-percha in curved root canals during retreatment. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 101(4), 542-547.
- Schrader, C., & Peters, O. A. (2005). Analysis of torque and force with differently tapered rotary endodontic instruments in vitro. *Journal of endodontics*, 31(2), 120-123.
- Setzer, F., Li, J., & Khan, A. (2024). The use of artificial intelligence in endodontics. *Journal of dental research*, 103(9), 853-862.
- Shen, Y., Peng, B., & Cheung, G. S.-p. (2004). Factors associated with the removal of fractured NiTi instruments from root canal systems. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 98(5), 605-610.
- Shen, Y., Zhou, H.-m., Zheng, Y.-f., Peng, B., & Haapasalo, M. (2013). Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics*, 39(2), 163-172.
- Silva, E. J., Crozeta, B. M., Martins, J. N., Moreira, T., Vieira, V. T., Braz-Fernandes, F. M., & Versiani, M. A. (2023). Diamondlike carbon surface treatment improves the fatigue resistance of ultrasonic tips. *Journal of endodontics*, 49(3), 301-306.
- Silvaggio, J., & Hicks, M. L. (1997). Effect of heat sterilization on the torsional properties of rotary nickel-titanium endodontic files. *Journal of endodontics*, 23(12), 731-734.
- Singla, D., Kataria, B., & Kaur, U. (2021). Root canal cleaning and shaping: A review. *International Journal of Health Sciences*, 95-112.
- Siqueira Jr, J. F., & Rôças, I. N. (2022). Present status and future directions: Microbiology of endodontic infections. *International endodontic journal*, 55, 512-530.
- Sotokawa, T. (1988). An analysis of clinical breakage of root canal instruments. *Journal of endodontics*, 14(2), 75-82.
- Souter, N. J., & Messer, H. H. (2005). Complications associated with fractured file removal using an ultrasonic technique. *Journal of endodontics*, 31(6), 450-452.
- Souyave, L., Inglis, A., & Alcalay, M. (1985). Removal of fractured endodontic instruments using ultrasonics. *British Dental Journal*, 159(8), 251-253.
- Spili, P., Parashos, P., & Messer, H. H. (2005). The impact of instrument fracture on outcome of endodontic treatment. *Journal of endodontics*, 31(12), 845-850.
- Stock, C. (1991). Current status of the use of ultrasound in endodontics. *International Dental Journal*, 41(3), 175-182.
- Suter, B., Lussi, A., & Sequeira, P. (2005). Probability of removing fractured instruments from root canals. *International endodontic journal*, 38(2), 112-123.
- Svec, T. A., & Powers, J. M. (2002). The deterioration of rotary nickel-titanium files under controlled conditions. *Journal of endodontics*, 28(2), 105-107.
- Tabassum, S., Zafar, K., & Umer, F. (2019). Nickel-titanium rotary file systems: What's new? *European endodontic journal*, 4(3), 111.
- Terauchi, Y., Ali, W. T., & Abielhassan, M. M. (2022). Present status and future directions: removal of fractured instruments. *International endodontic journal*, 55, 685-709.
- Terauchi, Y., O'Leary, L., Kikuchi, I., Asanagi, M., Yoshioka, T., Kobayashi, C., & Suda, H. (2007). Evaluation of the efficiency of a new file removal system in comparison with two conventional systems. *Journal of endodontics*, 33(5), 585-588.
- Terauchi, Y., O'Leary, L., & Suda, H. (2006). Removal of separated files from root canals with a new file-removal system. *Journal of endodontics*, 32(8), 789-797.
- Terauchi, Y., Sexton, C., Bakland, L. K., & Bogen, G. (2021). Factors affecting the removal time of separated instruments. *Journal of endodontics*, 47(8), 1245-1252.
- Thirumalai, A. K., Sekar, M., & Mylswamy, S. (2008). Retrieval of a separated instrument using Masserann technique. *Journal of Conservative Dentistry*, 11(1), 42-45.
- Thompson, S., & Dummer, P. (1997). Shaping ability of ProFile. 04 Taper Series 29 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. *International endodontic journal*, 30(1), 1-7.

- Torabinejad, M., & Walton, R. E. (2009). *Endodontics: principles and practice*. Elsevier Health Sciences.
- Tzanetakakis, G. N., Kontakiotis, E. G., Maurikou, D. V., & Marzelou, M. P. (2008). Prevalence and management of instrument fracture in the postgraduate endodontic program at the Dental School of Athens: a five-year retrospective clinical study. *Journal of endodontics*, 34(6), 675-678.
