



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**KÖK KANALINDA KIRILAN EL EĞELERİ
VE DÖNER ALETLERİN
ÇIKARTILMASINDA KULLANILAN İKİ
FARKLI TEKNİĞİN ETKİNLİĞİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

MERVE DULUNDU

UZMANLIK TEZİ

Doç. Dr. Dilek YİĞİT

KOCAELİ – 2021



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**KÖK KANALINDA KIRILAN EL EĞELERİ
VE DÖNER ALETLERİN
ÇIKARTILMASINDA KULLANILAN İKİ
FARKLI TEKNİĞİN ETKİNLİĞİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

MERVE DULUNDU

UZMANLIK TEZİ

Doç. Dr. Dilek YİĞİT

Bu araştırma, Kocaeli Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 2391 proje numarası ile desteklenmiştir.

KOCAELİ – 2021

ONAY

Bu tez Uzmanlık Tezi Standartlarına uygun bulunmuştur.

Doç. Dr. Dilek YİĞİT
Endodonti Anabilim Dalı Başkanı

.....

Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı Uzmanlık öğrencisi Merve Dulundu'nun hazırladığı “Kök Kanalında Kırılan El Eğeleri Ve Döner Aletlerin Çıkartılmasında Kullanılan İki Farklı Tekniğin Etkinliğinin Değerlendirilmesi” başlıklı tez, kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Doç. Dr. Dilek YİĞİT

Uzmanlık Tez Sınavı Jüri Üyeleri:

Doç. Dr. Dilek YİĞİT

Prof. Dr. Nimet GENÇOĞLU

Doç. Dr. Taha ÖZYÜREK

Tarih://.../2021...

Bu tez KOÜ Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulu'nun//.../.... tarih ve ... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

.....

Prof. Dr. H. Emre ÖZEL

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

BEYAN

Bu tez çalışmasının Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi uzmanlık tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Tarih

Merve DULUNDU

(İmza)

İthaf

Bu uzmanlık tezimi, benim bu günlere gelmem için hiçbir fedakârlıktan kaçınmayan ve her zaman yanımda olan canım aileme ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım, bu uzmanlık tezinin ortaya çıkmasında büyük katkıları ve emekleri olan değerli danışman hocam; Doç. Dr. Dilek YİĞİT'e,

Tez sürecinde desteğini esirgemeyen, süreci yakından takip eden sayın dekanımız Prof. Dr. H. Emre Özel'e,

Tez çalışmamın laboratuvar aşamasında bana değerli vaktini ayırarak, vermiş olduğu desteklerinden dolayı Dr. Öğretim Üyesi Egemen AVCU'ya,

Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Anabilim Dalı'nda beraber görev yaptığım tez çalışmamın her anını paylaştığım Arş. Gör. Dt. Zeynep Aysal'a, yine yardım ve desteklerini hiç esirgemeyen çok değerli arkadaşlarım Arş. Gör. Dt. Özge Söyleyici Alper, Arş. Gör. Dt. Rauf Hacıbayov, Arş. Gör. Dt. Sena Kolunsağ, Arş. Gör. Dt. Damla Gür, Arş. Gör. Dt. Nurseli Gündoğdu, Arş. Gör. Dt. Onur Emir Özkan ve tüm bölüm çalışanlarına,

Çalışmanın gerçekleştirilmesinde (proje no: 2391) bana maddi destek sağlayan Kocaeli Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne,

Hayatım boyunca hiçbir fedakarlıktan kaçınmadan beni bugünlerime getiren, bana hep destek olan canım aileme,

En içten teşekkürlerimi sunarım.

Arş. Gör. Dt. Merve DULUNDU

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY	
BEYAN	
İTHAF	
TEŞEKKÜR	
TABLolar DİZİNİ	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	ix
RESİMLER DİZİNİ	x
KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ	xii
1. ÖZET	1
2. SUMMARY	2
3. GİRİŞ VE AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER	6
4.1. Kök Kanal Şekillendirilmesinde Kırılan Aletler	6
4.1.1. Paslanmaz Çelik Aletler	6
4.1.1.1. K-Tipi Kanal Aleti	6
4.1.1.2. Hedström (H-Tipi) Kanal Aleti	7
4.1.1.3. Tirnerfler	7
4.1.2. Ni-Ti Döner Alet	7
4.1.2.1. ProTaper Universal Sistem	8
4.2. Kırılma Türleri	9
4.3. Kanalda Alet Kırılmasını Etkileyen Faktörler	9
4.3.1. Operatöre Bağlı Faktörler	10
4.3.2. Dişin Anatomisine Bağlı Faktörler	10
4.3.2.1. Giriş Kavitesi	10
4.3.2.2. Kök Kanal Anatomisi	11
4.3.3. Kanal Aletine Bağlı Faktörler	12
4.3.4. Tekniğe Bağlı Faktörler	13
4.3.4.1. Operatörün Endomotoru Kullanma Şekli	13

4.3.4.2. Şekillendirme Tekniği	13
4.3.4.3. Aletin Kullanım Sıklığı ve Sterilizasyon	14
4.3.4.4. İrriganlar	15
4.4. Kök Kanalında Kırık Alet Oluşmaması İçin Alınan Önlemler	16
4.5. Kanalda Kırık Alet Meydana Geldiğinde Önerilen Yaklaşımlar	17
4.6. Kırık Alet Çıkarabilmeyi Etkileyen Faktörler	17
4.6.1. Dişin Morfolojisi	18
4.6.2. Lokalizasyon	18
4.6.3. Kırık Aletin Türü ve Uzunluğu	18
4.6.4. Seçilen Teknik	19
4.6.5. Hasta Faktörü	19
4.6.6. Operatör Faktörü	19
4.7. Kök kanalından Kırık Alet Çıkarılırken Kullanılan Teknikler	19
4.7.1. Ultrasonik Teknik	20
4.7.2. Broken Tool Remover-BTR Pen	21
4.8. Dental Operasyon Mikroskobu	21
4.9. Kırık Alet Çıkarma Sırasında Karşılaşılan Komplikasyonlar	21
4.10. Vertikal Kök Kırığı	24
4.11. Kırılma Direnci Testi	25
5.GEREÇ VE YÖNTEM	27
5.1. Gereç	27
5.2. Yöntem	28
5.2.1. Örneklerin Seçimi ve Hazırlanması	28
5.2.2. Grupların Oluşturulması	29
5.2.3. Kırık Aleti Kök Kanalından Çıkarabilme İşlemi	30
5.2.4. Kök Kanallarının Şekillendirilmesi	43
5.2.5. Etkinliklerin değerlendirilmesi	43
5.2.6. İstatistiksel İncelemeler	49
6. BULGULAR	50
6.1. Kırık Aletin Kök Kanalından Çıkarılabilme Başarısına İlişkin Bulgular	50

6.2. Kırık Aletin Kök Kanalından Çıkarılabilme Süresine İlişkin Bulgular	53
6.3. Dişlerin Kök Kırılma Dirençlerine İlişkin Bulgular	56
7. TARTIŞMA	59
8. SONUÇLAR	69
9. KAYNAKLAR	70
10. ETİK KURUL ONAYI	89
11. ÖZGEÇMİŞ	91



TABLolar DİZİNİ

Tablo	Sayfa
Tablo 1. Çeşitli döner alet sistemlerinin hareket şekli	8
Tablo 2. Grupların sınıflandırılması	31
Tablo 3. İki farklı tekniğe göre kırık aletin çıkarılabilme başarısının karşılaştırılması	50
Tablo 4. Kırık aletin lokalizasyonuna göre çıkarılabilme başarısının karşılaştırılması	50
Tablo 5. Farklı kırık alet tipine göre çıkarılabilme başarısının karşılaştırılması	51
Tablo 6. Farklı bölge ve tekniğe göre kırık aletin çıkarılabilme başarısının karşılaştırılması	52
Tablo 7. Farklı bölgelerde bulunan farklı kırık alet tipinin çıkarılabilme başarısının karşılaştırılması	53
Tablo 8. İki farklı tekniğe göre kırık aletin çıkarılabilme süresinin karşılaştırılması	53
Tablo 9. Kırık aletin lokalizasyonuna göre çıkarılabilme süresinin karşılaştırılması	54
Tablo 10. Kırık alet tipine göre çıkarılabilme süresinin karşılaştırılması	54
Tablo 11. Farklı bölge ve farklı kırık alet tipine göre çıkarılabilme süresinin karşılaştırılması	55
Tablo 12. İki farklı teknik kullanılan deney gruplarının kontrol gruplarıyla kırılma direncinin karşılaştırılması	56
Tablo 13. Grupların kök kırılma direncinin karşılaştırılması	58

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil	Sayfa
Şekil 1. Örneklerin deney ve kontrol gruplarına dağılımı	29
Şekil 2. Deney gruplarının dağılımı	30
Şekil 3. Grupların başarı oranlarının karşılaştırılması	51
Şekil 4. Grupların kendi içerisindeki başarı oranlarının karşılaştırılması	52
Şekil 5. Gruplardaki kırık aletin çıkarılabilme süreleri	55
Şekil 6. Dişlerin kırılma direncinin karşılaştırılması	57



RESİMLER DİZİNİ

Resim	Sayfa
Resim 1. Modifiye edilmiş #1, #2, #3 nolu GG frezler	31
Resim 2. Ultrasonik cihaz (EMS miniMaster Piezon, Nyon, İsviçre)	33
Resim 3. 180° açılı eğe tutucu (EMS, Sybron Endo, Nyon, İsviçre) ve ultrasonik uçlar (EMS, Sybron Endo, İsviçre)	33
Resim 4. (a ve c) Orta üçlüde kırık alet, (b ve d) Kırık aletin ultrasonik ile çıkarıldıktan sonraki görüntüsü	34
Resim 5. (a ve c) Apikal üçlüde kırık alet, (b ve d) Kırık aletin ultrasonik ile çıkarıldıktan sonraki görüntüsü	35
Resim 6. (a ve c) Orta üçlüde kırık alet, (b ve d) Kırık aletin ultrasonik ile çıkarıldıktan sonraki görüntüsü	36
Resim 7. (a ve c) Apikal üçlüde kırık alet, (b ve d) Kırık aletin ultrasonik-BTR Pen ile çıkarıldıktan sonraki görüntüsü	37
Resim 8. Kırık aletin ultrasonik ile trefin edildikten sonra periapikal filmdeki görüntüsü	38
Resim 9. Kırık aletin x2,5 büyütme altında BTR Pen ile çıkarılma sırasındaki görüntüsü	38
Resim 10. BTR Pen ve ucu	39
Resim 11. Kırık aletin BTR Pen ile kavranması	39
Resim 12. x2,5 büyütme altında kırık aletin BTR Pen ile çıkarıldıktan sonraki görüntüsü	40
Resim 13. (a ve c) Orta üçlüde kırık alet, (b ve d) Kırık aletin ultrasonik-BTR Pen ile çıkarıldıktan sonraki görüntüsü	41
Resim 14. x2,5 büyütme altında orta üçlüde bulunan kırık aletin BTR Pen ile çıkarılma sırasındaki görüntüsü	42
Resim 15. x2,5 büyütme altında orta üçlüde bulunan kırık aletin BTR Pen ile çıkarıldıktan sonraki görüntüsü	42
Resim 16. Akrilik rezine gömülmüş bazı örnekler	44
Resim 17. Kırılma deneyinde kullanılan universal test cihazı	45

Resim 18. Universal test cihazında ölçülen değerlerin kaydedilmesi	46
Resim 19. Universal test cihazına yerleştirilen bir örnek	47
Resim 20. Kırılma deneyi sonrası alınan görüntü	47
Resim 21. Kırılma deneyi sonrası	48



KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

cm	Santimetre
dk	Dakika
DOM	Dental Operasyon Mikroskobu
EDTA	Etilendiamin Tetraasetik Asit
GG	Gates Glidden
H-tipi	Hedström
KIBT	Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
mm	Milimetre
N	Newton
Ni-Ti	Nikel Titanyum
PTN	ProTaper Next
PTU	ProTaper Universal
rpm	Dakikadaki Devir Sayısı
SAF	Self Adjusting File
SS	Paslanmaz Çelik
TFA	Twisted File Adaptive
ultr	Ultrasonik
UTC	Universal Test Cihazı
VKK	Vertikal Kök Kırığı

Simgeler

°	Derece
°C	Santigrat
&	Ve
%	Yüzde

Formüller**NaOCl**

Sodyum Hipoklorit

NaCl

Sodyum Klorür



1. ÖZET

Kök Kanalında Kırılan El Eğeleri ve Döner Aletlerin Çıkartılmasında Kullanılan İki Farklı Tekniğin Etkinliğinin Değerlendirilmesi

Bu çalışma kök kanalında farklı lokalizasyonlarda kırılan döner alet ve el eğelerinin, ultrasonik teknik ve ultrasonik-BTR Pen kombine tekniğiyle uzaklaştırılabilme başarısını, süresini ve kök kırılma dayanımı üzerine etkisinin değerlendirilmesini amaçlamaktadır. Çalışmamızda 130 adet çekilmiş üst azı insan dişi kullanıldı. Dişler 10 gruba (8 deney grubu, pozitif ve negatif kontrol grupları) ayrıldı. Deney grupları kırık aletin lokalizasyonu, kırık aletin tipi ve çıkartma yöntemine göre oluşturuldu. Deney grubundaki dişlerin apikal veya orta üçlü bölgesinde, #25 K-tipi veya 25/.06 Ni-Ti kanal aleti 3 mm'lik uzunlukta kırıldı. Kırık aletler ultrasonik veya ultrasonik-BTR Pen kombine tekniği kullanılarak çıkarıldı. Deney grubundaki dişlerin kırık alet çıkarılabilme başarısı ve süresi kaydedildi. Daha sonra deney ve kontrol gruplarındaki tüm dişler universal test cihazında 1mm/dk hızda yüke maruz bırakıldı. Örneklerin kök kırılma direnci Newton cinsinden kaydedildi. Kırık alet çıkartma başarı oranı, süresi ve dişlerin kök kırılma direnci istatistiksel olarak analiz edildi. Ultrasonik ve ultrasonik-BTR Pen ile kırık alet çıkarılabilme başarısı sırasıyla %83,3 ve %86,7 bulunmuş olup, iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$). Apikal bölgede ($30,13\pm 5,8$ dk) bulunan kırık aletin çıkarılabilme süresi orta bölgeye ($18,82\pm 6,3$ dk) göre anlamlı derecede fazladır ($p<0,05$). Apikal ($104,4\pm 35,5$ N) ve orta bölgeden ($115,2\pm 65,9$ N) kırık alet çıkartılan dişlerin kök kırılma dirençleri arasında anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$). K-tipi ($114,6\pm 64,1$ N) ve Ni-Ti ($105,6\pm 40,8$ N) kanal aletlerinin çıkartıldığı diş gruplarının kök kırılma dirençleri arasında anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$). Ultrasonik ve ultrasonik-BTR Pen grupları arasında kırık alet çıkarılabilme başarısı, süresi ve kök kırılma direnci açısından anlamlı derecede fark yoktur. Kırık aletin lokalizasyonu ve tipi kök kanalından çıkarılabilme süresini etkilemektedir.

Anahtar Sözcükler: BTR-Pen, kırık alet, Ni-Ti döner eğe, ultrasonik

2. SUMMARY

Evaluation of Effectiveness of Two Different Techniques Used in Removal of Broken Hand Files and Rotary Instruments in the Root Canal

The aim of this study was to compare ultrasonic technique and ultrasonic-BTR Pen in removal of rotary instruments and hand files in different localizations from root canals in terms of success rate, time and fracture resistance. In this study, 130 extracted maxillary human teeth were used. Teeth were divided into 10 groups (8 experimental groups, positive and negative control groups) according to the localization, type of the fractured fragment and the retrieval techniques. 3 mm apical segments of #25 K-files or #25/.06 taper rotary instruments were separated in the apical or middle region of the teeth. Broken instruments were removed using the ultrasonic or ultrasonic-BTR Pen combined techniques. The success rate of instrument removal and consumed time were recorded. All teeth were subjected to a load at a rate of 1 mm / min in a universal testing machine. The fracture strength of samples was recorded in Newtons. The results were analyzed statistically. The success of removing broken instruments with ultrasonic and ultrasonic-BTR Pen was 83.3% and 86.7% respectively. There was no statistically significant difference between the two techniques ($p > 0.05$). The apical region (30.13 ± 5.8 min) was significantly higher than the middle region (18.82 ± 6.3 min) in terms of the time to remove the broken instrument ($p < 0.05$). The mean force recorded in the apical-third group (104.4 ± 35.5 N) and the middle-third group (115.2 ± 65.9 N) did not significantly differ ($p > 0.05$). Removal of either K-files (114.6 ± 64.1 N) or Ni-Ti (105.6 ± 40.8 N) instruments did not significantly affect the fracture strength of teeth ($p > 0.05$). There was no significant difference between the ultrasonic and ultrasonic-BTR Pen groups in terms of the success, time and fracture strength. The localization and type of the broken instruments significantly correlated with the time consumed.

Key Words: BTR Pen, fractured fragments, Ni-Ti rotary instruments, ultrasonic

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Vertikal kök kırıkları fasiyolingual düzlemde meydana gelir (1,2). Sadece bukkal kök yüzeyinde veya sadece lingual kök yüzeyinde gerçekleşebildiği gibi apikalden servikale kadar tam olmayan kırık şeklinde de uzanabilir. Longitudinal olarak uzanan bu kırık apikalden veya orta üçlünden başlayabilir (3).

Post yerleşimi, dişlerdeki farklı anatomik yapılar, çiğneme kuvvetleri ve kanaldan kırık aleti çıkarma girişimleri vertikal kök kırığına neden olabilir (4–6). Bununla birlikte, kanal şekillendirilmesi sırasında oluşan aşırı dentin kaybı da kök kırılma riskini belirgin şekilde artırır (7,8).

Nikel titanyum (Ni-Ti) döner aletler minimum transportasyon riski, esneklik özellikleri ve merkezleme kabiliyeti gibi avantajları nedeniyle endodontide yaygın olarak kullanılmaktadır (9). Ni-Ti döner aletler özellikle eğimli kanallarda kök kanal tedavisini kolaylaştırıp, tedavi başarı oranını artırmaktadır (10).

Birçok avantajına rağmen, Ni-Ti kanal alet kırığı özellikle kurvatürlü molar dişlerde klinisyenler için sorun olmaya devam etmektedir. Alet kırığı operatör deneyimi (11), kanalın eğimi (12), dönüş hızı, tork (13), alet tasarımı (14), kullanım sayısı (15), üretime bağlı faktörler ve sterilizasyon prosedürü gibi çeşitli faktörler ile ilişkilendirilir. Kanal anatomisi ve döner aletlerin boyutu önemli olan diğer faktörler arasında yerini alır (16). Ni-Ti döner aletler fleksural (bükülme) ve torsiyonel (burulma) yorgunluk ya da her iki yorgunluğa bağlı kırılabilir (17). Paslanmaz çelik eğeleri ise aşırı tork nedeniyle kırılır (17). Ni-Ti döner aletler paslanmaz çelik (SS) eğelerinin aksine plastik deformasyona uğramadan kırılır (18–20). Ni-Ti kanal aletlerinin kırılma insidansı %0,4 ile %5 arasında değişmektedir (21,22).

Bazı çalışmalarda periapikal lezyonun, tedavinin prognozunu etkilediği bildirilmiştir (23,24). Bir diğer çalışma, kök kanalında kalan kırık aletlerin, dişlerin iyileşme sürecini etkilemediğini belirtmiştir (25). Enfekte bir dişte şekillendirmeden önce kanal aleti kırılması, tedavi başarı şansını düşürebilir (26). Tedavi prognozu kök kanal şekillendirme aşaması, mikrobiyal kontaminasyon seviyesi ve kırık aletin kanaldaki yeri gibi birçok faktörden etkilenir (27). Kök kanal şekillendirilmesinden sonra meydana gelen alet kırığının, en iyi prognoza sahip olacağı bildirilmiştir (28).

Kırık alet meydana geldiğinde üç cerrahi olmayan yaklaşım bulunmaktadır: Kırık aleti çıkarmak (9); kırık aleti bypass etmek (29); kırık aleti yerinde bırakıp, kanalı

şekillendirmek ve kök kanal dolgusunu tamamlamaktır (30). Kırık aletin kanaldan uzaklaştırılması, fazla miktarda kök dentinin çıkarılmasına neden olup, kök direncinin %30 ile %40 oranında azalmasına neden olur ve vertikal kök kırığını artırır (31,32). Bazı çalışmalarda kırık aletin endodontik tedavi üzerindeki prognozu, kontrol gruplarına kıyasla %19 daha düşük bulunmuştur (23,25,33).

Kök kanalından kırık aletleri çıkarmak oldukça zor ve zaman alıcıdır. Kırık parçaları kanaldan uzaklaştırabilme başarısını etkileyen faktörler arasında kırık aletin kanal kurvatürü ile ilişkisi, kanaldaki pozisyonu ve kanalın kurvatür açısı yer almaktadır.

Masserann kiti (Micromega, Besançon, Fransa), Canal Finder System (Societe Endo Tekniği, Marsilya, Fransa), Cancellier Instrument Removal System (SybronEndo, Orange, CA, ABD), Ruddle Instrument Removal System (Dentsply, Tulsa, OK, ABD) ve ultrasonik sistemler, metal parçaların kök kanallarından çıkarılmasında kullanılmıştır (34). Bahsedilen teknikler arasında ultrasonik uçlar en çok kullanılan sistemlerden bir tanesidir (34,35).