- Ungerechts, C., Bårdsen, A., & Fristad, I. (2014). Instrument fracture in root canals-where, why, when and what? A study from a student clinic. *International endodontic journal*, 47(2), 183-190.
- Ürgüplüoğlu, S. N., Akıncı, L., & Şimşek, N. (2024). Micro-computed tomography analysis of shaping ability of nickel–titanium instruments activated by continuous rotation or adaptive motion. *Australian Endodontic Journal*, 50(2), 334-340.
- van der Vyver, P. J., Paleker, F., Vorster, M., & de Wet, F. A. (2019). Root canal shaping using nickel titanium, M-Wire, and Gold Wire: a micro–computed tomographic comparative study of One Shape, ProTaper Next, and WaveOne Gold instruments in maxillary first molars. *Journal of endodontics*, 45(1), 62-67.
- Viana, A., Gonzalez, B., Buono, V., & Bahia, M. (2006). Influence of sterilization on mechanical properties and fatigue resistance of nickel–titanium rotary endodontic instruments. *International endodontic journal*, 39(9), 709-715.
- Viana, A. C. D., de Melo, M. C. C., de Azevedo Bahia, M. G., & Buono, V. T. L. (2010). Relationship between flexibility and physical, chemical, and geometric characteristics of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 110(4), 527-533.
- Walia, H., Brantley, W. A., & Gerstein, H. (1988). An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *Journal of endodontics*, 14(7), 346-351.
- Walters, J. D., & Rawal, S. Y. (2007). Severe periodontal damage by an ultrasonic endodontic device: a case report. *Dental Traumatology*, 23(2), 123-127.
- Ward, J. R., Parashos, P., & Messer, H. H. (2003). Evaluation of an ultrasonic technique to remove fractured rotary nickel-titanium endodontic instruments from root canals: an experimental study. *Journal of endodontics*, 29(11), 756-763.
- Webber, M., Piasecki, L., Jussiani, E. I., Andreello, A. C., Dos Reis, P. J., Azim, K. A., & Azim, A. A. (2020). Higher speed and no glide path: a new protocol to increase the efficiency of XP Shaper in curved canals—an in vitro study. *Journal of endodontics*, 46(1), 103-109.
- Weiger, R., ElAyouti, A., & Löst, C. (2002). Efficiency of hand and rotary instruments in shaping oval root canals. *Journal of endodontics*, 28(8), 580-583.
- Wohlgemuth, P., Cuocolo, D., Vandrangi, P., & Sigurdsson, A. (2015). Effectiveness of the GentleWave system in removing separated instruments. *Journal of endodontics*, 41(11), 1895-1898.
- Wolcott, J., & Himel, V. T. (1997). Torsional properties of nickel-titanium versus stainless steel endodontic files. *Journal of endodontics*, 23(4), 217-220.
- Wu, J., Lei, G., Yan, M., Yu, Y., Yu, J., & Zhang, G. (2011). Instrument separation analysis of multi-used ProTaper Universal rotary system during root canal therapy. *Journal of endodontics*, 37(6), 758-763.
- Yang, Q., Shen, Y., Huang, D., Zhou, X., Gao, Y., & Haapasalo, M. (2017). Evaluation of two trephine techniques for removal of fractured rotary nickel-titanium instruments from root canals. *Journal of endodontics*, 43(1), 116-120.
- Yao, J. H., Schwartz, S. A., & Beeson, T. J. (2006). Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *Journal of endodontics*, 32(1), 55-57.
- Yared, G., Bou Dagher, F., & Machtou, P. (2001). Failure of ProFile instruments used with high and low torque motors. *International endodontic journal*, 34(6), 471-475.
- Yared, G., & Sleiman, P. (2002). Failure of ProFile instruments used with air, high torque control, and low torque control motors. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 93(1), 92-96.
- Ye, J., & Gao, Y. (2012). Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *Journal of endodontics*, 38(1), 105-107.
- Zehnder, M. (2006). Root canal irrigants. *Journal of endodontics*, 32(5), 389-398.

- Zelada, G., Varela, P., Martín, B., Bahillo, J. G., Magán, F., & Ahn, S. (2002). The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments. *Journal of endodontics*, 28(7), 540-542.
- Zhou, H., Peng, B., & Zheng, Y. F. (2013). An overview of the mechanical properties of nickel–titanium endodontic instruments. *Endodontic topics*, 29(1), 42-54.