Bir çalışmada modifiye Gates Glidden (GG) frezleri, ultrasonik cihaz ve dental operasyon mikroskobunun (DOM) kombine kullanıldığı bir teknik bildirilmiştir (36). Çeşitli in vitro ve in vivo çalışmalarla araştırılan bu yöntem kırık aletlerin çıkarılmasında kullanılan başarılı bir tekniktir (30,37,38). DOM ve ultrasonik cihazın birlikte kullanılmasıyla, kırık aletlerin çıkarılabilme başarısı ve güvenliği artmaktadır (30,39).

Bu teknikte modifiye GG frezleri kullanılarak kök kanalında koronal genişletme yapılır. Ultrasonik cihazın, kırık eğe çevresindeki dentini uzaklaştırmak için tasarlanmış özel uçları bulunur. Bu ultrasonik uçlar, kırık aletin koronalinde bir staging platform oluşturulduktan sonra kullanılır (30,40). Ultrasonik titreşimin kırık alete iletilmesiyle onu serbest hale getirir ve kök kanalından uzaklaştırır. (30,36).

Bu yöntemlerle kök perforasyonu, kırık parçanın apekten taşması, aşırı dentin kaybı ve kök yüzeyinde sıcaklık artışı gibi komplikasyonlar meydana gelebilir (41–45). Kırık aletlerin ultrasonikle uzaklaştırılması sırasında belirli miktarda dentin kaybı kaçınılmazdır ve bu işlem de kökün bütünlüğünü tehlikeye atabilir (32,46,47). Diğer dezavantajları özellikle apikal üçlüde vertikal kök kırığı (13,31,32,37), basamak oluşumu ve transportasyon sayılabilir. Kökün kırılma riski kırık aletin kanaldaki lokalizasyonuna ve kullanılan tekniğe bağlıdır (48). Orta ve apikal üçte birlik bölgeden kırık alet

uzaklaştırmanın dişin kuvvetlere karşı direncini önemli ölçüde etkilediği bildirilmiştir (32).

Bu çalışma diş kök kanalında farklı lokalizasyonlarda kırılan döner alet ve el eğelerinin, ultrasonik teknik ve ultrasonik-BTR Pen kombine tekniğiyle uzaklaştırılabilme başarısını, süresini ve kök kırılma dayanımı üzerine etkisinin değerlendirilmesini amaçlamaktadır.



4. GENEL BİLGİLER

4.1. Kök Kanal Şekillendirilmesinde Kırılan Aletler

Kök kanalının şekillendirilmesi; pulpanın uzaklaştırılması, kanalın etkili dezenfeksiyonu ve iyi bir kök kanal dolgu materyalini yerleştirecek şekilde hazırlanması aşamalarını kapsar.

Bu işlemler sırasında meydana gelen komplikasyonlardan biri alet kırığıdır. Alet kırığı her klinisyenin başına gelebilecek istenmeyen ve endişe verici bir durumdur. Bir çalışmada, kök kanal tedavisi uygulanan dişlerdeki kırık alet varlığı insidansının %0,7 ile %7,4 arasında olduğu bildirilmiştir (25,33,49). Alet kırığı, hem ön hem de arka dişlerde meydana gelebilir ve en sık azı dişlerinde gerçekleşir (49). Alet kırığı genellikle kök kanalında apikal üçlüde meydana gelir (50). Kök kanal preparasyonunda kullanılan tüm aletler kırılabilir (51,52). Bu kırık parçalar nikel-titanyum (Ni-Ti), paslanmaz çelik ve karbon çelik aletler olabilir.

4.1.1. Paslanmaz Çelik Aletler

4.1.1.1. K-Tipi Kanal Aleti

El eğeleri ilk kez 1900'lerin başlarında Kerr firması tarafından üretildi. Kanal aletlerine "K-tipi" eğe ya da K-file ve K-tipi reamer ya da K-reamer adı verildi. Kanal aletleri ilk olarak karbon çeliğinden üretiliyordu. Daha sonra, paslanmaz çelik ve Ni-Ti'den üretilen K tipi eğe kullanımı kaliteyi artırdı.

K-tipi eğeleri ve reamerlar, kare ve üçgen kesitli tellerin burulmasıyla oluşur. Kanal aletleri rotasyonel ve reaming hareketiyle kullanılır. Genellikle, bir reamer hareketi, eğeleme hareketinden daha az transportasyona neden olur (53,54). K-tipi eğelerle plastik deformasyondan sonra saat yönünde rotasyon hareketi yapılmaya devam edilirse kırılma gerçekleşir (55). K-tipi eğeler, spirallerde açılma olmadıkça kırılmazlar. Eğeler reamera göre daha az spiral içerir. Kanal aleti ne kadar esnek olursa, o kadar dayanıklıdır. Bir alet maksimum 90° döndürülerek kullanılırsa aletin kırılma ihtimali azalır. Kırık aletlerin bildirilen insidans oranı %0,25 ile %6 arasında değişmektedir (25,33,56).

4.1.1.2. Hedström (H-Tipi) Kanal Aleti

H-tipi eğeler yuvarlak, paslanmaz çelikten üretilmiştir. Bu eğeler, daha keskin kenarlara sahip olması nedeniyle itme çekme hareketlerinde etkilidir (57). Kırılma olasılığı nedeniyle rotasyonel çalışma hareketleri kesinlikle önerilmez. K-tipi eğelerde olduğu gibi, H-tipi eğelerde tek kullanımlık aletler olarak tanımlanmıştır. H-tipi eğelerinin bükülmesi, K-tipi aletlere göre daha fazla stres konsantrasyonuna neden olur. Bu tasarım varyasyonları ve kesici kenarların eğim açısı, H-tipi eğenin etkinliğini belirler.

4.1.1.3. Tirnerfler

Tirnerfler çeşitli boyutlarda ve renk kodlarında üretilmektedir. Ni-Ti döner aletlerin ortaya çıkışından bu yana tirnerflerin kullanımı azalmıştır. Acil tedavide prosedürleri hızlandırmak için vital pulpayı çıkarmada etkilidir. Ayrıca kök kanallarından pamukları çıkarmak için de kullanılabilir.

4.1.2. Ni-Ti Döner Alet

Endodontide en önemli değişikliklerden biri, nikel ve titanyumdan oluşan nitinolün gelişmesiyle Ni-Ti kanal aletinin süper elastiklik yapısının olmasıdır. Nitinol, şekil hafızası özelliğiyle stres giderildikten sonra orijinal şekline dönme yeteneği sergiler. Alet tasarımı, alaşım bileşimi ve üretim sürecindeki metalurjik gelişmelere rağmen, preparasyon sırasında hala kanal aleti kırılabilmektedir. Ni-Ti döner aletleri SS el aletlerine göre daha yüksek kırılma oranına sahiptir (20,49). Bir çalışmada %1,68 Ni-Ti döner alet kırılma insidansı ve %0,25'lik SS eğeleri kırılma insidansı bildirildi (49). Çeşitli döner alet sistemleri arasında ProTaper Universal (PTU), K3, ProTaper Next (PTN), Twisted File, Twisted File Adaptive (TFA), Resiproc, WaveOne, MTwo gibi sistemler yer almaktadır. Bu sistemler sürekli rotasyon, resiprokasyon veya ileri-geri hareketlerle çalışır. Resiprokasyon, bir aletin saat yönünün tersi yönünde 150° ya da 170° döndükten sonra saat yönündeki 30° ya da 50° dönüşünü izleyen hareketidir (58).

Tablo 1. Çeşitli döner alet sistemlerinin hareket şekli

SÜREKLİ ROTASYON HAREKETİ	PTU (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) PTN (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) K3 (Sybron Endo, Orange, CA, ABD) Twisted File (SybronEndo, Orange, CA, ABD) Mtwo (VDW, Munich, Almanya)
RESİPROKASYON HAREKETİ	WaveOne (Dentsply Maillefer, İsviçre) Resiproc (VDW, Munich, Almanya) TFA (SybronEndo, Orange, CA, ABD)
İLERİ - GERİ HAREKET	Self Adjusting File (SAF) (ReDent-Nova, Ra'anana, İsrail)

4.1.2.1. ProTaper Universal Sistem

PTU döner alet sistemi üç şekillendirme ve üç bitirme eğelerinden oluşur. 2006 yılında bu sete iki bitirme eğesi daha eklenmiştir. PTU sistemi Dr. Cliff Ruddle, Dr. John West ve Dr. Pierre Machtou tarafından tasarlanmıştır (59). Üç şekillendirici eğeler sırasıyla SX, S1, S2, bitirme eğeleri F1, F2, F3, son eklenen bitirme eğeleri ise F4, F5 olarak adlandırılır. SX, altın renkli sapında, tanımlama halkası yoktur ve 19 mm uzunluğunda D0 noktasında 0,19 mm çapa sahiptir. S1, S2, F1, F2, F3 eğelerinin saplarında sırasıyla mor, beyaz, sarı, kırmızı, mavi halkalar bulunur (60). D0 noktasında çapları sırasıyla 0,17 mm, 0,19 mm, 0,20 mm, 0,25 mm, 0,30 mm'dir (60). Enine kesitlerde radyal alan içermeyen kesici kenarlara sahip dışbükey üçgen kesit gösterir. PTU eğeleri %2 ile %19 arasında değişen konikliğe sahiptir. Bitirme eğelerinde 14 mm uzunluğunda kesici bıçaklar bulunur. Sistem crown down tekniğiyle kullanılır.

Bitirme eğelerinin yuvarlak kesici uçları yoktur. PTU için manuel olarak (61) veya özel döner aletlerle glide path kullanımı önemlidir (62). İkinci önemli olan nokta koronal genişletmenin yapılmasıyla sıradaki kullanılacak olan daha büyük eğenin kırılması

önlendir. Apikal transportasyonu azaltmak için PTU sistemin daha az konik, daha esnek versiyonu geliştirilmiştir (63). Bu sistemin daha yeni bir versiyonu olan ProTaper Next M-Wire'dan üretilmiştir, PTU'dan daha iyi özelliklere sahiptir (64–66).

4.2. Kırılma Türleri

Kanal aletleri rotasyon sırasında iki farklı nedenle kırılır (29,67). Birincisi burulmaya bağlı kırık ve ikincisi bükülme yorgunluğunun neden olduğu kırıktır (29,64).

Torsiyonel (burulma) kırık: Torsiyonel kırık, gövde kısmı dönmeye devam ederken aletin ucu kanala sıkıştığında meydana gelir. Kanal aletinin uyguladığı tork ile metalin elastik sınırı aşıldığında kırılma gerçekleşir (68). Genellikle torsiyonel kırık, kanal aletleri plastik deformasyona uğradıktan sonra gerçekleşir (29). Burulma gerilimi ve yorgunluk birikimi kombinasyonunun neden olduğu torsiyonel kırık ile metal yorgunluğu ve nikel-titanyum döner aletlerin kırılma ilişkisi hala tartışılmaktadır (69).

Fleksural (bükülme) kırık: Kanalda alet sıkışmaz, ancak alet kanalda serbestçe dönerken maksimum bükülme noktasında gerilim ve kompresyon oluşur (69,70). Bu durum kırık oluşana kadar devam eder (69,70). Bir alet dönmeye devam ederken, kurvatürün dış tarafındaki gövdenin kısmi gerilim halindeyken, kurvatürün iç tarafındaki gövde kısmi kompresyon halindedir. Bu tekrarlanan gerilim ve kompresyon döngüsü, aletin zamanla döngüsel yorgunluğunu artırır ve alet kırılır (66,67). Fleksural kırık metal yorgunluk nedeniyle oluşur.

Peng ve ark. (20) kırık aletlerin çoğunu fleksural kırık olarak sınıflandırdı ve metal yorgunluğun önemli olduğunu açıkladı. Ni-Ti alaşımının yorgunluğa bağlı çatlak gelişme oranları, diğer metallere göre daha yüksektir (71). Buna karşılık Sattapan ve ark. (29) kanalda kırılan aletlerin %55,7'sinde torsiyonel kırık, %44,3'ünde ise fleksural kırık meydana geldiğini bildirmişlerdir. Kök kanal şekillendirilmesi sırasında fazla apikal kuvvet uygulanmasıyla torsiyonel kırık meydana gelebilir. Alapati ve ark. (72), Ni-Ti döner eğe kırılmasının, preparasyon sırasında alete fazla apikal kuvvet uygulamaktan kaynaklandığını bildirdi.

4.3. Kanalda Alet Kırılmasını Etkileyen Faktörler

Kök kanal aletlerinin kırılmasını etkileyen birçok faktör bulunur; bunlar dört kategoride gruplandırılır:

- Operatöre bağlı faktörler
- Dişin anatomisine bağlı faktörler
- Kanal aletine bağlı faktörler
- Tekniğe bağlı faktörler

Bu faktörler yüksek kalitede in vitro ve klinik çalışmalara dayanarak değerlendirilmiştir (73).

4.3.1. Operatöre Bağlı Faktörler

Kök kanal tedavisi yeterli eğitim ve el becerisi gerektiren bir takım hassas uygulama ve prosedürleri içerir. Kök kanalının şekillendirilmesi teknik olarak en zorlu aşamalardan biridir. Bu nedenle operatörün bilgi, beceri ve deneyimi kanalda alet kırılmasını etkileyen faktörler arasında en önemlileridir (69). Klinisyenlerin, seçtikleri materyallerin tasarım ve mekanik özelliklerine uygun özel kullanım tarzını bilmeleri ve üreticinin tavsiyelerini uygulayabilecek nitelikte olması gerekir. Bu deneyimleri kazanabilmek için uygun in vitro eğitim gereklidir (21,74). Her klinisyenin kanal aletleri kullanırken bazı farklılıkları olabilir ve bu eğitimle telafi edilebilir (75). Kanal aletini kullanırken çok fazla apikal olarak kuvvet uygulamaktan kaçınmak gerekir (76). Döner alet, uygulama sırasında torsiyonel yorgunluk oluşmadan önce gerilimi fark edilip geri çekilmelidir. Bir klinisyenin performansı, iç yüküne ve fiziksel yorgunluğa bağlı olarak değişebilir (77). Operatörün şüpheli bir deformasyona bağlı olarak kanal aletini değiştirmesi gerekir.

4.3.2. Dişin Anatomisine Bağlı Faktörler

Dişin anatomisine bağlı faktörler iki kategoride incelenir:

- Giriş kavitesi
- Kök kanal anatomisi

4.3.2.1. Giriş Kavitesi

İyi bir giriş kavitesi tüm kanallara rahat görüş sağlar ve aletlerin kanal içinde düz bir giriş yolu seyretmesine izin verir (78). Kök kanallarına yetersiz erişim eğelerin kanala serbestçe girmesine izin vermez ve alete aşırı kuvvet uygulanabilir. Preparasyon sırasında eğe kavite duvarı ile temas halinde ise, iyatrojenik "S" eğrisinin oluşumuna yol açabilir.

Bu durum eğeyi büyük ölçüde zorlayarak kırmaya neden olur. Kavite duvarlarının veya kök kanalının koronal üçte birlik kısmındaki dentin omuzcuklarının çıkarılmaması aletlere uygulanan stresi artırabilir (79).

Günümüzde, DOM'un yaygın kullanımı, giriş kavitesini açarken mümkün olduğunca diş yapısını korumayı amaçlar. Kavite duvarları kök kanal girişinin lokalizasyonuna, kanalların yönüne ve şekline bağlı olarak genişletilir (78). Minimal invaziv giriş kavitesi eğilimi, yalnızca minimum miktarda sert diş dokusunun çıkarılmasını savunur (80–83).

SS eğeleri, Ni-Ti döner eğelerine kıyasla kök kanalına yerleştirirken çeşitli avantajlara sahiptir. Bunun nedeni SS eğelere kanalın şekline göre ön eğim verilmesi, erişilmesi zor kanallara girmelerini sağlarken, Ni-Ti döner aletlerine ön eğim verilmesi oldukça zordur.

4.3.2.2. Kök Kanal Anatomisi

Kompleks kök kanal anatomisi olan vakalarda alet kırığı riski artmaktadır (84). Alet kırığı azı dişlerinde, küçük azı ve ön dişlere göre daha sık görülür (16,49,85). Özellikle en çok meziyobukkal kök kanalında rastlanır (16,49). Bunun birinci nedeni kök kanal kurvatür varlığıdır. Bir kök kanalının kurvatürü, açısı ve yarıçapı ile ilişkilidir (18). Açı ne kadar geniş ve yarıçap ne kadar küçükse, kurvatür o kadar fazla olur. Bununla birlikte iki kök kanalı aynı açığa, ancak çok farklı yarıçaplarına sahip olabilir.

Kurvatürlü bir kök kanalının şekillendirilmesi sırasında eğelere makaslama gerilimine ek olarak, bükülme gerilimi de uygulanır. Eğe döndükçe, kurvatürdeki gerilim ve kompresyon döngüleri devam eder. Bu tekrarlanan işlemler çatlağın başlamasına ve sonunda kırılmaya neden olabilir (18). Kök kanal kurvatürü hem torsiyonel hem de döngüsel yorgunluğu artırır (18,86,87). Bu nedenle, kök kanal kurvatürünün Ni-Ti döner aletlerin başarısızlık oranını artırabileceği ileri sürülmüştür (76,86–88) Bazı klinik çalışmalarda bu sonuçlar doğrulanmıştır (16,85)

Açı 30°'nin üzerine çıktıkça (86,89) ve yarıçap azaldıkça (61,90,91) kırılma artabilir. Yarıçap, açığa kıyasla daha önemli bir etkiye sahiptir. Fleksural gerilimin yoğunlaştığı alandaki aletin çapı koronalde apikale göre daha fazladır. Bu nedenle kök kanalının koronal ve orta üçte birlik kısmındaki ani kurvatürde, apikaldeki kurvatüre göre kırık olma ihtimali daha yüksektir (92,93).

Kanal aletindeki fleksural yorgunluğu artırmaktan kaçınmak için aletlerin kurvatürlü kök kanalında sabit bir konumda tutulmaması, aksiyal yönde hareket ettirilmesi tavsiye edilir (94). Ayrıca aletler karmaşık anatomiye sahip kalsifiye ve ani kurvatürlü kanallarda tek kullanımdan sonra atılmalıdır.

4.3.3. Kanal Aletine Bağlı Faktörler

Materyallerin içeriği, tasarımı ve üretim süreci alet kırılmasında önemli bir etkiye sahip olabilir (72). Bir çalışmada, klinik kullanım sırasında Ni-Ti döner eğelerin SS eğelerine göre daha sık kırıldığı bildirilmiştir (49). Thompson (95) Ni-Ti döner ege üretiminin SS eğelerine göre daha komplike olduğunu göstermiştir. Üreticiler sürekli olarak Ni-Ti alaşımdaki metalurjik değişimlerle, malzeme özelliklerini geliştirmeye devam etmektedir.

Ni-Ti kanal aletleri, bükülme yerine tıraşlanma işlemine maruz bırakılarak şekil hafızası özelliğini kazanırlar (96). Ancak bu tıraşlama sırasında çatlaklar, oyuklar ve metal çapakları gibi yüzey defektleri gelişebilir (72,97,98). Bu defektler stres yoğunlaşma noktaları oluşturup kırılmayı kolaylaştırır (99). Stres yoğunlaşma noktaları çatlaklara neden olabilir ve aletlerde kırılma meydana gelebilir (100). Argon, bor ve nitrojen iyon implantasyonu, termal nitrüleme, plazma daldırma, derin kuru kriyojenik işlem ve elektropolishing (elektropolisaj-elektrocilalama) gibi çeşitli yöntemler, yüzey defektlerini azaltmak ve kanal aletlerinin kuvvetlere karşı direncini artırmak için uygulanmıştır (101,102). Bazı Ni-Ti kanal aletlerine termomekanik işlem uygulanması eğelerin esnekliğini ve yorulma direncini artırır (103,104). Bununla birlikte, genellikle daha esnek Ni-Ti eğeleri burulma kuvvetine karşı daha az dirençlidir (92).

Üretim sırasında oksit partikülleri Ni-Ti alaşıma dahil edilebilir ve daha sonra mikro boşluklar yer alabilir (72). Bu partikül konsantrasyonu, alaşımın metalurjik kalitesini gösterir (72). Bir aletin kesit alanı, boyutu, konikliği ve özel tasarımı kırılmasını etkileyebilir (69). Kanal aletinin boyut ya da konikliğini kullanarak kesit alanını artırmak torsiyonel yorgunluğa karşı direnci artırır (105,106). Ancak fleksural yorgunluğa karşı direnci azaltır (89,92). Yiv sayısı veya derinliğini artırarak bir aletin kesit alanı azaltılabilir (107). Döner aletlerdeki radyal alanlar kullanım sırasında sürtünmeye neden olur ve bu da kırılma riskini artırır (90,108).

4.3.4. Tekniğe Bağlı Faktörler

Dört farklı kategoride incelenir:

- Operatörün endomotoru kullanma şekli
- Şekillendirme tekniği
- Aletin kullanım sıklığı ve sterilizasyonu
- İrriganlar

4.3.4.1. Operatörün Endomotoru Kullanma Şekli

Günümüzde endomotorlar, sabit dönme hızını koruyabildikleri ve aletlere uygulanan maksimum torku sınırlayabildikleri için kullanımı tavsiye edilir. Endomotorların düşük hızda ve düşük torklu kullanımı yaygınlaşmıştır (19).

Tork, aletin sürtünmeyi aşması ve dönmeye devam etmesi için alete uygulanan dönme kuvvetinin bir ölçüsüdür. Motorlar sabit bir dönme hızını korumaya çalıştığından, uygulanan tork aletin bıçakları ile dentin arasındaki temas alanında sürtünme oluşturur. Temas alanı hem aletin hem de kök kanalının boyutundan, konikliğinden ve enine kesit şekline etkilenir. Geniş bir temas alanı sürtünmeyi artırır, bu nedenle daha büyük bir aletin dar bir kök kanalı içinde dönmesi için daha yüksek tork gerekir (109). Uygulanabilecek maksimum tork, aletin plastik deformasyona ve kırılmasına izin vermeyecek gerilime dayanması ile sınırlıdır (19). Üreticiler Ni-Ti döner eğeleri için genellikle dakikada 250 ile 600 devir (rpm) aralığında bir dönme hızı önermektedir. Yüksek hızda kullanma kırılma sıklığını artırabilir (68,88).

Manuel eğeler motorla çalışan Ni-Ti döner eğelerine göre daha düşük hızda çalıştığı için yorgunluğa bağlı kırılma daha azdır (110). Bir kanal aletinin hızını artırmak fleksural yorgunluğu artıracığından kullanım süresini kısaltır (18). Düşük hızda çalışılırsa birçok kanal düzensizliği hissedilebilir; ancak daha yüksek hızda çalışılırsa, hissiyat kaybına neden olabilir (111).

4.3.4.2. Şekillendirme Tekniği

Şekillendirme tekniğinin alet kırığı üzerinde önemli etkisi vardır (112). Sürtünmeyi azaltmak ve kırılma riskini en aza indirmek için crown down tekniği önerilir (70).

Profile, MTwo, Quantec Series 2000 gibi sistemlerde şekillendirme sırasında torsiyonel yorgunluğu azaltmak için kanal aletinin hafif apikal kuvvet ve kısa mesafeli

gagalama hareketiyle kullanımı önerilir (88,94,113). Gagalama hareketinin kullanılması Ni-Ti döner aletlerin kullanım ömrünü uzatır (114). Ayrıca resiprokal hareketle çalışan eğelerin sürekli rotasyon hareketiyle çalışan eğelere göre yorgunluğa karşı direnci daha fazla olduğundan aletin kullanım ömrü daha uzundur (115).

Kanal aletlerindeki torsiyonel kırılmayı engellemek için glide path sağlamak önemlidir (29,70). Glide path aletin kanal girişinden apeksin en dar noktasına kadar rahat bir giriş sağlayarak serbestçe dönmesine izin vermesi demektir. Glide path, küçük boyutlu SS eğeler (61,116) ya da Ni-Ti döner eğeleri (117) ile hazırlanabilir.

4.3.4.3. Aletin Kullanım Sıklığı ve Sterilizasyon

Kök kanal aletlerinin kullanım sıklığı sorusu her zaman tartışma konusu olmuştur. Üreticiler, kırık oluşumunu önlemek için döner aletleri tek kullanımdan sonra atmayı önerir. Çalışmalarda Ni-Ti kanal aletlerinin tek seferlik kullanımı bildirilmiştir (18,118). Bununla birlikte resiprokal eğelerinde tek ege şeklinde kullanılması tavsiye edilir (119). Küçük SS eğelerinin ikiden fazla kullanılmaması önerilir (120). Bazı çalışmalar az kullanım sayısının sadece küçük eğeler için geçerli olduğunu göstermiştir (121). Klinisyenler arasında belirli sayıda kullanımdan sonra kanal aletlerini değiştirmek yaygındır (122). Aletlerin kullanım sayısı değişkenlik gösterir (69,87). Alet kırığı ilk kullanımda deneyimli klinisyenlerin bile başına gelebilir (118). Gambarini (123) aynı alet setini on klinik vakada kırık olmadan kullanmıştır. Aletin türü, tasarımı, boyutu ve vakanın zorluğuna göre kanal aleti atılabilir (20).

Ni-Ti döner eğelerin uzun süre kullanımı, fleksural ve torsiyonel yorgunluğa karşı direncini azaltır (19,123). Bu nedenle kurvatürlü kanallarda büyük eğelerin yorgunluğa karşı dirençleri daha düşük olduğu için, küçük eğelerden daha erken atılır (124). SS eğeler hem in vitro çalışmalarda (125) hem de klinik kullanımda (126) çoğunlukla yorgunluk birikimi nedeniyle başarısız olmuştur. Tüm endodontik aletler, korozyon ve yorgunluk gösterdiğinde atılır. Aşırı yorgunluğun göstergeleri parlak izler, açılan yivler, distorsiyon ve korozyonlardır.

"Şekil hafızalı" alaşımdan yapılan aletler kullanım sırasında bir miktar esneyebilir; fakat orijinal şekline dönemezse, atılır (65). Ni-Ti kanal aletleri, herhangi bir görünür deformasyon olmaksızın da kırılabilir (29,68). DOM altında yapılan incelemede

kullanılan aletlerin yüzey çatlaklarına gömülü dentin talaşları görülür (126). Bu dentin talaşları çatlak yayılmasını hızlandırır (127).

Kanal aletlerinin kullanımdan önce temizlenmesi ve sterilize edilmesi gerekir. Bu işlemin alet kırılması üzerindeki etkisi hala tartışmalıdır. SS eğelerle ilgili çalışmada, 10 kez %5 sodyum hipoklorit döngüsü ve otoklav sterilizasyonundan sonra torsiyonel dirençte azalma olduğu bildirilmiştir (128). Aynı etki 10-40 otoklav sterilizasyondan sonra da görülmüştür (129). Hem kuru ısı hem de otoklav sterilizasyonunun, bazı Ni-Ti döner eğelerin torsiyonel ve fleksural yorgunluğuna etkisi bulunmazken (130,131), bazı Ni-Ti çeşitleri için etkisi bulunur (132).

Çoklu sterilizasyon döngüleri, korozyonlar Ni-Ti kanal aletlerinde yüzey değişikliklerine neden olabilir (133). Yüzeyleri kaplayan pasif titanyum oksit tabakası (134) yüzey pürüzlülüğünü artırır (135). Bu yüzey değişiklikleri, alet kırılmasıyla bağlantılı olmayabilir (136).

4.3.4.4. İrriganlar

Kök kanal şekillendirilmesi kuru bir kök kanalında yapılmamalıdır; aşırı sürtünme alet kırığına neden olabilir. Üreticiler, sürtünmeyi azaltmak için Ni-Ti döner eğeleri ile birlikte jellerin kullanılmasını önermektedir (137). Zehnder (138) etilendiamin tetraasetik asit (EDTA) jel kullanımının dentini yumuşatabileceğini bildirmiştir. Ancak bazı görüşler jellerin sürtünmeyi azaltmada başarısız olduğunu göstermiştir (139,140). Sulu solüsyonlar ve distile su bu amaç için çok daha etkilidir (132,133).

Şelatör solüsyonları dentini kimyasal olarak yumuşatamayabilir. Bu nedenle sodyum hipoklorit (NaOCl) kullanımı daha yaygındır. Sodyum hipoklorit ile irrigasyonun, lubrikasyon, bakterileri öldürmek ve dokuları çözmek gibi faydaları vardır (138). NaOCl'nin ve diğer irriganların kök kanal aletleri üzerinde koroziv etkisi bulunur (141). Bazı Ni-Ti kanal aletlerdeki korozyon torsiyonel ve fleksural yorgunluğa karşı direnci azaltır (141). Ancak bir çalışmada %2,5'lük NaOCl irrigasyonunun SS eğelerde korozyona neden olmadığı gösterilmiştir (126).

Bazı alet türlerinin gövdesi, kesici parçadan farklı metalden yapılmıştır. Sodyum hipoklorit çözeltisinde aynı anda iki metalin varlığı iyon salınımını etkileyebilir ve korozyon sürecini hızlandırabilecek galvanik reaksiyonlar oluşturabilir (142).

Düşük pH çözeltileri (143) ve önceden ısıtılmış solüsyonlar (60°C) yorgunluk direncini azaltabilir (141). Bununla birlikte, Milton solüsyonunun (%1 NaOCl, %19 NaCl) koroziv etkisi, aynı konsantrasyondaki normal bir NaOCl solüsyonundan daha fazla olabilir (144).

4.4. Kök Kanalında Kırık Alet Oluşmaması İçin Alınan Önlemler

Kök kanalında alet kırılmaması için alınan önlemler manuel aletler, döner aletler ve ultrasonik sistemler kullanılmasına göre üç kategoriye ayrılır (145).

- Manuel aletler kullanıldığında:

- Bol irrigasyon yapılmalıdır.
- Aletler kanalda zorlanmamalı ve fazla apikal kuvvet uygulanmamalıdır.
- Eğeler sırayla kullanılmalı. Eğeler kanala rahat girip çıkıyorsa bir sonraki eğe boyutuna geçilmelidir.
- Yivler düzenli olarak temizlenmelidir.
- Dengeli kuvvet gibi şekillendirme teknikleri kullanılabilir.
- Kurvaturolü kanallarda ön eğim verilmelidir.
- Kullanmadan önce döner ve el aletleri incelenmelidir.
- El eğelerinin kök kanal sistemi içindeki dönme açısı önemlidir.

- Döner aletler kullanıldığında:

- Üreticinin kullanım kılavuzuna uyulmalıdır.
- Kanallarda çok uzun süre tutulmamalıdır.
- Eğeye basınç uygulanmamalıdır.
- Eğeler sırayla kullanılmalıdır.
- Bol irrigasyon kullanılmalıdır.
- Kanallara yeterli erişim sağlanmalıdır.
- Kanallarda, glide path oluşturmak için önce manuel aletler kullanılmalıdır.
- .06 koniklik bulunan aletlerin, .04 konikliğe sahip aletlere göre kırılmaya karşı daha az dirençli olduğu unutulmamalıdır.

- Ultrasonik kullanıldığında:

- Üreticinin kullanım kılavuzuna uyulmalıdır.
- Ultrasonik uçlar kullanmadan önce incelenmelidir.

4.5. Kanalda Kırık Alet Meydana Geldiğinde Önerilen Yaklaşımlar

Kırık aletler başarılı bir şekilde kök kanalından çıkarılamadığında önerilen yaklaşımlar şu şekildedir:

- Yerinde bırakma
- Bypass
- Apikal cerrahi
- Diş çekimi

Alet kırığının prognozu preparasyonun aşamasına, pulpa ve periradiküler dokuların durumuna, eğenin çıkarılabilirliği ve bypass durumuna bağlı olarak değişir (33). Prognozu kanalın apikal üçte birlik bölümünde kalan nekrotik, enfekte pulpa dokusu belirler. Kanal aleti preparasyondan sonra kırılırsa prognozu daha iyidir (28). Aleti perforasyon gibi iyatrojenik bir komplikasyon olmadan çıkarmak ya da bypass etmek ve obturasyona dahil etmek prognozu etkilemez. Eğer pulpa vitalse ve enfekte değilse, apikal periodontitis bulunmuyorsa kırık alet varlığı prognozu etkilemez (25). Bununla birlikte, bu bulguların varlığında alet çıkarılamaz ve bypass edilemezse, prognoz belirsizdir. Bu durumda vakalar takip edilir ve semptomlar devam ederse apikal cerrahi veya çekim düşünülür (28,146).

4.6. Kırık Alet Çıkarılabilmeyi Etkileyen Faktörler

Kırık aleti kök kanalından uzaklaştırmak için gereken süre ne kadar uzunsa, komplikasyon oranı o kadar yüksek ve başarısı o kadar düşüktür (37,39). Kırık aleti çıkarılabilmeyi etkileyen faktörler şunlardır:

- Dişin morfolojisi
- Lokalizasyon
- Kırık aletin türü
- Kırık aletin uzunluğu
- Seçilen teknik
- Hasta faktörleri
- Operatör faktörü

4.6.1. Dişin Morfolojisi

Kök kanal morfolojisi, kesit şekli ve çapı, dentin kalınlığı, kurvatürün varlığı ve yarıçapı, aletin derinliği kırılan aletleri çıkarabilmeyi etkileyen faktörlerdir. Düz ve geniş kanallardan kırık aleti çıkarabilmedeki başarı oranı kurvatürlü ve dar kanallara göre daha yüksektir (21,147,148). Şiddetli kurvatürlü kanallardan kırık alet uzaklaştırabilmedeki başarı oranı, orta ve hafif kurvatürlü kanallara göre daha düşüktür (21,147,148).

Önemli parametrelerden bir diğeri kırık aletin derinliğidir. Derinlik arttıkça başarı oranı azalır (149). Kırık alet apikal üçte birlik kısımda bulunuyorsa, düz giriş yolu sağlamak önemli miktarda dentin kaybına neden olur ve dişi zayıflatır.

Alet kırığı özellikle alt azı dişlerin mezial kanalında meydana gelir (37,147). Bunun sebebi isthmus varlığı olabilir (150). Dişin morfolojisi hakkında bilgi sahibi olabilmek için radyografilerin ve konik ışınli bilgisayarlı tomografinin (KIBT) iyi yorumlanması önemlidir.

4.6.2. Lokalizasyon

Lokalizasyon kırık aleti uzaklaştırabilmede önemlidir. Koronal üçlüdeki kırık aleti çıkarabilme başarısı, orta ve apikal üçlüye göre daha yüksektir (32,122). Kırık alet kanal kurvatürünün apikalindeyse, kırık parçanın koronal kısmına düz bir erişim sağlanması gerekir (151).

4.6.3. Kırık Aletin Türü ve Uzunluğu

Ni-Ti döner eğeler apikalde ve dar kanalların kurvatüründe küçük boyutlarda kırılır (37). Bu yüzden Ni-Ti döner eğelerin çıkarılması, SS eğelere göre daha zordur. SS eğeleri, ultrasonik enerjiyi tüm eğe boyunca absorbe ederken, Ni-Ti döner eğeler ise ultrasonik enerjiyi sadece temas noktasında absorbe eder (152). Bu nedenle SS eğeleri kanaldan daha erken çıkarılır (152). SS eğeleri daha sağlamdır; fakat Ni-Ti döner eğeler, ultrasonik uygulandığında kanalda tekrar tekrar kırılabilir (39,122,151).

Ni-Ti döner eğeler, kırık parçanın koronali trefin edilirken destekleyici dentin olmadığı durumlarda daha hızlı kırılma eğilimindedir (153). Ni-Ti döner eğelerin artan konikliği trefini daha zor hale getirir ve kırık parçanın çıkarılabilmesi zorlaşır (21). Hülsmann ve Schinkel (147) materyal türünün kanal aletini çıkarabilme başarısını

etkilediğini bildirmiştir. Ek olarak, kırık aletin uzunluğu arttıkça kanaldan uzaklaştırılabilmesi kolaylaşır (39,147)

4.6.4. Seçilen Teknik

Seçilen tekniğin, kırık aletin kök kanalından başarılı bir şekilde çıkarılmasında anatomik faktörler kadar önemli olmadığı bildirilmiştir (41,148).

4.6.5. Hasta Faktörü

Hastanın tutumu, klinisyenin tedavi ve çabalarını etkileyebilir.

4.6.6. Operatör Faktörü

Operatörün bilgisi, becerisi, sabrı kırık aletleri çıkarabilmede önemlidir (39,147). Tüm kırık alet çıkarma teknikleri zor prosedürler olup hassasiyet gerektirir.

4.7. Kök kanalından Kırık Alet Çıkarılırken Kullanılan Teknikler

Kök kanalından kırık aleti çıkarma işlemi, klinisyenler için her zaman sorun olmuştur. Birçok teknik ve malzemeler geliştirilmiştir. DOM, ultrasonik cihaz ve ilerleyen teknolojik gelişmeler tedavideki etkinliğin artırılmasını sağlar. Kök kanalından kırık aletlerin çıkarılması için önerilen bazı teknikler:

- Ultrasonik Teknik
- Masserann Endodontic Kit (Micro-Mega, Besancon, Fransa)
- The Meitrac Endo Safety (Hager & Meisinger GmbH, Neuss, Almanya)
- The Instrument Removal System (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK)
- The Endo Rescue System (Komet/Brasseler, Savannah, GA)
- The Endo Removal System (Cerkamed Medical Company)
- The Terauchi File Retrieval Kit (Dental Care, California, ABD)
- The Separated Instrument Removal System (Vista Dental Products, Wisconsin, ABD)
- The Micro-Retrieve & Repair System (Superline NIC Dental, Shenzhen, Çin).
- The Endo Extractor Kit (Brasseler USA Inc., Savannah, GA)
- Broken Tool Remover-BTR Pen (Cerkamed Medical Company)

4.7.1. Ultrasonik Teknik

Ultrasonik teknik hem genel diş hekimleri hem de endodonti uzmanları arasında en popüler tekniktir (122). Bu teknik DOM ile birlikte kullanıldığında daha etkilidir. Klinisyene kök kanalının içinde daha fazla aydınlatma ve doğrudan görüş sağlayan bu teknik daha yüksek başarı oranı sağlamaktadır.

Ultrasonik tekniğin Masseran Kiti'nden üstün olduğu düşünülür (154). Bu teknikte, GG frezlerle staging platform hazırlanır ve özel ultrasonik uçlarla kırık parçanın koronali etrafındaki dentin trefin edilir. Böylelikle kırık aleti gevşetir ve kanaldan dışarı çıkmasını sağlar. Ultrasonik cihazların, görülebilirliği artırmak için kuru alanda çalışılması önerilir. Bu işlem sırasında ısıyı dağıtmak, debrisı uzaklaştırmak ve kemomekanik dezenfeksiyonu sağlamak için bol irrigasyon gerekir (155).

Nagai ve ark. (156) ultrasonik teknik kullanımıyla %68'lik başarı oranı bildirmişlerdir. Alomairy (157) tarafından yapılan bir çalışmada, ultrasonik teknikle %80 başarılı olurken, Instrument Removal System de %60 başarılı olmuştur. Ward ve ark. (37) bir staging platform hazırlayıp devamında ultrasonik (Ruddle tekniği) kullanarak %86,8 oranında başarılı oldular. Yine Ward ve ark. (30) klinik çalışmalarda, %66,7 başarı oranı gösterdiler. Gençoğlu ve Helvacıoğlu (154), düz kanallarda %95,2, kurvatürlü kanallarda %93,3 oranında başarılı olmuşlardır. Souter ve Messer (32) %91, Suter ve ark. (39) %87 oranında başarı göstermişlerdir. Diğer bir klinik çalışmada %95'lik başarı oranı bildirildi (158).

Kırık aletin koronal kısmının etrafındaki dentinin kontrollü olarak kaldırılması ve işlem sırasında merkezde kalabilmek için iyi bir görüş önemlidir. Bu işlemde ancak staging platform oluşturmak ile sağlanabilir. Ruddle (40) tarafından sunulan bu teknikle, koronal genişletme ile bir staging platform hazırlamak ve ultrasonik uçlar kullanarak kırık aletin etrafındaki dentini kaldırmakla mümkünür.

Ultrasonik teknikle kırık aleti kanaldan çıkarmak için kullanılan cihazların farklı uçları bulunmaktadır. ProUltra Piezo ultrasonik ile farklı uzunlukta ve daha ince çaplarıyla 6, 7, 8 nolu (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK) titanyumdan yapılmış uçlar; Satelec ultrasonik cihazıyla ET25L, ET25S, ET25, ET20 nolu (Merignac, Fransa) titanyum niobyumdan yapılmış uçlar kullanılarak kırık aletin koronalindeki dentinin kaldırılmasını sağlar. Böylelikle aletin kanal içinde serbestleşmesini ve kanaldan dışarı çıkmasını kolaylaştırır. Ayrıca EMS Piezon Mini Master'ın (Sybron Endo, İsviçre) kırık

aletin koroneline kadar giriş yolunu şekillendiren elmas kaplı RT2 ucuyla, kırık aletin kolay görülebilmesi için düz bir kanal yolu oluşturur. 180°'lik eğe tutucu (endochuck) ile cihaza bağlanan titanyum nitrit kaplı uzun ve ince RT3 ucuda, saat yönünün tersine doğru kullanılarak, titreşimle kırık aletin serbestleştirilmesini, kanaldan dışarı çıkmasını sağlar.

4.7.2. Broken Tool Remover-BTR Pen

Piort Pawlowski tarafından tasarlanan BTR Pen kök kanalında kırılan aletlerin çıkarılmasını sağlayan bir teknolojidir (159). BTR Pen kırık aletlerin çıkarılmasını tekrarlanabilir bir işlem haline getirir. Dayanıklı ve yüksek elastikiyetli çalışma ucunun kullanımı, son derece dayanıklı 0,3 mm'lik ince nitinol halkasıyla birlikte, kırık alete ulaşmayı kolaylaştırır. Bununla beraber 0,2 mm, 0,4 mm ve 0,5 mm'lik nitinol halkaları da bulunmaktadır. BTR Pen kırık aletin kavranmasına ve güvenli bir şekilde çıkarılmasına izin verir. Cihaz paslanmaz çelikten üretilmiş olup kullanımı rahattır. Esnek ve ince halkası nedeniyle dar ve kurvatürlü kanallara yerleştirilmesi daha kolaydır. Literatürde BTR Pen ile ilgili herhangi bir araştırmaya rastlanmamıştır.

4.8. Dental Operasyon Mikroskobu

DOM kullanımı, kırık aletin koronal kısmının görünürlüğünü artırabildiğinden, başarılı sonuç için önemli bir faktördür. DOM ve ultrasonik cihazın birlikte kullanımı konservatif bir teknik haline gelmiştir (30,147,156). Gelişmiş aydınlatma ve büyütme sunması nedeniyle kırık alet çıkarabilmedeki başarıyı önemli noktaya getirmiştir (160). Bu nedenle kırık alet çıkarma sistemlerini kullanırken DOM'u kullanmak yarar sağlar (39).

4.9. Kırık Alet Çıkarma Sırasında Karşılaşılan Komplikasyonlar

Kırık endodontik aletleri çıkarırken çeşitli komplikasyonlar ortaya çıkabilir (30,32,37,39). Bu, özellikle dar ve kurvatürlü kanallarda daha sık rastlanır. Ortaya çıkabilecek komplikasyonlar şu şekildedir:

- ❖ Kök perforasyonu
- ❖ Dişin fazla madde kaybına uğraması
- ❖ İkinci bir kanal aletinin kırılması
- ❖ Kırık aletin tekrar parçalanması

- ❖ Basamak oluşumu
- ❖ Transportasyon
- ❖ Diş ve periodontal dokuların termal yaralanması
- ❖ Kırık aletin daha apikale yer değiştirmesi, apikalden taşması
- ❖ Kırık aletin başka kanala yer değiştirmesi
- ❖ Vertikal kök kırığı

Kök perforasyonu: Kırık alet çıkarılması sırasında perforasyon en önemli komplikasyonlardan biridir (13,32,147,156). DOM altında ultrasonik kullanılarak yapılan çalışmalarda, %1,8 (161) ile %7,2 (39) arasında değişen perforasyon oranı bildirildi. Kök perforasyonu diş prognozunu olumsuz etkiler. Kırık alet apikale ne kadar yakınsa perforasyon riski o kadar büyük olur (32). Staging platform hazırlanırken, #3 ve #4 numaralı modifiye GG frezler kullanırken veya aleti bypass etmeye çalışırken perforasyon gelişebilir. Bu nedenle radyografik değerlendirme önemlidir.

Dişin fazla madde kaybına uğraması: Birçok çalışmada bildirilen en yaygın komplikasyonlardan biridir (32,122,162). Kırık alet apikalde bulunuyorsa en fazla dentin kaybı, koronalde bulunuyorsa en az dentin kaybı gerçekleşir (46). Kanal aleti orta ve apikal üçte birlik kısımdaysa çıkarma işlemi sonrasında, kök direncini %30 veya %40 azaltır (32). Souter ve Messer'in (32) çalışmasında, kök direnci ile ilgili olarak kontrol ve deney grupları arasında anlamlı bir fark bulunmuştur. Ancak diğer çalışmada ise önemli bir fark bulunmamıştır (163). Bu farklı sonuçlar, dişin anatomisine, preparasyon şekline ve staging platform boyutlarına bağlanabilir. Kök kanalının apikalinde kırılan aletlerin bırakılması kök direncini etkilememektedir (164).

İkinci bir kanal aletinin kırılması: İkinci bir aletle bir parçayı tamamen veya kısmen bypass etme girişimi sırasında, ikinci alet ilk aletle dentin arasına sıkışabilir. Bu işlem sırasındaki gerilmeler ek bir kırılmaya neden olabilir.

Basamak oluşumu: Basamak, vertikal kök kırıklarının oluşumunda önemli bir faktör olan gerilim noktasını oluşturur (31). Kırık eğe apikale ne kadar yakın olursa, o kadar fazla dentin kaldırılır ve vertikal kök kırılmasına karşı kök direncini azaltır. Bu nedenle koronal üçte bulunan kırık aleti çıkarma işlemi apikal ve orta üçlüye göre daha güvenlidir (32,164). Esnek olmayan aletlerle apikal yönde, vidalama hareketiyle zorlandığında kanal kurvaturünün dış tarafında basamak oluşur. Ayrıca, büyük Gates

Glidden frezlerin kontrolsüz kullanımı ve yüksek hızlı ultrasonik uçların kullanılması da basamak oluşumuna neden olabilir.

Transportasyon: Kök kanalının orijinal eksenini değiştirir. Kök kanalının tüm uzunluğu boyunca meydana gelirse, apikal foramen ve kanalın dış tarafı aşırı genişletilir, iç tarafı yeterince prepare edilmez ve yeterince dezenfekte edilmez. Genellikle kırık aletlerin çıkarılması sırasında esnek olmayan aletlerle bypass yapılırken transportasyon kurvaturün dış tarafında meydana gelir.

Kırık aletin kanalda yer değiştirmesi: Ultrasonik uçlar dentine sıkışmış kırık alete uygulandığında onu kanalın daha apikaline itebilir.

Bir kırık aletin başka bir kök kanalına doğru yer değiştirmesi: Ultrasonik ile gevşeyen kırık alet aynı dişin başka bir kanalına doğru hareket edebilir.

Kırık aletin apikalden periapikal dokulara taşması: Rezorpsiyon ya da iyatrojenik olarak oluşturulan minör apikal çap kırık aletin çapından büyük olduğunda, apikal kuvvetin fazla uygulanmasıyla gerçekleşen komplikasyondur. Kırık alet apikal cerrahi ile çıkarılabilir.

Diş ve periodontal dokuların termal yaralanması: Tavşanlarda yapılan çalışmada 1 dakikada 10°C'lik bir sıcaklık artışının, periodontal dokularda irreversible histolojik değişikliklere neden olduğu bildirilmiştir (165). Çalışmalarda postların ultrasonikle çıkarılması sırasında termal yaralanma vakaları bildirilmiştir (166,167). Kırık aletler çıkarılırken ultrasonik uçların, görünürlüğü etkilememesi için soğutma sıvısı olmadan çalışılması gerektiği savunulur. Fakat kırık aletlerin ultrasonikle soğutma sıvısı olmadan çıkarılmasıyla kök yüzeyinde sıcaklık artışı olabilir (46,162). Kök kanal duvar kalınlığı, ultrasonik uç tipi, güç ayarı ve uygulama süresi kök yüzeyindeki sıcaklık artışını etkilemiştir (162). Büyük ultrasonik uçlar ve aşırı uzun süreli kullanım kök yüzeyindeki sıcaklık artışını önemli ölçüde artırır (168). Bu nedenle, küçük boyutlu uçlar, aşırı ısı oluşumunu önlemek ve kanalı dezenfekte etmek için bol irrigasyon ve düşük güçle kullanılır (168). Ayrıca ultrasonik ucun kırık alete ve dentine sürtünmesi büyük bir sıcaklık artışı oluşturur (169). Ancak sıcaklık artışı ultrasonik uçların hava aktivasyonu ile önemli ölçüde azalır (169). Sıcaklık artışıdaki fark, kullanılan materyaldeki alaşıma göre değişir (169).

4.10. Vertikal Kök Kırığı

Vertikal kök kırığı (VKK), kökte herhangi bir seviyede başlar ve genellikle bukkolingual olarak uzanır (170). Endodontik tedavili dişlerde daha sık rastlanır (164). En etkilenen dişler üst ve alt küçük azılar, alt azıların mezial kökleri, üst azıların meziyobukkal kökleri ve alt keserlerdir (2). Tipik bir vertikal kök kırığı tablosu meziyodistal olarak dar ve bukkolingual olarak geniş bir seyir izler (171). Kırık meziyale veya distale yayılabilir.

Genellikle VKK'lerin kök dentinin kanal yüzeyinde mikro çatlaklar olarak başladığı ve kök dentin tamamen kırılana kadar çatlakların yavaş yavaş dışa doğru yayıldığı düşünülür (170,172,173). Ancak bazı çalışmalar mikro çatlakların kökün dış yüzeyinde başlayıp iç kısma doğru yayıldığını bildirmiştir (174–177).

Erken dönemde, radyografik bulgu görülmez. Sonraki dönemlerin radyografik teşhisinde kök boyunca uzanan ince radyolusent bir alan görülür (178). Endodontik tedavi görmüş 102 üst küçük azı dişini içeren çalışmanın radyografik bulgularında kırıklar, J-şekilli radyolusensi veya hale görünümü göstermiştir (179). Teşhisin radyografi, perküsyon veya diğer yollarla belirlenmesi genellikle zordur. Çoğu durumda, hasta rahatsızlıktan şikayet eder ve etkilenen dişi bulabilir veya bulamayabilir. Hastaya kama veya pamuk ısırtmak kırık dişin belirlenmesine yardımcı olur.

Klinik bulgularında spontan ağrı, çiğneme ağrısı, mobilite, periodontal apseler görülebilir. Vertikal kök kırığı olan dişlerde kırık bölgesi ile ilişkili alveolar kemik kaybı bulunur. Sinüs yolu servikale yakındır. Derin, dar ve izole bir periodontal cep, vertikal kök kırığı ile ilişkilendirilir (2,180).

Vertikal kök kırığına neden olan faktörler:

- Kök kesitinin şekli
- Oklüzal faktörler
- Çatlaklar
- Kök kanal tedavisi
- Aşırı preparasyon
- Kalan düzensiz dentin kalınlığı
- Obtürasyon yöntemleri
- Post tasarımı
- Kırık alet ve post çıkarma işlemi

Kök kesitinin şekli: VKK gelişen dişlerde görülen ortak anatomik özelliklerden biri, kökün oval kesitidir. Oval enine kesitlerde bukkolingual çap, meziyodistal çaptan daha büyüktür (171,181). VKK oluşma sıklığının nedeni oval köklerin bukkal ve lingual taraflarında kalan dentin duvarındaki gerilim konsantrasyonunun iç tarafındaki gerilim konsantrasyonuna göre daha fazla olmasıdır.

Oklüzal faktörler: Üst küçük azı dişlerde meydana gelen erken temas ve alt ikinci azı dişlerdeki aşırı oklüzal kuvvetler VKK'ye yol açar (182).

Çatlaklar: Genellikle VKK kök kanal yüzeyinde mikro çatlaklar olarak başlayıp dışa doğru yayılır.

Kök kanal tedavisi: VKK genellikle endodontik tedavi görmüş dişlerde görülür (170).

Aşırı preparasyon: VKK riskini azaltmak için, minimal invaziv yöntemler düşünülür (183,184).

Kalan düzensiz dentin kalınlığı: Özellikle kurvatürlü kanalların preparasyonu kalan dentinin eşit olmayan kalınlığına neden olabilir (84).

Obturasyon yöntemleri: Lateral kondensasyon gibi bazı obturasyon teknikleri, spreader ile basınç uygulanmasını içerir. Bu işlem gerilime (185) ve ardından mikro çatlak ve kırık oluşumuna neden olabilir (172,177).

Post tasarımı: Aşırı uzun ve geniş postlar, VKK için önemli bir faktördür (186).

Kırık alet çıkarılması: Madarati ve ark. (164) kırık alet lokalizasyonunun kök direnci üzerinde önemli olduğunu göstermişlerdir.

VKK görülen dişin prognozu genellikle kötüdür. Endodontik tedavi görmüş dişler, restore edilemiyorsa tedavisi çekimdir. Çok köklü dişlerde hemiseksiyon veya radisektomi endike olabilir.

4.11. Kırılma Direnci Testi

Endodonti ile ilgili birçok çalışmada kök kırılma dayanımının ölçülmesi amacıyla Universal Test Cihazı (UTC) kullanılmaktadır. UTC'lerin basma, çekme, eğme gibi testler için kullanımı mümkündür. Çalışmalarda kullanılan test cihazları hidrolik veya elektromekanik özellikler taşır. Kuvvet ölçümü her iki sistemde de yük hücresi aracılığıyla yapılır. Kırılma direnci ölçülecek diş örnekleri, alt yuvaya yerleşecek şekilde otopolimerizan akrilik rezin kalıp içerisine gömülür. Bu işlemin ardından test cihazına

yerleştirilen diş örneğine, belirli ekseninde elik bir uç yardımıyla sabit hızda kırılıncaya kadar kuvvet uygulanır. Uygulanan kuvvetin hızı 1 mm/dk olarak ayarlanır. Diş örneğinin kırıldığı andaki maksimum kuvvet, test cihazındaki yk hücresi aracılığı ile ölçülerek Newton (N) cinsinden kaydedilir.



5.GEREÇ VE YÖNTEM

5.1. Gereç

Çalışmada

- 130 adet çekilmiş daimi üst azı dişi
- Aeratör (NSK, Pana Air FX, Almanya)
- Elmas fissür frez (DIMEI, Huxian City, Çin)
- Endomotor (VDW GmbH, Münih, Almanya)
- Distile su
- Formalin
- %2,5 NaOCI (WIZARD, İstanbul, Türkiye)
- #10, #15, #20, #25 nolu K-tipi eğe (VDW, Münih, Almanya) (LOT No: 1516254)
- SX, S1, S2, F1, F2 PTU sistem döner aletler (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, İsviçre) (LOT No: 1527936-1515705)
- #1, #2 ve #3 nolu Gates Glidden frez
- Dental enjektör
- Ultrasonik sistem (EMS miniMaster Piezon, Nyon, İsviçre)
- 180° açılı eğe tutucu (EMS, Sybron Endo, İsviçre)
- RT2 ve RT3 ucu (EMS, Sybron Endo, İsviçre) (LOT No: OF-17-01279-1)
- BTR Pen-Broken Tool Remover (Cerkamed Medical Company) (LOT No: 092020-0911201)
- BTR Pen uçları (Cerkamed Medical Company) (LOT No:1911201)
- DOM (Schott AG, Mainzz, Almanya)
- Dijital Görüntüleme Cihazı RVG (Gendex Dental Systems, Amerika)
- Kağıt konlar (Pearl Dent Co. Ltd., Vietnam)
- Gütaperka (Diadent, Choongchong Buk Do, Kore)
- AH Plus kanal patı (Dentsply DeTrey, Konstanz, Almanya)
- Otopolimerizan soğuk akrilik (Imicryl, Türkiye, 20052)
- Mum (Cerewax, PD Company, İstanbul, Türkiye)
- Silikon ölçü maddesi (Heraeus Kulzer Optosil, K010965-K010134-K010119) kullanıldı.

5.2. Yöntem

Bu çalışma, Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun onayı (KÜ GOKAEK 2020315) alınarak Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir. Çalışma projesi "Kocaeli Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi" tarafından desteklenmiştir (Proje No: 2391). Örneklerin kırılma dayanımlarının ölçülmesi işlemi Kocaeli Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü Konstrüksiyon Laboratuvarı'nda yapılmıştır.

5.2.1. Örneklerin Seçimi ve Hazırlanması

Bu çalışmada, periodontal nedenlerle çekilmiş 130 adet üst azı dişi kullanılmıştır. Bilgisayar programı (Turcasoft Yazılım ve Sanayi Ltd. Şti., 2012) kullanılarak dişlerin kurvatür açıları ölçüldü. Schneider'in (187) yöntemine göre, $\leq 20^\circ$ kurvatür açısına sahip dişler çalışmaya dahil edildi. Tüm dişler radyografi ile değerlendirilmiş ve DOM altında incelenmiştir.

Çalışmaya Dahil Etme Kriterleri

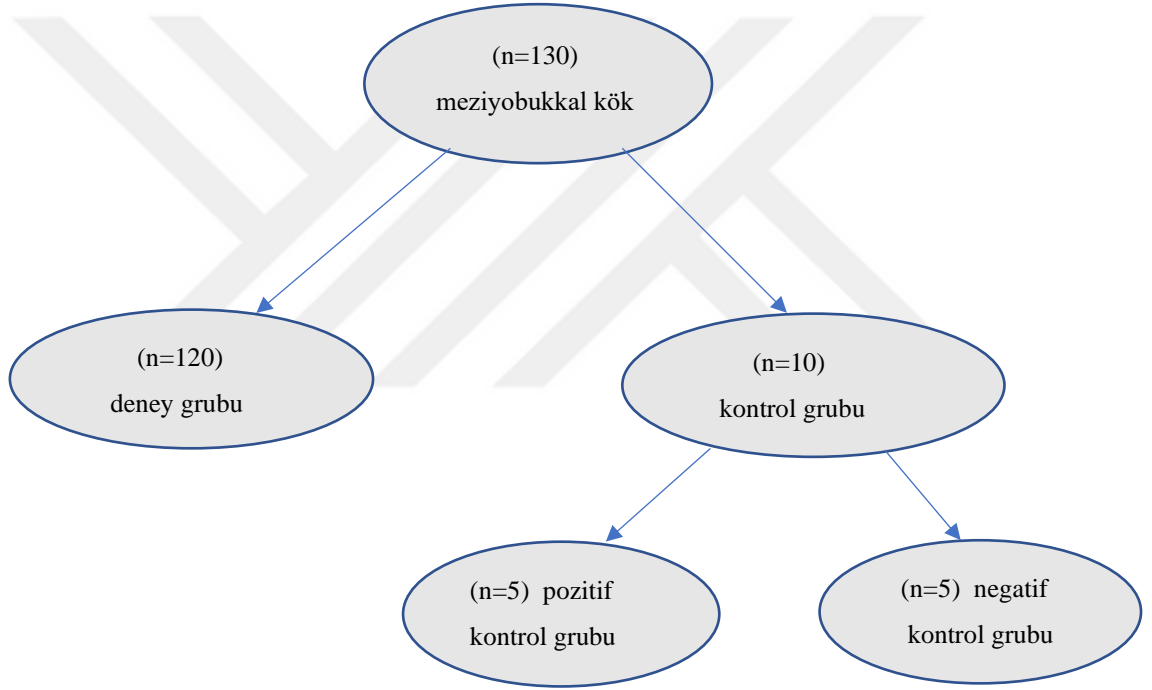
- $\leq 20^\circ$ kurvatür açısına sahip dişler
- Herhangi bir anomali bulunmayan sağlam dişler
- Kapalı apeksli dişler
- Çürüksüz dişler
- Kırık ve çatlak bulunmayan dişler
- Kök rezorpsiyonu bulunmayan dişler

Çalışmada kullanılmak üzere seçilen dişler %10'luk formalin solüsyonunda bekletildikten sonra kök yüzeyindeki diş taşı, sert ve yumuşak doku artıkları ultrasonik scaler yardımıyla temizlenmiştir. Dişlerin su soğutması altında aeratör ve elmas frez kullanılarak giriş kavimleri açılmıştır. Kök kanallarına #15 K-tipi el eğesi ile girilerek kök kanallarının açık olup olmadığı kontrol edildi. Tüm dişlerin kronları kök ucundan itibaren 11 mm olacak şekilde, aeratör ve elmas frez yardımıyla uzaklaştırılmıştır. Çalışmada üst azı dişlerin kronu uzaklaştırılıp, bu dişlerin mezyobukkal kökleri kullanılmak üzere ayrılmıştır. Dişlerin çalışma boyları gerçek boylarından 1 mm

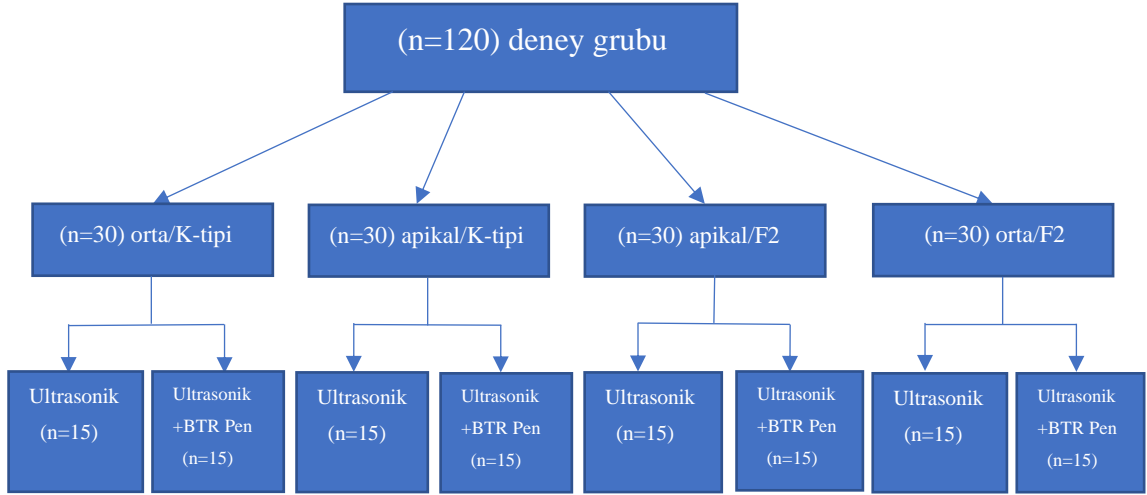
çıkartılarak 10 mm olarak belirlenmiştir. Tüm örnekler deneysel aşamalar sırasında distile suda bekletilmiştir. Kanal şekillendirilmesi sırasında kök kanalları kullanılan her aletten sonra %2,5'lük NaOCl ile irrije edilmiştir.

5.2.2. Grupların Oluşturulması

Çalışmamızda 130 adet üst azı diş kullanılmıştır. Örnekler sekiz (n=15) deney grubu ve iki kontrol (n=5) grubundan oluşmaktadır.



Şekil 1. Örneklerin deney ve kontrol gruplarına dağılımı



Şekil 2. Deney gruplarının dağılımı

Dişlerin apikal ve orta üçte birlik kısmında F2 döner alet (25/.06 PTU) ve #25 K-tipi el eğesi kasti olarak 3 mm boyutunda kırılmıştır. Öncelikle kırılacak eğeler, uç kısmından 3 mm boyutunda elmas frezle kolay kopacak şekilde çentiklenmiştir. Zayıflatılmış K-tipi eğeler, kanal içinde sıkıştıkları noktada saat yönünün tersine döndürülerek kırılmıştır. Zayıflatılmış F2 döner aletler 250 rpm ve 2 N/cm torkla kırılana kadar kullanılmıştır. Eğelerin istenen bölgede sıkışıp sıkışmadığı kontrol edilmiştir. İstenen bölgede sıkışmayan eğelerin olduğu dişler çalışma dışı bırakılmıştır. Yapılan işlemlerin kontrolü için örneklerden periapikal film alınmıştır.

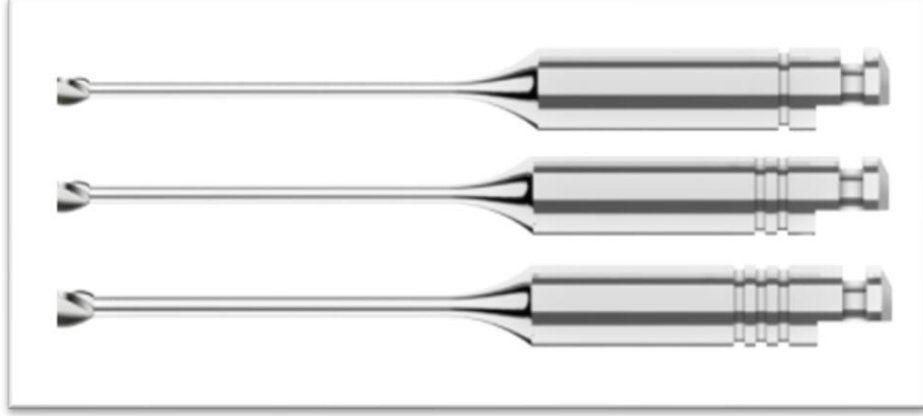
Çalışmamızda, apikal ve orta üçlük bölgelerde kırılan aletler iki farklı teknikle kök kanalından çıkarılmaya çalışılmıştır. Kırık aleti çıkarmak için iki farklı teknik kullanılmıştır:

- 1) Ultrasonik teknik
- 2) Ultrasonik teknik ve BTR Pen sisteminin kombinasyonu

5.2.3. Kırık Aleti Kök Kanalından Çıkarabilme İşlemi

GG frezlerinin uç kısımları, uzun eksenine dik olacak şekilde elmas frez kullanarak maksimum kesit çapında düzleştirildi. Modifiye edilmiş #1, #2, #3 nolu GG frezler yardımıyla DOM altında kök kanalının koronal genişletmesi yapılmıştır. Böylelikle kırık alete erişim için düz bir giriş elde edilmiştir. GG frezler kırık aletin koronal ucuna hafifçe

temas edene kadar kullanılarak bir staging platform hazırlandı. Bu işlemde modifiye edilen GG frezler, 300 rpm'e ayarlanmış mikromotor ile su soğutması altında kullanılmıştır.



Resim 1. Modifiye edilmiş #1, #2, #3 nolu GG frezler

Tablo 2. Grupların sınıflandırılması

Kontrol Grupları			
Grup 1	n=5	Kırık alet yok/ Dolum yok	Negatif kontrol grubu
Grup 2	n=5	Kırık alet yok/ Dolum var	Pozitif kontrol grubu
Deney Grupları		Lokalizasyon/Materyal türü	Teknikler
Grup 3	n=15	Orta / el eğesi	Ultrasonik
Grup 4	n=15	Orta / el eğesi	Ultrasonik+BTR Pen
Grup 5	n=15	Apikal / el eğesi	Ultrasonik
Grup 6	n=15	Apikal / el eğesi	Ultrasonik+BTR Pen
Grup 7	n=15	Apikal / döner alet	Ultrasonik
Grup 8	n=15	Apikal / döner alet	Ultrasonik+BTR Pen
Grup 9	n=15	Orta / döner alet	Ultrasonik
Grup 10	n=15	Orta / döner alet	Ultrasonik+BTR Pen

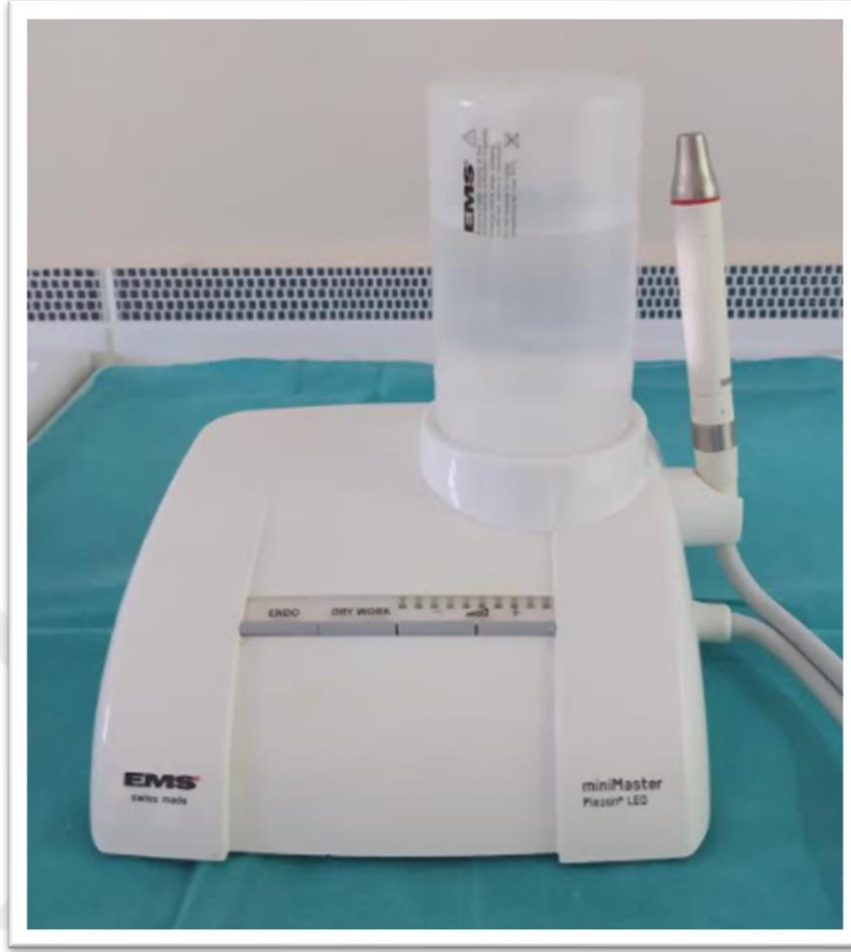
GRUP 1 ve GRUP 2

Kontrol grubundaki örneklerde kanal aleti kırılmadı. Negatif kontrol grubundaki örneklerde kök kanal dolgusu uygulanmadı. Pozitif kontrol grubundaki örnekler şekillendirildikten sonra kök kanalları kağıt konlar (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) ile kanal içerisinde nem kalmayınca kadar kurutuldu. Kurulanan kanallar 0.02 taperlı gütaerka (Diadent, Choongchong Buk Do, Kore) ve AH Plus (Dentsply-DeTrey, Konstanz, Almanya) kanal patı ile lateral kondensasyon tekniği kullanılarak dolduruldu. Kanal patının iyice sertleştiğinden emin olmak için dişler, 1 hafta süre ile 37°C'de %100 nemli ortamda bekletildi.

GRUP 3 ve GRUP 4

Grup 3'te kökün orta üçlük kısmında #25 K-tipi el eğesi kırılmış olup n=15 adet diş bulunmaktadır. Öncelikle kırık aletin görülebilirliğini artırmak için DOM altında "staging platform" oluşturulmuştur. Kırık aleti çıkarmak için EMS Mini Master ultrasonik cihaz kullanılmıştır. RT2 ve RT3 olmak üzere iki farklı tip ultrasonik uç kullanılmıştır, Kırık aletin koronalinin 1,5 mm'lik kısmındaki dentin uzaklaştırılıp, genişletilmiştir. RT3 ucunu 180°'lik eğe tutucuya takarak cihaza bağlanmıştır. RT3 ucu, kırık aletin çevresinde saat yönünün tersine doğru döndürülerek, su soğutması olmaksızın kullanılmıştır. Böylelikle dentine sıkışan kırık aletin, ultrasonik titreşim ile gevşeyerek kanal dışına kendiliğinden çıkması sağlanmıştır.

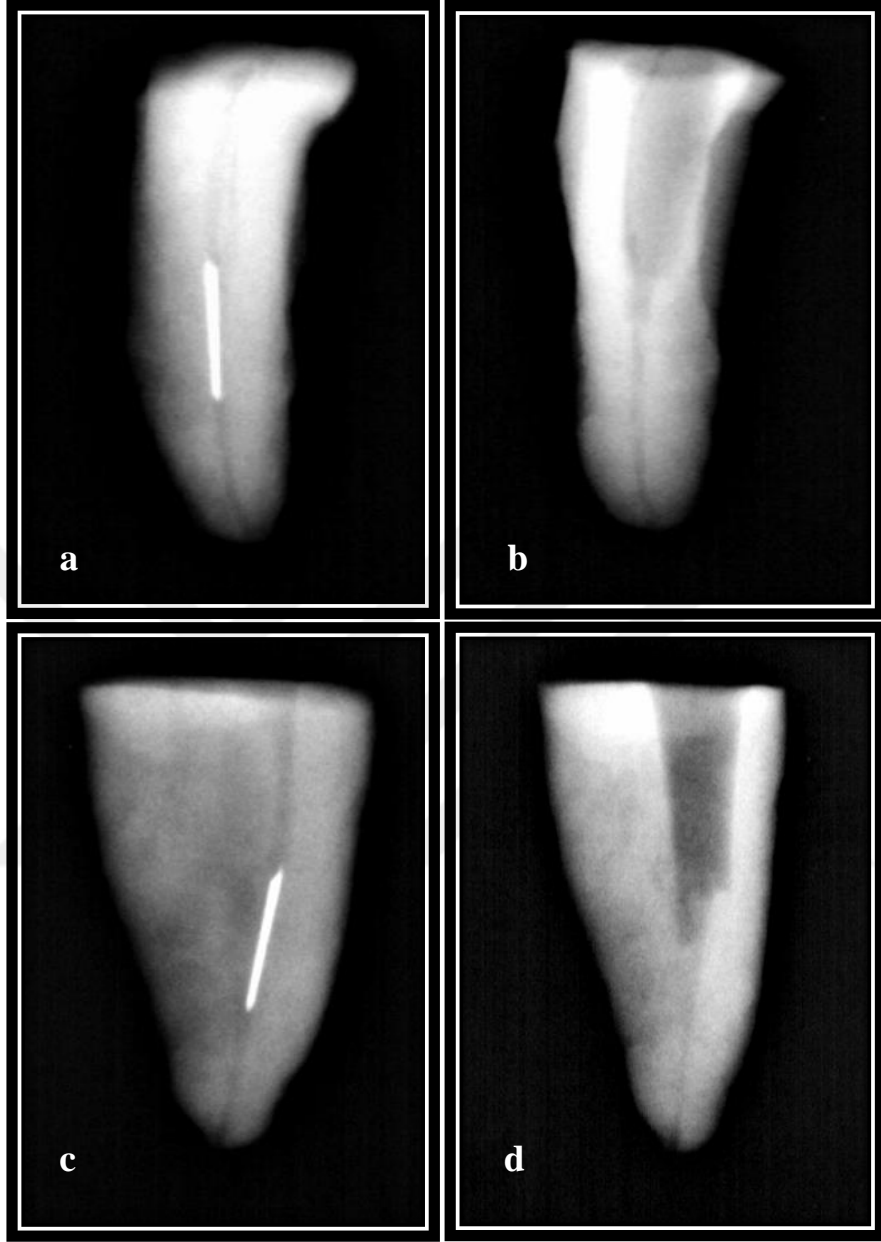
Grup 4'te kökün orta üçlük kısmında #25 K-tipi el eğesi kırılmış olup n=15 adet diş bulunmaktadır. Grup 3'teki gibi staging platform oluşturulmuştur. Ancak burada dentini trefin etmek için sadece RT2 ucu kullanılmıştır. Daha sonra kırık aletin 1,5 mm'lik kısmı BTR Pen ucuyla kavranarak kök kanalından çıkartılmıştır.



Resim 2. Ultrasonik cihaz (EMS miniMaster Piezon, Nyon, İsviçre)



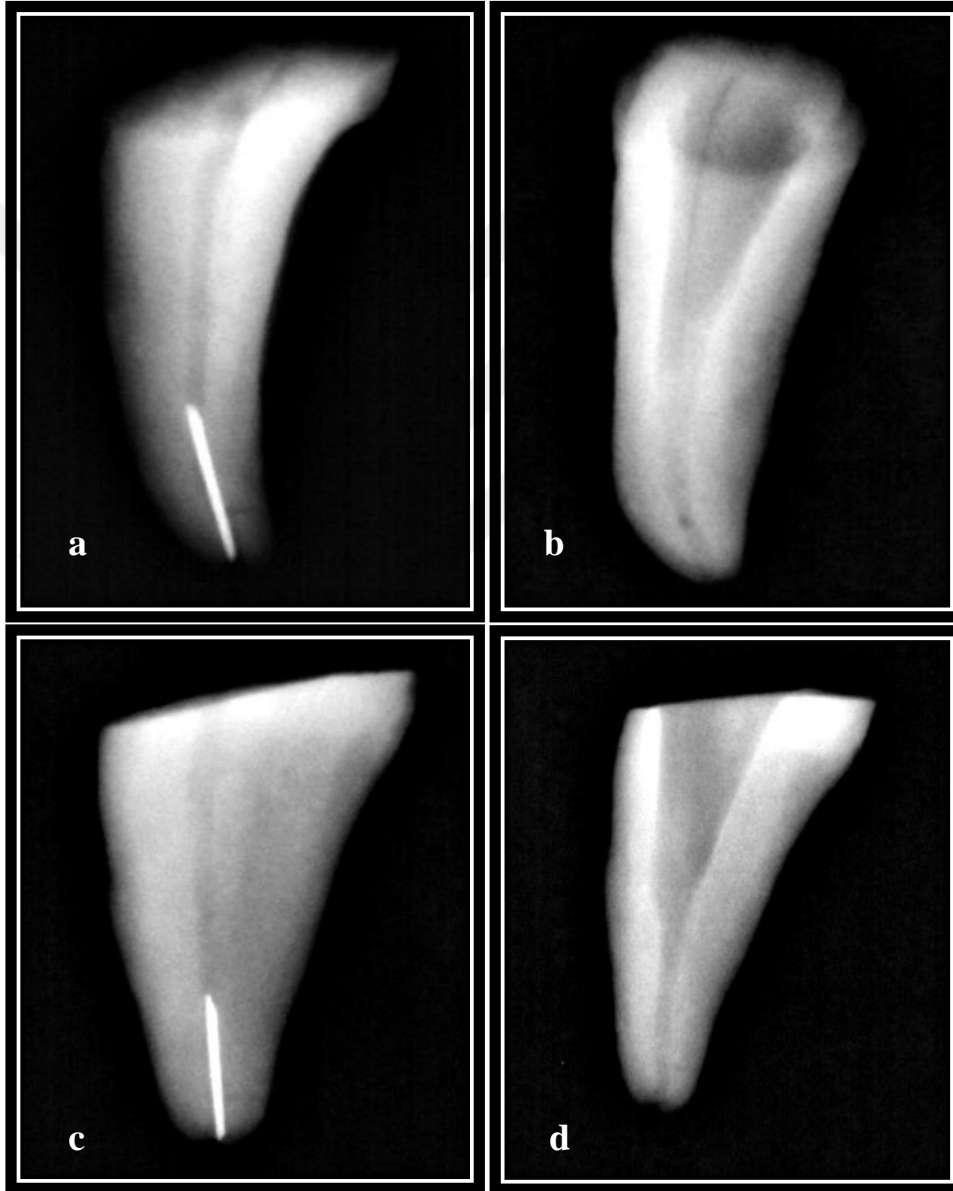
Resim 3. 180° açılı eğe tutucu (EMS, Sybron Endo, Nyon, İsviçre) ve ultrasonik uçlar (EMS, Sybron Endo, İsviçre)



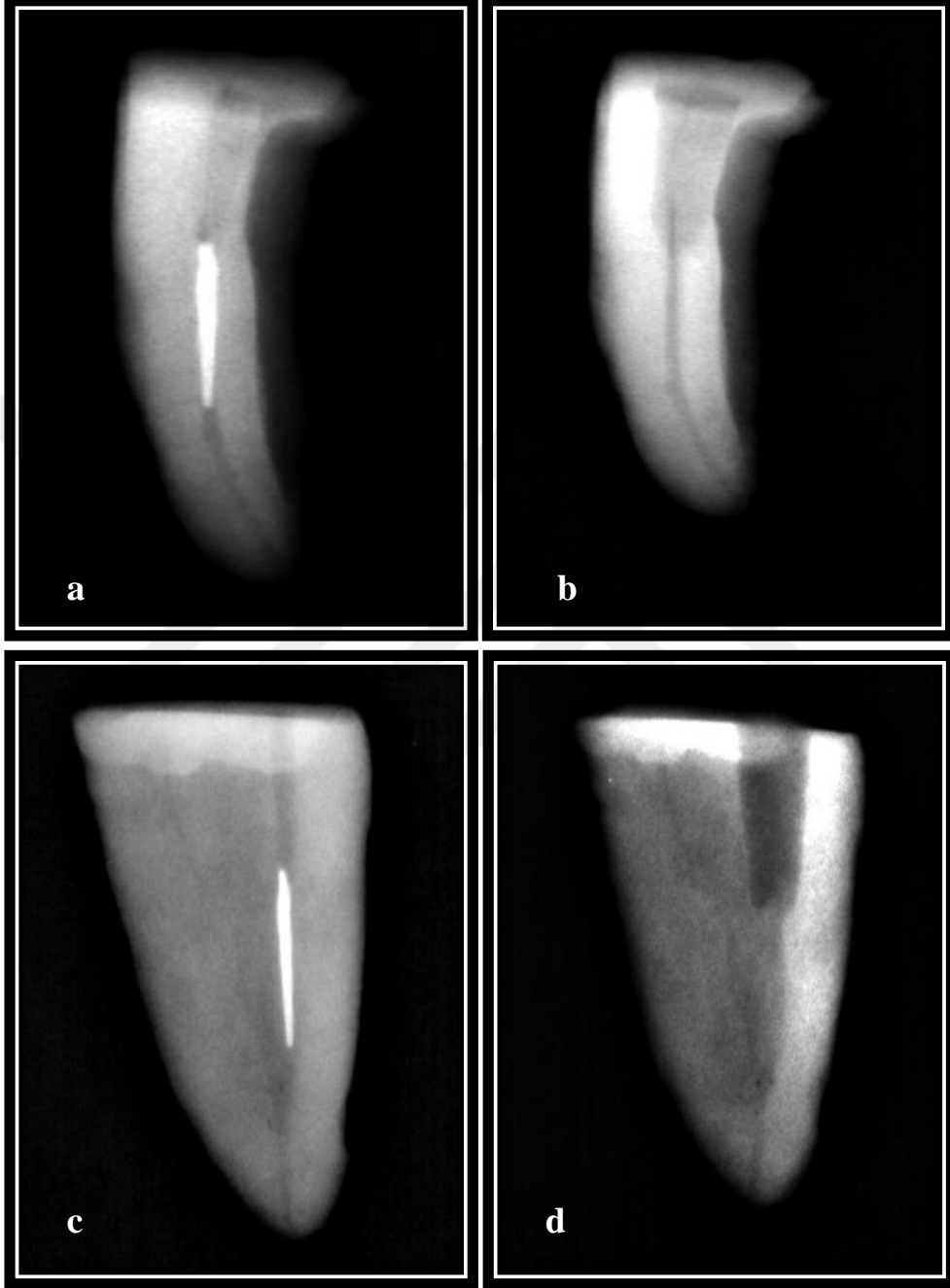
Resim 4. (a ve c) Orta üçlüde kırık alet, (b ve d) Kırık aletin ultrasonik ile çıkarıldıktan sonraki görüntüsü

GRUP 5, GRUP 7 ve GRUP 9

Grup 5'te kökün apikal üçlüsünde #25 K-tipi el eğesi kırılmış olup n=15 adet diş bulunmaktadır. Grup 7'de kökün apikal üçlüsünde F2 döner alet kırılmış olup n=15 adet diş bulunmaktadır. Grup 9'da kökün orta üçlüsünde F2 döner alet kırılmış olup n=15 adet diş bulunmaktadır. Grup 3'teki işlemler sırasıyla uygulanmıştır.



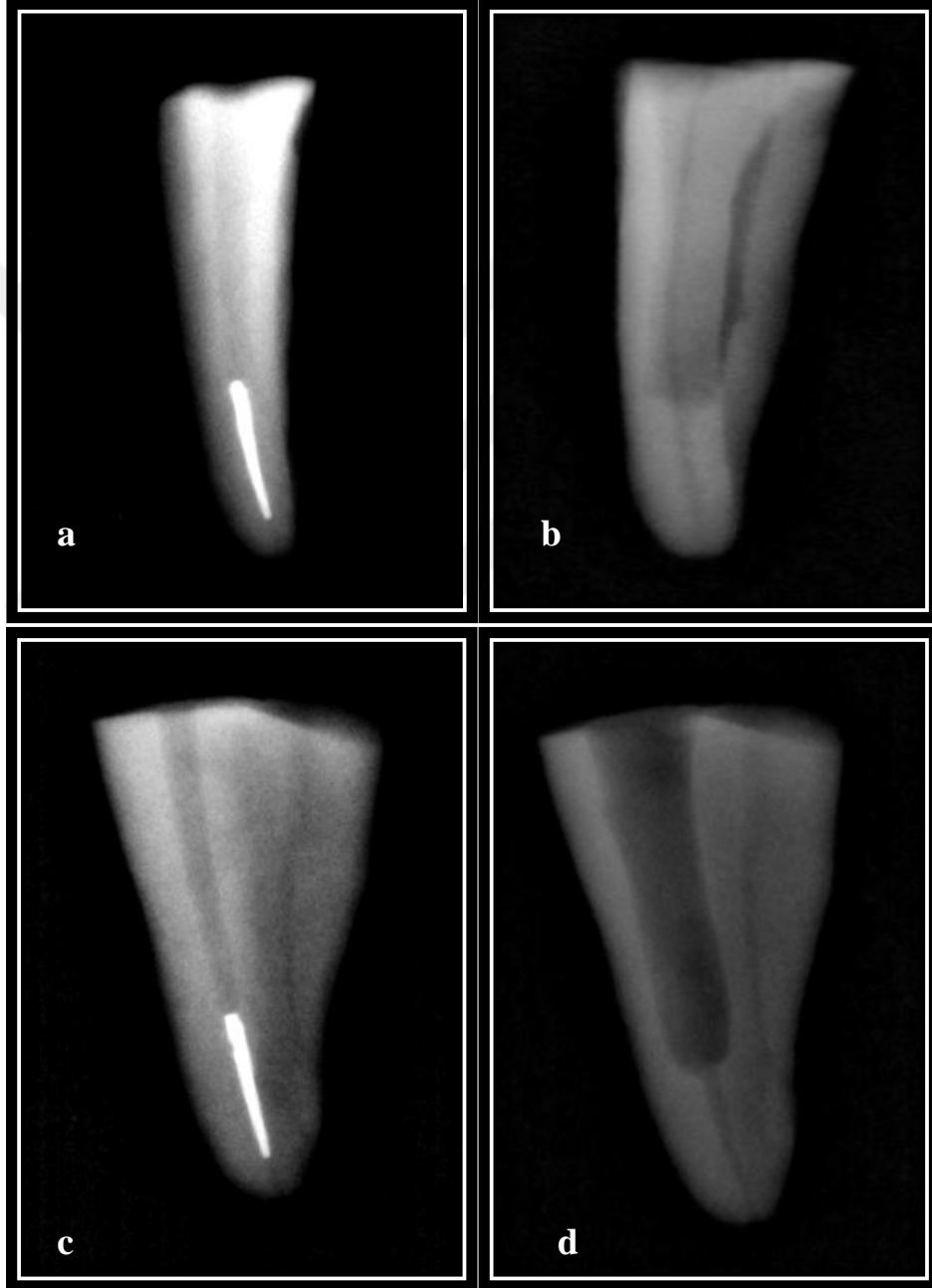
Resim 5. (a ve c) Apikal üçlüde kırık alet, (b ve d) Kırık aletin ultrasonik ile çıkarıldıktan sonraki görüntüsü



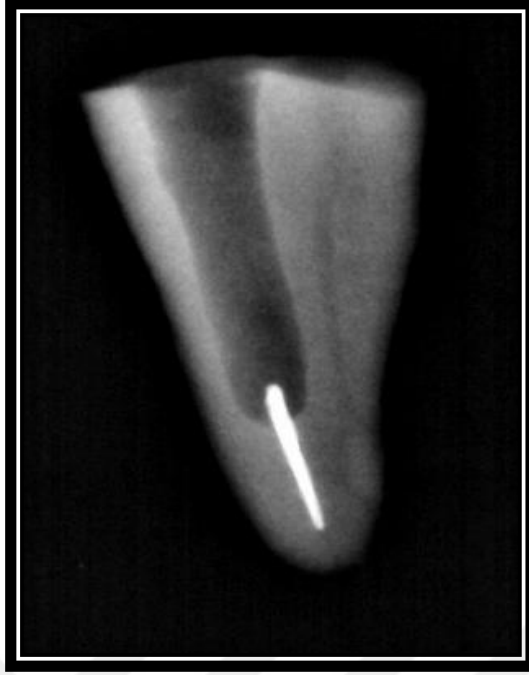
Resim 6. (a ve c) Orta üçlüde kırık alet, (b ve d) Kırık aletin ultrasonik ile çıkarıldıktan sonraki görüntüsü

GRUP 6, GRUP 8 ve GRUP 10

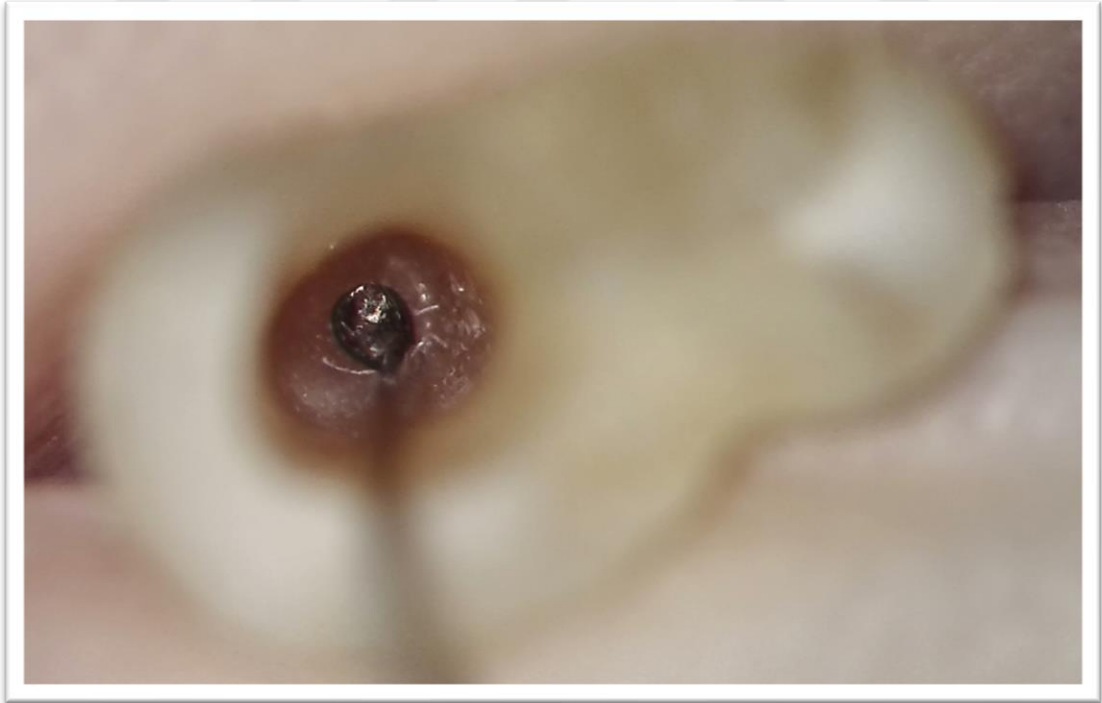
Grup 6'da kökün apikal üçlüsünde #25 K-tipi el eğesi kırılmış olup n=15 adet diş bulunmaktadır. Grup 8'de kökün apikal üçlüsünde F2 döner alet kırılmış olup n=15 adet diş bulunmaktadır. Grup 10'da kökün orta üçlüsünde F2 döner alet kırılmış olup n=15 adet diş bulunmaktadır. Grup 4'teki işlemler sırasıyla uygulanmıştır.



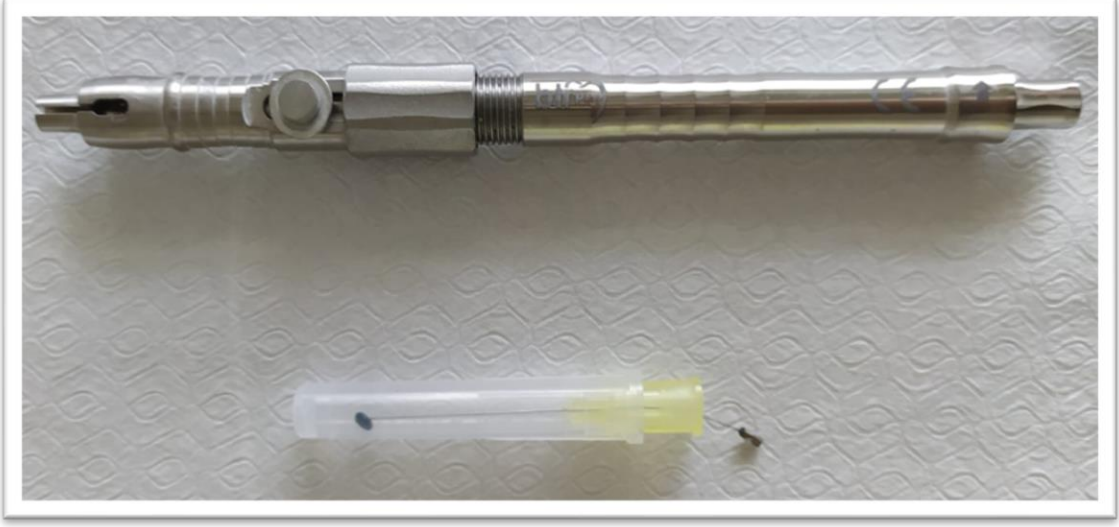
Resim 7. (a ve c) Apikal üçlüde kırık alet, (b ve d) Kırık aletin ultrasonik-BTR Pen ile çıkarıldıktan sonraki görüntüsü



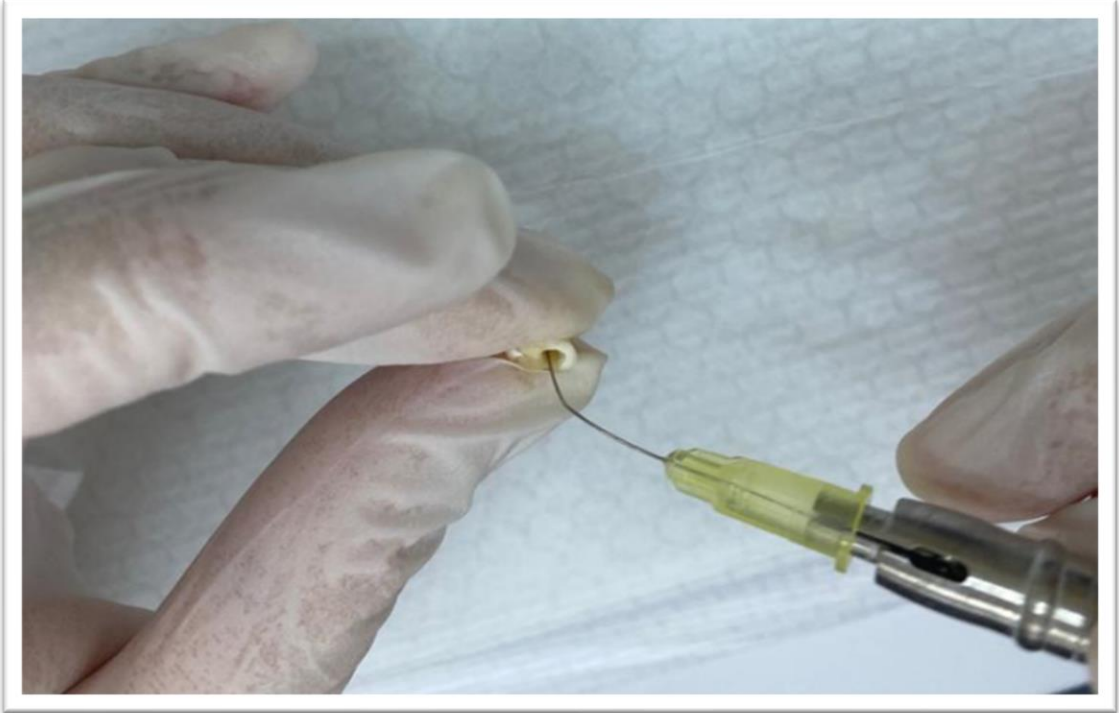
Resim 8. Kırık aletin ultrasonik ile trefin edildikten sonra periapikal filmdeki görüntüsü



Resim 9. Kırık aletin x2,5 büyütme altında BTR Pen ile çıkarılma sırasındaki görüntüsü



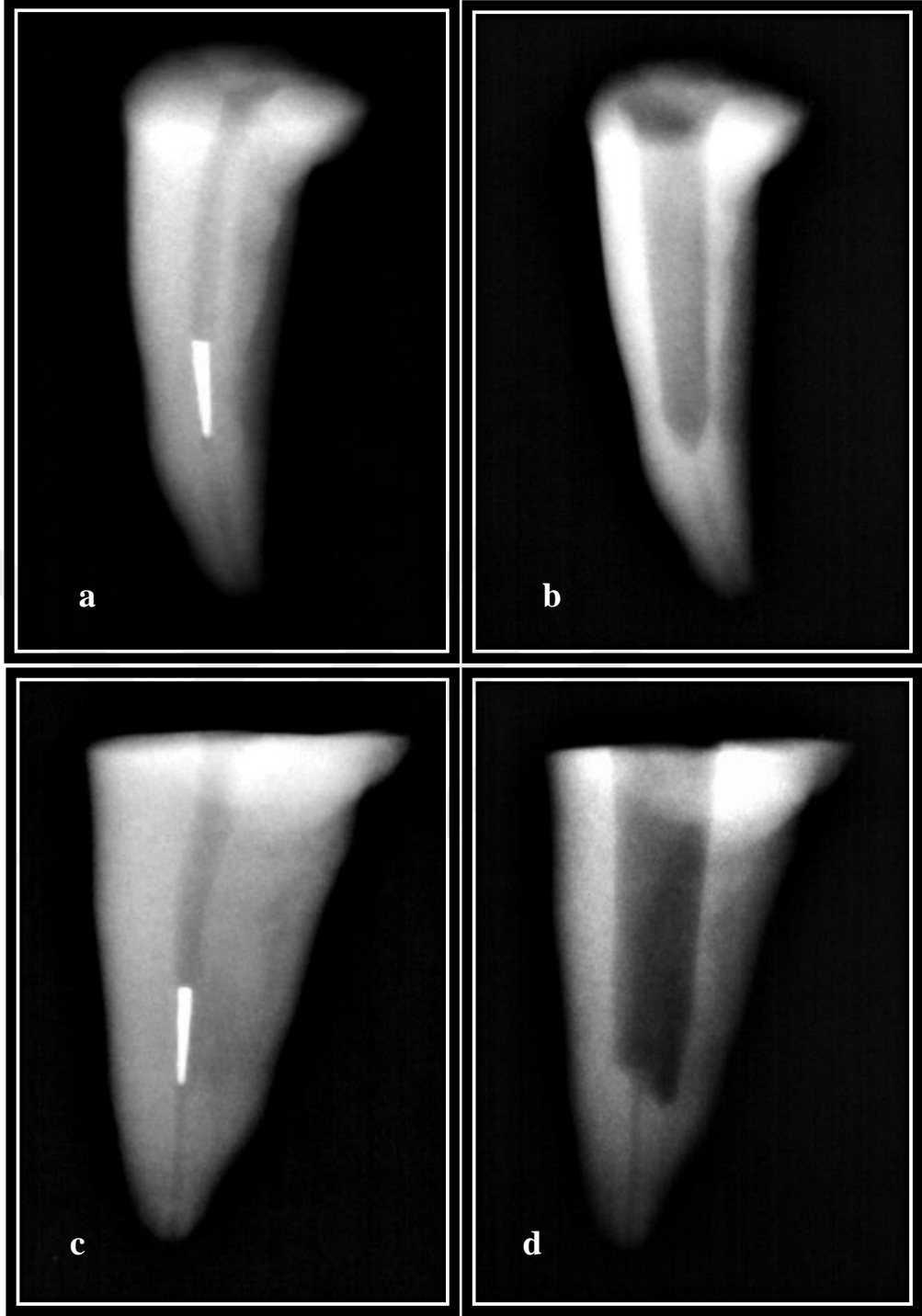
Resim 10. BTR Pen ve ucu



Resim 11. Kırık aletin BTR Pen ile kavranması



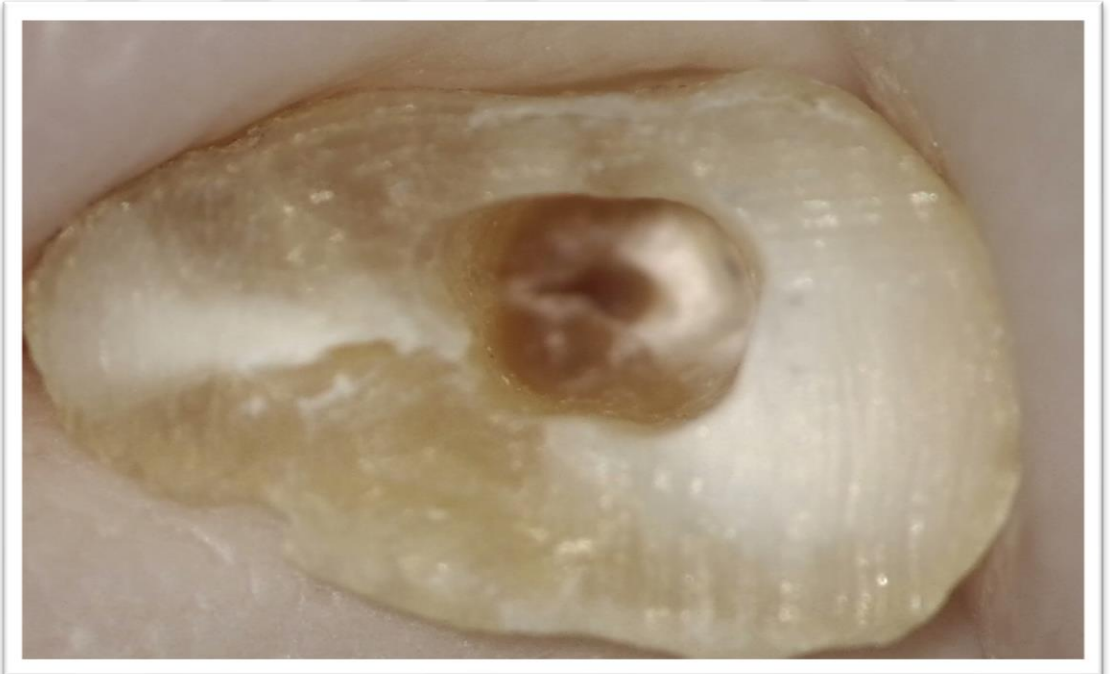
Resim 12. x2,5 büyütme altında kırık aletin BTR Pen ile çıkarıldıktan sonraki görüntüsü



Resim 13. (a ve c) Orta üçlüde kırık alet, (b ve d) Kırık aletin ultrasonik-BTR Pen ile çıkarıldıktan sonraki görüntüsü



Resim 14. x2,5 büyütme altında orta üçlüde bulunan kırık aletin BTR Pen ile çıkarılma sırasındaki görüntüsü



Resim 15. x2,5 büyütme altında orta üçlüde bulunan kırık aletin BTR Pen ile çıkarıldıktan sonraki görüntüsü

5.2.4. Kök Kanallarının Şekillendirilmesi

Kontrol grubundaki örneklerde alet kırılmadı. Deney grubundaki kırık aletler kanaldan çıkarıldıktan sonra kök kanallarının açıklığını tespit etmek için #10 K-tipi el eğesi ile kontrol edildi. Köklerin çalışma boyu uzunluklarından 1 mm kısa olacak şekilde 10 mm olarak hesaplandı. Kontrol ve deney grubundaki tüm örnekler endodontik motorla PTU sistemi ile F2 döner alete kadar şekillendirildi. Pozitif kontrol grubundaki dişlerin dolumu yapıldıktan sonra tüm örneklerin kanal ağzı geçici dolgu materyali Fermin (Detax, Ettingen, Almanya) ile kapatıldı.

5.2.5. Etkinliklerin Değerlendirilmesi

Çalışmada kırık aletin kök kanalından çıkarılabilme başarısı, süresi ve kökün kırılma direnci kriterleri değerlendirildi.

1-Kırık aletin, kök kanalından çıkarılabilme başarı ve süresinin değerlendirilmesi

- Kök kanalından kırık aleti çıkarma sırasında perforasyon meydana gelen örnekler başarısız sayıldı.
- Kırık alet çıkarma işlemi için, maksimum çalışma süresi 45 dk kabul edildi. Bu süre içinde çıkarılamayan örnekler, başarısız olarak kabul edildi. Süre olarak GG frez kullanılarak staging platform oluşumundan başarılı bir kanal alet çıkarma işlemi arasındaki zaman dilimi değerlendirildi.
- Kırık aletin 45 dk'dan uzun sürede çıkarılabildiği örnekler başarısız kabul edildi.
- Bu örnekler dışında kırık aletin 45 dk içinde perforasyon meydana gelmeyerek çıkarılabildiği örnekler başarılı gösterildi.

2-Kırma direnci testinin değerlendirilmesi

Köklerin apikalde 3-4 mm'lik bölümü ısıtılmış mum havuzuna daldırılıp çıkarılarak mumla kaplanması sağlandı. Örneklerin mumla kaplanmış 3-4 mm'lik kısmı birinci ölçü maddesine gömüldü. Dişler yerinden çıkarılıp, köklerin üzerinde kalan mumlar sıcak su ile temizlendi. Birinci ölçü maddesi ile dişler arasındaki temizlenen mum tabakasının boşluğu ikinci ölçü maddesi ile doldurularak, dişler aynı konumlarına tekrar yerleştirildi. Ölçü maddesi polimerize olduktan sonra dişler tekrar çıkarıldı ve üzerindeki ikinci ölçü maddesiyle otopolimerizan akrilik rezin içine gömüldü. Böylece ikinci ölçü maddesi ile periodontal

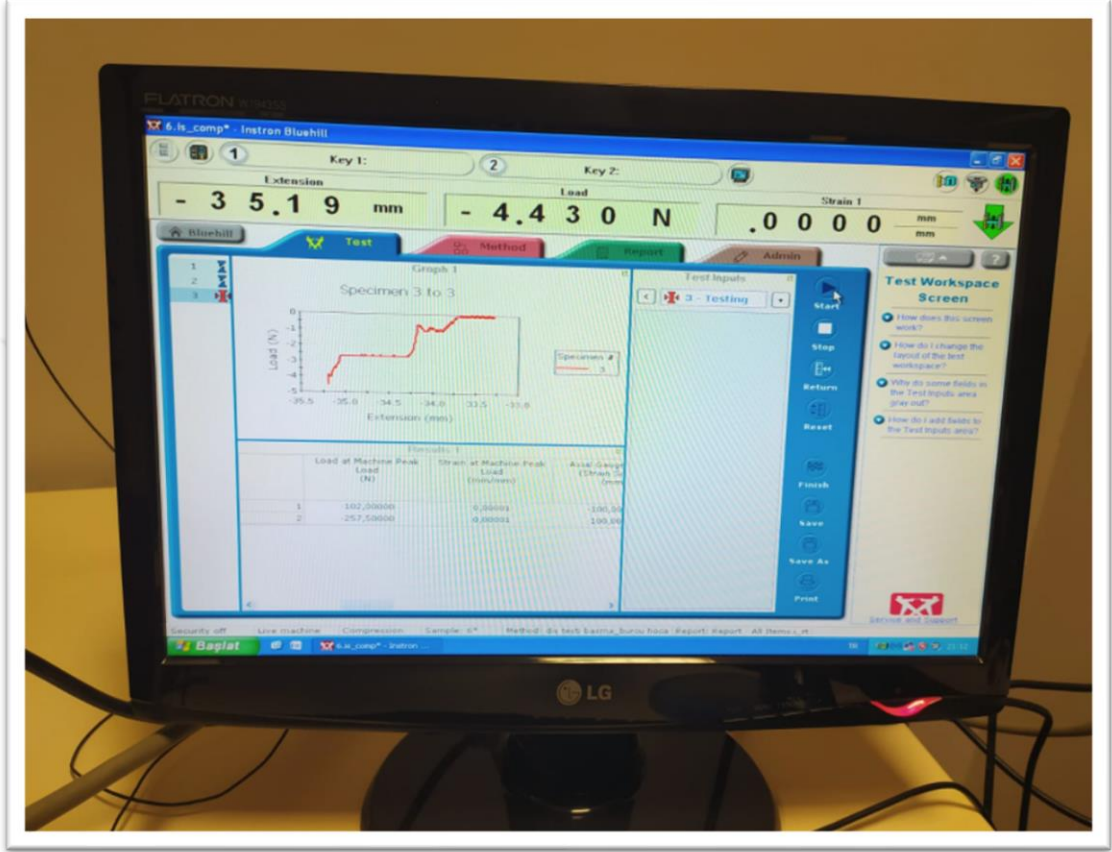
ligament taklit edildi. Örnekler yer düzlemine paralel olacak şekilde İnstron cihazına (Instron 4411, High Wycombe, İngiltere) yerleştirildi. Operatör hatası nedeniyle, deney grubundaki 3 örnek universal test cihazına yerleştirme esnasında kırıldı. Bu nedenle, toplam 109 dişin kırılma direnci başarıyla test edilmiştir. Kırma direnci testinde İnstron cihazının çelik ucuyla, örnekler dik açı uygulayacak şekilde 1mm/dk hızda yük uygulandı. Örneklerde kırık olana kadar yük uygulama işlemi devam etti. Örneklerin kırıldığı andaki kuvvetler Newton (N) olarak kaydedildi.



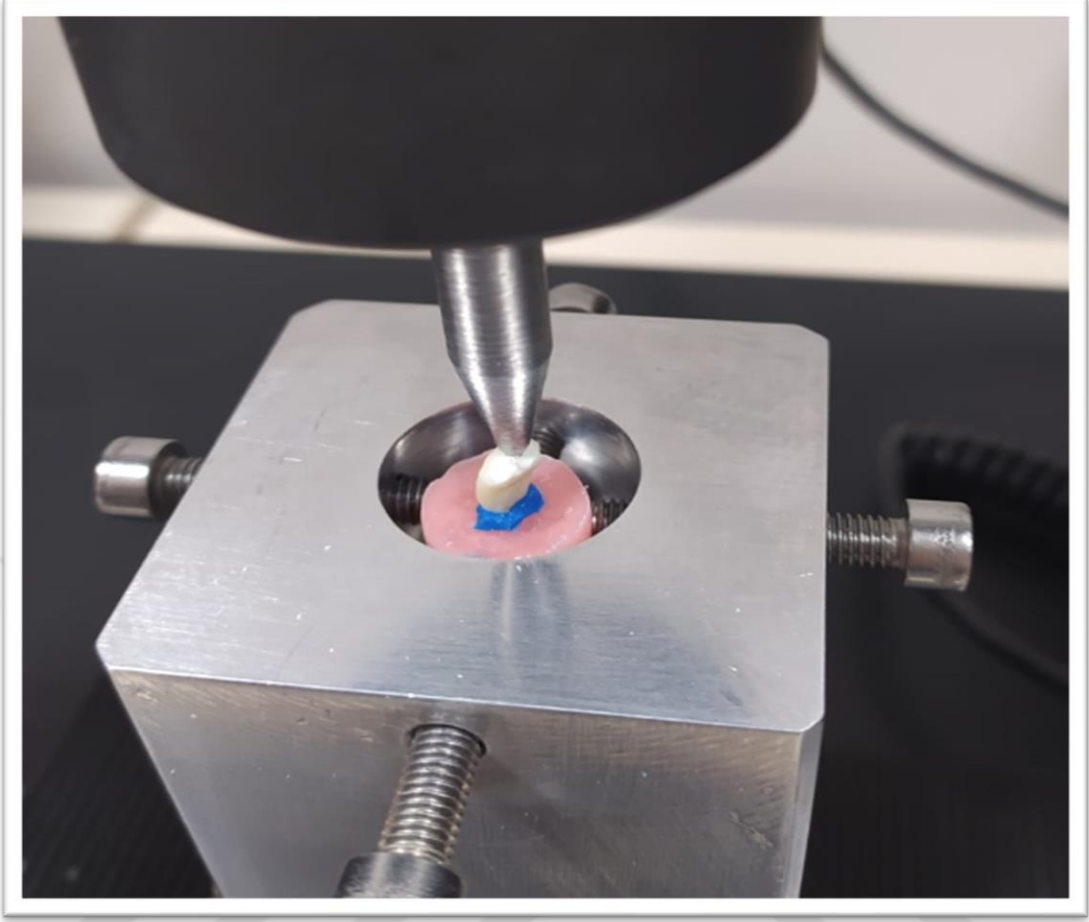
Resim 16. Akrilik rezine gömülmüş bazı örnekler



Resim 17. Kırılma deneyinde kullanılan universal test cihazı



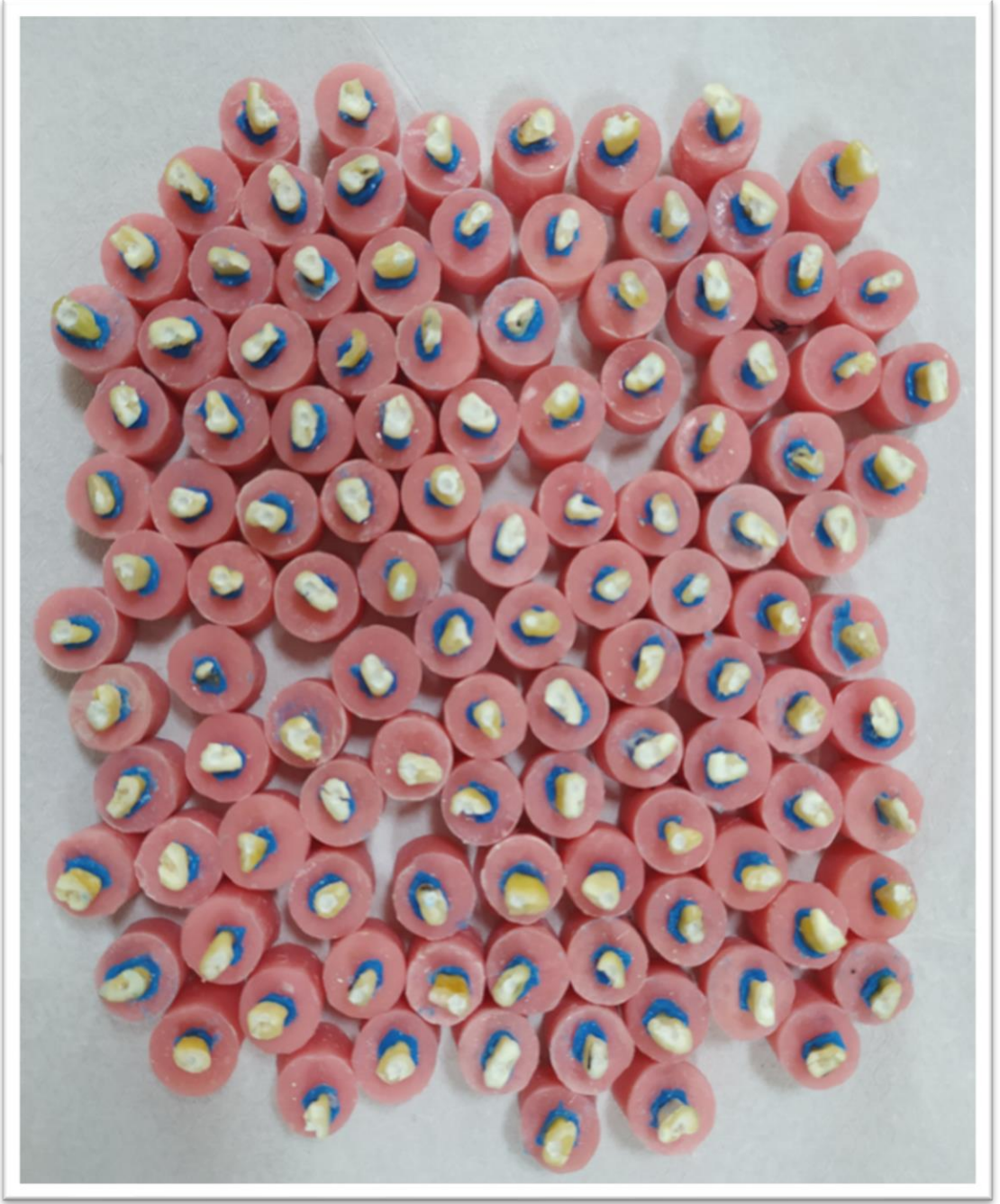
Resim 18. Universal test cihazında ölçülen değerlerin kaydedilmesi



Resim 19. Universal test cihazına yerleştirilen bir örnek



Resim 20. Kırılma deneyi sonrası alınan görüntü



Resim 21. Kırılma deneyi sonrası

5.2.6. İstatistiksel İncelemeler

Sürekli değişkenleri tanımlamak için deskriptif istatistikler kullanılmıştır (ortalama, standart sapma, minimum, medyan, maksimum). Kategorik değişkenlerin deskriptif istatistikleri için frekans, yüzde değerleri hesaplanmıştır. Bağımsız ve normal dağılıma uygun olmayan iki sürekli değişkenin karşılaştırması *Mann-Whitney U* testi, ikiden fazla sürekli değişkenin karşılaştırılması *Kruskal Wallis* testi ile yapılmıştır. Normal dağılıma uygun olmayan iki sürekli değişken arasındaki ilişki *Spearman's rho korelasyon* testi ile değerlendirilmiştir. İstatistiksel anlamlılık düzeyi 0,05 olarak belirlenmiştir. Analizler MedCalc Statistical Software version 12.7.7 (MedCalc Software bvba, Ostend, Belçika) Programı kullanılarak gerçekleştirilmiştir.



6. BULGULAR

6.1. Kırık Aletin Kök Kanalından Çıkarılabilme Başarısına İlişkin Bulgular

Genel olarak değerlendirildiğinde ultrasonik kullanılan gruplarda başarı oranı %83,3 iken, ultrasonik-BTR Pen kullanılan gruplarda %86,7 başarı oranı bulunmuştur. Kırık aletin çıkarılabilme başarısına ilişkin kullanılan teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur ($p>0,05$). Çalışmamızda kullanılan 120 dişten 102'sinde (%85) kırık alet başarılı olarak uzaklaştırılabildiği, 18 dişte ise (%15) başarısız olunmuştur. Kullanılan tekniklere göre, kırık aletin çıkarılabilme başarısına ilişkin bulgularımız Tablo 3'te gösterilmektedir.

Tablo 3. İki farklı tekniğe göre kırık aletin çıkarılabilme başarısının karşılaştırılması

		Ultr.+BTR Pen		Ultrasonik		p
		N	%	N	%	
Başarı	Başarılı	52	86,7	50	83,3	0,799
	Başarısız	8	13,3	10	16,7	
<i>Fisher's Exact test</i>		<i>*p>0,05</i>				

Kırık aletin lokalizasyonuna göre çıkarılabilme başarısı değerlendirildiğinde kök kanalının orta üçlü ve apikal üçlü bölgesi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur ($p>0,05$). Orta üçlüde 60 dişin 55'inde (%91,7) başarılı olunurken, apikal üçlüde 60 dişin 47'sinde (%78,3) başarılı olunmuştur. (Tablo 4).

Tablo 4. Kırık aletin lokalizasyonuna göre çıkarılabilme başarısının karşılaştırılması

		Apikal		Orta		p
		N	%	N	%	
Başarı	Başarılı	47	78,3	55	91,7	0,071
	Başarısız	13	21,7	5	8,3	
<i>Fisher's Exact test</i>		<i>*p>0,05</i>				

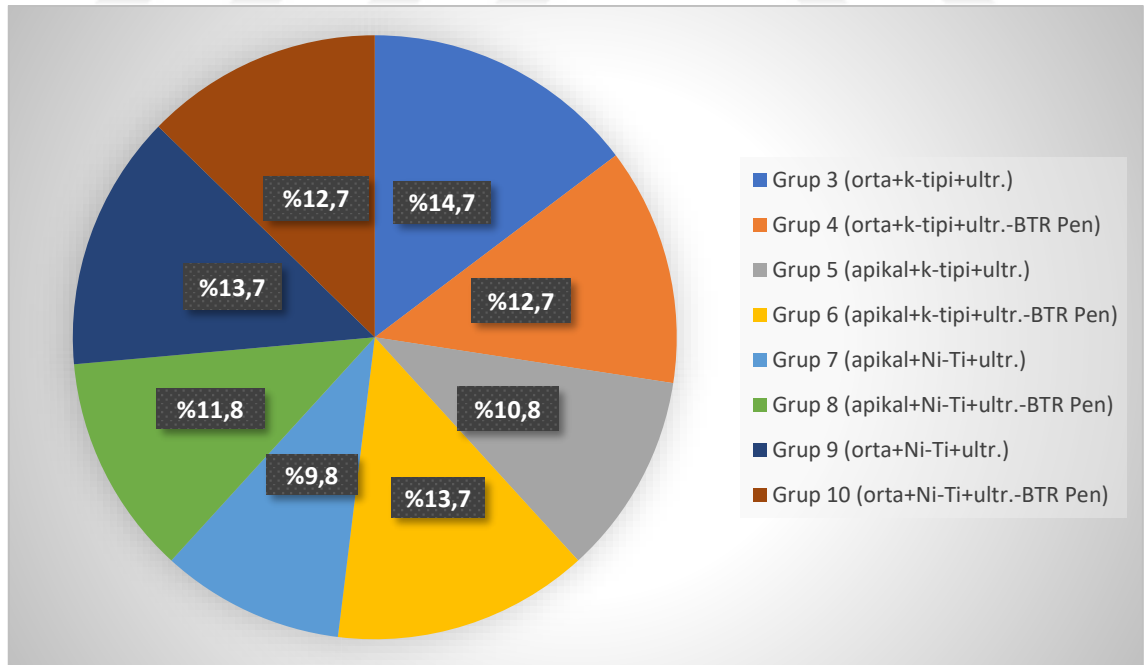
Farklı kırık alet tipine göre kırık alet çıkarılabilme başarısı değerlendirildiğinde, K-tipi ve Ni-Ti kanal aleti arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur ($p>0,05$). 60 kırık K-tipi kanal aletinin 53'ü (%88,3) çıkarılabildiği, 60 Ni-Ti kanal aletinin 49'u (%81,7) başarılı bir şekilde çıkarılabildiği görülmüştür. (Tablo 5).

Tablo 5. Farklı kırık alet tipine göre çıkarılabilme başarısının karşılaştırılması

		K-tipi		Ni-Ti		p
		N	%	N	%	
Başarı	Başarılı	53	88,3	49	81,7	0,444
	Başarısız	7	11,7	11	18,3	

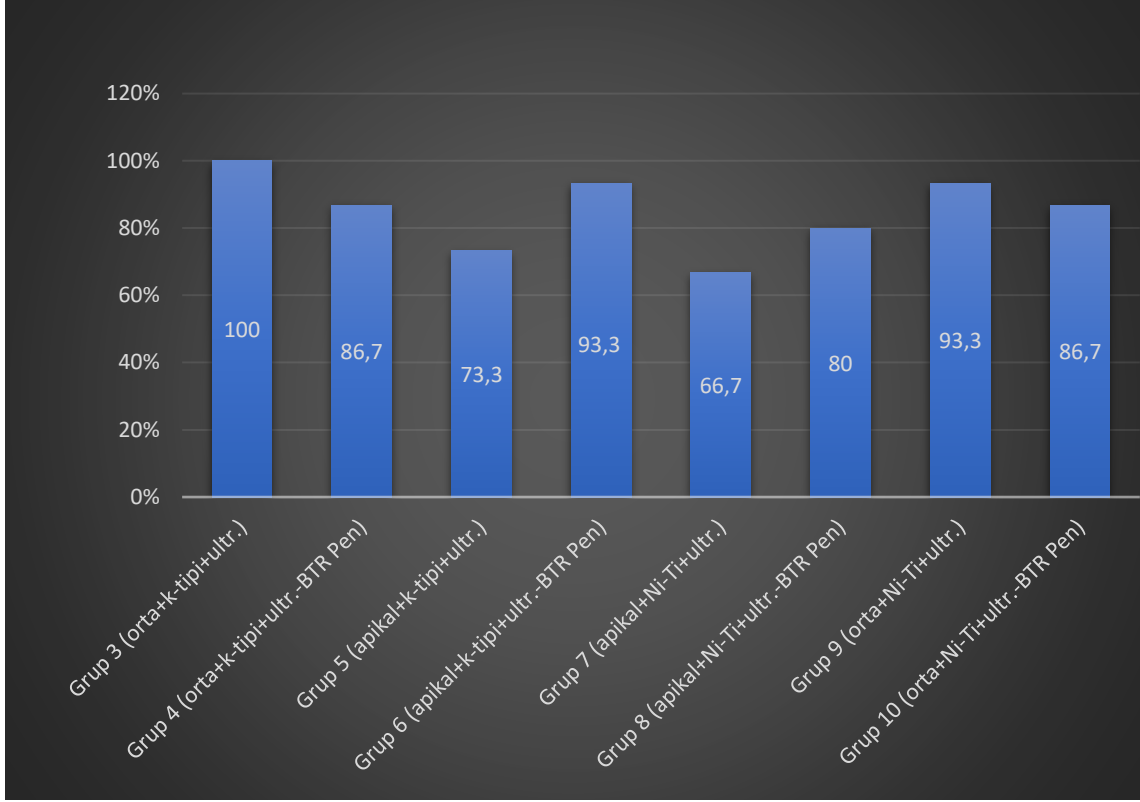
Fisher's Exact test * $p>0,05$

102 diş içinde gruplar karşılaştırıldığında, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur ($p>0,05$). Grup 3 en yüksek başarı oranına (%14,7), Grup 7 en düşük başarı oranına (%9,8) sahip olmuştur (Şekil 3).



Şekil 3. Grupların başarı oranlarının karşılaştırılması

Gruplar kendi içerisindeki başarıları açısından değerlendirildiğinde Grup 3'ün kırık alet çıkarılabilme başarısı %100, Grup 7'nin başarısı %66,7 olmuştur. (Şekil 4)



Şekil 4. Grupların kendi içerisindeki başarı oranlarının karşılaştırılması

Farklı bölge ve tekniğe göre kırık aletin çıkarılabilme başarıları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur ($p>0,05$). (Tablo 6).

Tablo 6. Farklı bölge ve tekniğe göre kırık aletin çıkarılabilme başarısının karşılaştırılması

		Ultr. +BTR Pen		Ultrasonik		p
		N	%	N	%	
Apikal	Başarılı	26	86,7	21	70,0	0,209
	Başarısız	4	13,3	9	30,0	
Orta	Başarılı	26	86,7	29	96,7	0,353
	Başarısız	4	13,3	1	3,3	

Fisher's Exact test * $p>0,05$

Farklı bölgelerde bulunan farklı kırık alet tipinin çıkarılabilme başarıları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur ($p>0,05$). (Tablo 7).

Tablo 7. Farklı bölgelerde bulunan farklı kırık alet tipinin çıkarılabilme başarısının karşılaştırılması

		Apikal		Orta		p
		N	%	N	%	
K-tipi	Başarılı	25	83,3	28	93,3	0,424
	Başarısız	5	16,7	2	6,7	
Ni-Ti	Başarılı	22	73,3	27	90,0	0,181
	Başarısız	8	26,7	3	10,0	

Fisher's Exact test * $p>0,05$

6.2. Kırık Aletin Kök Kanalından Çıkarılabilme Süresine İlişkin Bulgular

İki farklı tekniğe göre kırık aletin çıkarılabilme süreleri genel olarak değerlendirildiğinde ultrasonik gruplarında ortalama süre $24,1\pm 8,28$ dk olarak bulunurken, ultrasonik-BTR Pen gruplarında $23,97\pm 8,35$ dk olarak bulunmuştur. Kullanılan tekniklere göre kırık aletin çıkarılabilme süreleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur ($p>0,05$). (Tablo 8).

Tablo 8. İki farklı tekniğe göre kırık aletin çıkarılabilme süresinin karşılaştırılması

	Ultr.+BTR Pen	Ultrasonik	p
	Ort.±SS	Ort.±SS	
	Med. (Min.-Maks.)	Med. (Min.-Maks.)	
Süre	$23,97\pm 8,35$ 22,5 (10,1-43,57)	$24,1\pm 8,28$ 26,65 (12,1-42,3)	0,938

Student t test * $p>0,05$

Kırık aletin lokalizasyonuna göre değerlendirme yapıldığında, kırık aletin çıkarılabilme süresinde kök kanalının orta üçlü ve apikal üçlü bölgesi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır ($p<0,05$). Apikal üçlüde bulunan kırık aletin çıkarılabilme süresi daha yüksektir. Orta üçlüde bulunan kanal aletinin çıkarılabilme süresi $18,82\pm 6,3$ dk bulunmuşken, apikal üçlüde $30,13\pm 5,8$ dk bulunmuştur. (Tablo 9).

Tablo 9. Kırık aletin lokalizasyonuna göre çıkarılabilme süresinin karşılaştırılması

	Apikal	Orta	
	Ort.+SS	Ort.+SS	p
	Med. (Min.-Maks.)	Med. (Min.-Maks.)	
Süre	30,13±5,8 28,3 (19,03-43,57)	18,82±6,3 17,13 (10,1-42)	<0,001

Student t test * $p<0,05$

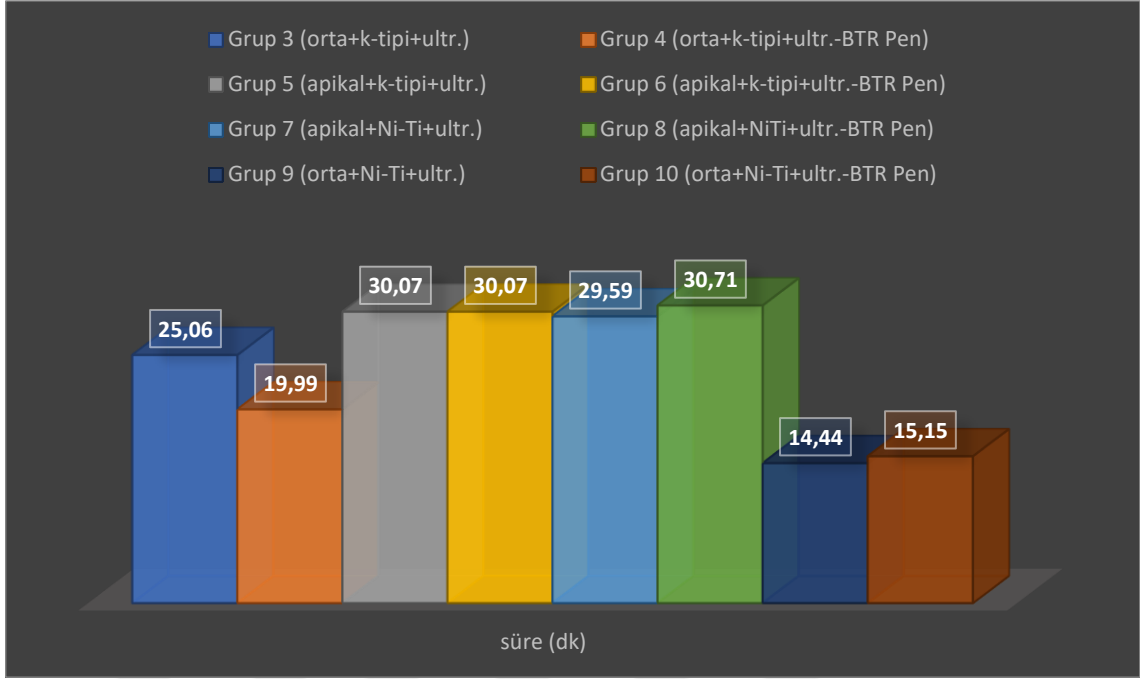
Kırık aletin tipine göre çıkarılabilme süresi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır ($p<0,05$). K-tipi kanal aletinin ortalama çıkarılabilme süresi 26,18±7,2 dk bulunmuşken, Ni-Ti kanal aletinin ortalama çıkarılabilme süresi 21,7±8,8 dk bulunmuştur. (Tablo 10).

Tablo 10. Kırık alet tipine göre çıkarılabilme süresinin karşılaştırılması

	K-tipi	Ni-Ti	
	Ort.+SS	Ort.+SS	p
	Med. (Min.-Maks.)	Med. (Min.-Maks.)	
Süre	26,18±7,2 26,1 (12,3-43,6)	21,7±8,8 17,5 (10,1-41,9)	0,006

Student t test * $p<0,05$

Her bir grubun kırık alet çıkarılabilme süreleri değerlendirildiğinde bazı gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır (*One-Way ANOVA* $p<0,05$). *Post-hoc* ikili karşılaştırmalara göre; Grup 3 ve 9, Grup 3 ve 10, Grup 4 ve 5, Grup 4 ve 6, Grup 4 ve 7, Grup 4 ve 8, Grup 6 ve 9, Grup 6 ve 10, Grup 7 ve 9, Grup 7 ve 10, Grup 8 ve 9, Grup 8 ve 10 arasında anlamlı farklılık vardır (*Tukey* $p<0,001$ *Bonferroni* düzeltmesi). Grup 3'te kırık alet çıkarılabilme ortalama süresi Grup 9 ve 10'a göre daha yüksektir. Grup 4'te kırık alet çıkarılabilme ortalama süresi Grup 5, 6,7 ve 8'e göre daha düşüktür. Grup 6, 7, 8'de kırık aletin çıkarılabilme ortalama süresi Grup 9 ve 10'a göre daha yüksektir. (Şekil 5).



Şekil 5. Gruplardaki kırık aletin çıkarılabilme süreleri

Farklı bölgelerde bulunan farklı kırık alet tiplerinin çıkarılabilme süreleri arasında istatistiksel anlamlı farklılık vardır ($p < 0,05$). Apikal üçlüde bulunan kanal aletlerinin çıkarılabilme süre ortalaması daha yüksektir. Apikal üçlüde bulunan K-tipi kanal aletinin çıkarılabilme süresi $30,07 \pm 5,87$ dk iken, Ni-Ti kanal aletinin çıkarılabilme süresi $30,2 \pm 5,79$ dk bulunmuştur. (Tablo 11).

Tablo 11. Farklı bölge ve farklı kırık alet tipine göre çıkarılabilme süresinin karşılaştırılması

Süre	K-tipi	Apikal	Orta	p
		Ort.±SS Med. (Min.-Maks.)	Ort.±SS Med. (Min.-Maks.)	
		$30,07 \pm 5,87$ 29,19 (19,03-43,57)	$22,7 \pm 6,53$ 22,18 (12,29-42)	<0,001
	Ni-Ti	$30,2 \pm 5,79$ 28,24 (19,39-41,9)	$14,78 \pm 2,27$ 14,47 (10,07-21,53)	<0,001

Student t test * $p < 0,05$

6.3. Dişlerin Kök Kırılma Dirençlerine İlişkin Bulgular

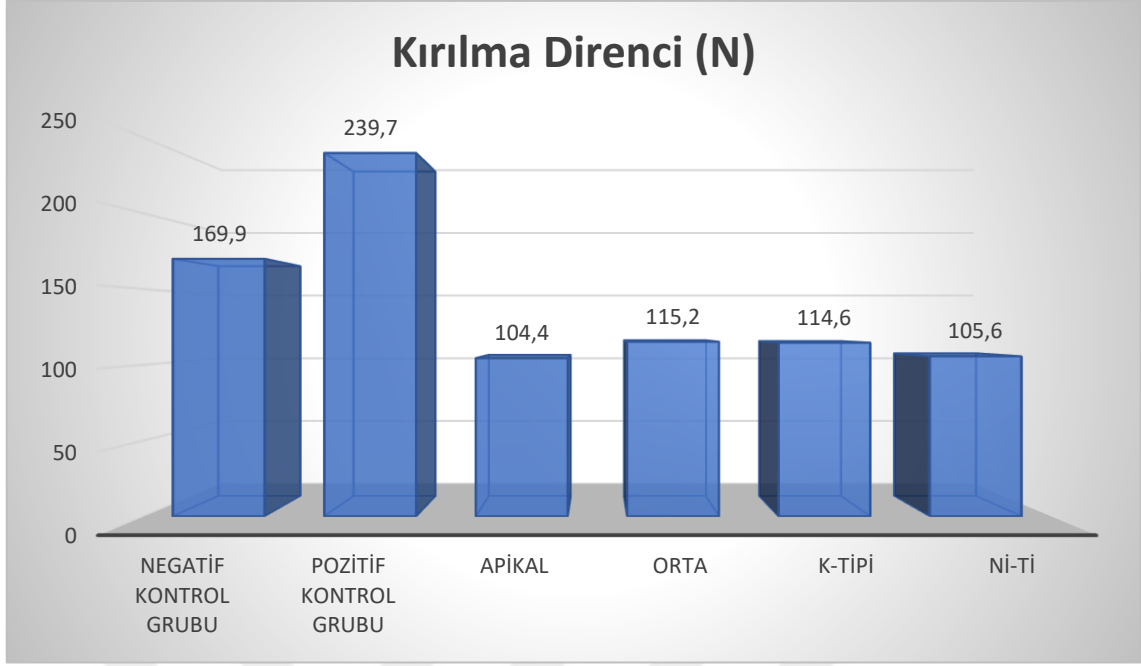
Tüm dişlerin ortalama kırılma direnci $109\pm 67,3$ N bulunmuştur. 63 dişte bukkolingual yönde vertikal kırık, 4 dişte meziyodistal yönde vertikal kırık ve 42 dişte kombine (bukkolingual+meziyodistal) kırık oluştu. Negatif kontrol grubu, pozitif kontrol grubu, ultrasonik+BTR pen ve ultrasonik grupları arasında direnç dağılımı açısından istatistiksel anlamlı farklılık vardır ($p<0,05$). *Post-hoc* ikili karşılaştırma sonuçlarına göre, ikili gruplar arasında farklılık yoktur ($p>0,008$ Bonferroni düzeltmesi). Pozitif kontrol grubunun kırılma direnci ortalaması, diğer gruplara göre daha yüksek bulunmuştur. (Tablo 12).

Tablo 12. İki farklı teknik kullanılan deney gruplarının kontrol gruplarıyla kırılma direncinin karşılaştırılması

	Negatif Kontrol	Pozitif Kontrol	Ultr.+BTR Pen	Ultrasonik	P
	Ort.+SS Med. (Min.- Maks.)	Ort.+SS Med. (Min.- Maks.)	Ort.+SS Med. (Min.- Maks.)	Ort.+SS Med. (Min.- Maks.)	
Kırılma Direnci	169,9 \pm 72,1 195,3 (88,5- 254,2)	239,7 \pm 147,5 257,5 (80,4- 420,5)	98,9 \pm 45,7 91,4 (40,9- 336,1)	122,5 \pm 60,1 107,3 (17,4- 374,5)	0,024
Post-Hoc İkili Karşılaştırmalar*					
Negatif vs. Pozitif	Negatif vs. Ultr.+BTR Pen	Negatif vs. Ultrasonik	Pozitif vs. Ultr.+BTR Pen	Pozitif vs. Ultrasonik	Ultrasonik vs. Ultr.+BTR Pen
0,421	0,022	0,144	0,026	0,098	0,024

*Kruskal Wallis test, *Mann-Whitney U test p=0,008*

Bölgelere ve kırık alet tipine göre kök kırılma direncine ilişkin genel değerlendirme yapıldığında, kontrol grupları ve deney grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur ($p>0,05$). Pozitif kontrol grubunda kök kırılma direnci $239,7\pm 147,5$ N bulunmuştur. Orta üçlüden kırık alet çıkarılan dişlerin kırılma direnci $115,2\pm 65,9$ N iken, apikal üçlüden kırık alet çıkarılan dişlerin kırılma direnci $104,4\pm 35,5$ N bulunmuştur. K-tipi kanal aletinin çıkarıldığı diş gruplarının kök kırılma direnci $114,6\pm 64,1$ N iken, Ni-Ti kanal aletinin çıkarıldığı diş gruplarının kök kırılma direnci $105,6\pm 40,8$ N bulunmuştur. (Şekil 6).



Şekil 6. Dişlerin kırılma direncinin karşılaştırılması

Kök kırılma direnci dağılımı açısından bazı gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır (*One-Way ANOVA* $p < 0,05$). Post-hoc ikili karşılaştırmalara göre; Grup 2 ve Grup 6, Grup 2 ve Grup 10 arasında farklılık vardır (*Tukey* $p < 0,001$ *Bonferroni* düzeltmesi). Grup 2'nin kırılma direnci ortalaması daha yüksektir. Pozitif kontrol grubunun kök kırılma direnci $239,68 \pm 147,48$ N iken, Grup 6'daki dişlerin kırılma direnci $95,28 \pm 34,85$ N bulunmuştur. Grup 10'daki dişlerin kırılma direnci $86,9 \pm 29,53$ N bulunmuştur. (Tablo 13).

Tablo 13. Grupların kök kırılma direncinin karşılaştırılması

	Kırılma Direnci		p
	Ort.±SS	Med. (Min.-Maks.)	
Negatif kontrol grubu	169,91±72,13	195,3 (88,46-254,2)	<0,001
Pozitif kontrol grubu	239,68±147,48	257,5 (80,4-420,5)	
orta+K tipi+ultr.	137,81±88,29	133,6 (17,45-374,5)	
orta+K-tipi+ultr.+BTR	110,38±72,15	91,35 (68,6-336,1)	
apikal+K tipi+ultr.	112,25±37,13	88,6 (74,1-169,1)	
apikal+K-tipi+ultr.+BTR	95,28±34,85	95,45 (45,91-170,9)	
apikal+Ni-Ti+ultr.	109,67±31,47	96,84 (69-152,8)	
apikal +Ni-Ti +ultr.+BTR	104,47±39,06	111,9 (40,94-185)	
orta+Ni-Ti+ultr.	121,59±51,27	110,7 (53,83-221,4)	
orta+Ni-Ti +ultr.+BTR	86,9±29,53	75,84 (52,22-160)	

One-Way ANOVA test

7. TARTIŞMA

Klinisyenler, kanal tedavisinin herhangi bir aşamasında komplikasyonlarla karşı karşıya gelebilir (188). Kanal tedavisi sırasında endodontik bir aletin kırılması, kök kanalının daha etkin temizlenmesini ve şekillendirilmesini engeller (188). Bu durum endodontik tedavinin başarı oranını düşürebilir (189). Bu nedenle, kırık aletlerin komplikasyon oluşmadan çıkartılması ve ardından kök kanal sisteminin temizlenmesi ve şekillendirilmesi en uygun yaklaşımdır (190).

Bir çalışmada klinisyenlerin %61,8'inin kırık aletleri çıkarma sırasında veya sonrasında komplikasyonlar yaşadığı gösterildi (122). En yaygın komplikasyon diş yapısının aşırı derecede kaldırılmasıdır (31,32). Garg ve Grewal (191), kırık aletlerin çıkarılması sırasında dentin kalınlığının azaldığını ve dişlerin kırılmaya yatkın hale geldiğini göstermişlerdir. Diğer çalışmalarda da dentin kaybının, dişlerin kırılmaya yatkınlığını artırdığı bildirildi (192,193). Bu nedenle, kırık aleti çıkarmak için girişimde bulunulduğunda, potansiyel dentin kaybı önemlidir (194). Çalışmamızda kırık aletin çıkarılma yöntemlerinin kökün kırılma dayanımı üzerine etkisi değerlendirildi.

Kırık aletlerin kök kanalından çıkarılması için çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. Bu bağlamda işlem sırasında seçilen teknik anahtar faktör olabilir (41,148). Kırık aletleri çıkarmak için ultrasonik uçların kullanılması tercih edilir (195). Fazla miktarda dentin kaldırmak yerine ultrasonik teknik geliştirilerek kanaldan kırık alet çıkarma oranı artırılabilir (196). Terauchi ve ark. (153) ultrasonik uçların, kırık aletlerde ikinci bir kırılmayı önlemek ve çıkarabilme başarı oranını artırmak için kurvatürlü kanalların iç duvarları üzerinde kullanılması gerektiğini önermiştir. Ruddle (40) bu teknikte staging platform hazırlamayı ve ultrasonik uçlar kullanarak kırık alet çevresinde dentini trefin etmeyi önermiştir. Günümüzde, çeşitli teknikler ve cihazlar kullanılmış olmasına rağmen, kırık aletlerin güvenli ve başarılı bir şekilde çıkarılması için standart bir prosedür yoktur (157). Bu teknikler sınırlı bir başarı göstermiştir ve köke önemli ölçüde hasar verebilir (147). DOM ve ultrasonik teknik kombinasyonu, mikrosanik teknikler olarak adlandırılır (33). Bu teknik kırık aletleri çıkarabilme oranını artırır ve daha güvenlidir (33). Diğer çalışmada bu tekniğin kırık aletlerin, derin ve dar kurvatürlü kök kanallarından başarılı bir şekilde çıkarılmasında önemli rol oynadığı gösterilmiştir (157). DOM, klinisyene, kırık aletin konumunu bulmak ve kanalda merkezde kalmak için daha fazla aydınlatma ve doğrudan görüş sağlar (197). Böylelikle dentinin gereksiz yere kaldırılmasını en aza

indirir (197). Çalışmalarda ultrasonikle kırık alet çıkarmada Nagai ve ark. %67 (156), Cujé ve ark. (158) % 88 ve Fu ve ark. (47) %95 oranında başarı göstermişlerdir. Bu nedenle çalışmada, kırık alet çıkarma yöntemlerinden biri olarak ultrasonik teknik seçilmiştir.

Ultrasonik cihazların yanında "wire loop" tekniği (Roig-Greene 1983), uzun gövdeli frezler ve oftalmik needle holders (26), Endo Extractor (Brasseler USA Inc., Savannah, GA) (198), Canal Finder System (Fa.Société Endo Technique, Marsilya, Fransa) (199), Masserann kiti (Micro-Mega, Besanc,on, Fransa) gibi mikrotüp sistemler (200) geliştirilmiştir. Mikrotüp sistemler trepan frez içerir (201). Trefan frez, endodontik motorla saat yönünün tersine doğru çalıştırılır (201). Kırık aletin 1-1,5 mm koronal ucunun etrafındaki dentin trefan frez ile kaldırıldıktan sonra , mikrotüp ekstraktör olarak kırık aleti çekmek için kullanılır (201). Bu cihazlarla ilişkili problemler, kök kanal dentinin aşırı derecede kaldırılması, basamak oluşumu, perforasyon, dar ve kurvatürlü köklerde sınırlı uygulama ve kırık aletin apeksten taşmasını içerir (34,156,202). Bu bağlamda kırık aletleri kanaldan çıkarma yaklaşımı her zaman daha kısa sürede daha yüksek başarı oranıyla sonuçlanan, uzaklaştırılan dentinin en az miktarda olduğu teknik ve cihazları veya kombinasyonlarını içermelidir (203). Bu nedenle günümüzde yeni sistemler üretilmeye çalışılmaktadır. Bunlardan biri BTR Pen-Broken Tool Remover kırık alet çıkarıcı sistemdir. BTR Pen'den önce ultrasonik uçlar sadece trefin amacıyla kullanılır. Böylelikle daha fazla madde kaybına neden olmadan BTR Pen ucunun aleti kavramasını sağlayacak ölçüde dentin uzaklaştırılır. Daha sonra BTR Pen ile ekstraktör olmadan esnek nitinol halka ucuyla aletin kavranıp çıkartılması sağlanır. Çalışmamızda kırık alet çıkarma yöntemlerinden biri ultasonik ve BTR Pen'in kombine olarak kullanıldığı bu tekniktir. Çalışmada ultrasonik-BTR Pen kombine tekniği ve sadece ultrasonik tekniğin etkinliklerinin karşılaştırılması amaçlandı. Literatürde BTR Pen ile ilgili herhangi bir araştırmaya rastlanmamıştır.

Kırık aletin çıkarılabilme başarısı dişin tipine ve kanal anatomisine bağlıdır (204). Kırık aletlerin çoğu, özellikle azı dişlerinde dar ve kurvatürlü kanallarda meydana gelir (148,158,190). Bu tip kanallarda, alet kırığı genellikle alt azı dişlerin mezial kanallarında ve üst azı dişlerin meziyobukkal kanallarında gerçekleşir (49). Üst azı (158) ve alt azı (148) dişlerin meziyobukkal kanallarında kırılan kanal aletlerini çıkarma başarısı daha

düşüktür. Bu çalışmada alet kırığının daha yüksek oranda gerçekleştiği üst azı dişlerin meziyobukkal kanalları kullanılmıştır.

Bir çalışmada meziyobukkal kanalların meziyodistal yönde 17° ile $43,5^{\circ}$ arasında değişen, ortalama $28,7^{\circ}$ 'lik bir kurvatür açısına sahip olduğu bildirildi (205). Schafer ve ark. kanalların %86'sının kurvatürlü olduğunu ve bu kanalların %22'sinin 27° 'den büyük kurvatür açısına sahip olduğunu göstermiştir (206). Bu nedenle, sonuçların dişlerin anatomik yapısından etkilenmemesi amacı ile çalışmada Schneider'in (187) metoduna göre 20° 'den düşük kurvatür açısına sahip üst azı dişleri kullanıldı.

İn vitro çalışmalarda, çekilmiş dişlerin saklanması amacıyla distile su, formol ve timol en sık tercih edilen solüsyonlardır (207,208). Çalışmadaki örnekler distile suda bekletilip dehidratasyonu engellenerek, kırılma testine etki edebilecek değişikliklerin önüne geçilmeye çalışılmıştır.

Dişe uygulanan bir kuvvet hem kökü hem de kronu ilgilendiren çeşitli faktörlerden etkilenir (163). Giriş kavitesi (194), restoratif materyaller, postlar, protez kronları gibi çeşitli faktörler dişlerin kırılma dayanımlarını etkileyebilir (163). Shahabinejad ve ark. (163) yaptıkları çalışmada ultrasonik tekniğin kökteki etkisine odaklanarak koronal faktörlerin etkisinden kaçınmak için kronları kaldırdı. Bu çalışmada alet kırığı sadece meziyobukkal kökte oluşturulduğundan kökün kırılma direncinde distobukkal kök, palatinal kök ve koronal faktörlerin etkisinden kaçınmak için kronlar kaldırıldı ve sadece meziyobukkal kök kullanıldı.

Kırık aletlerin çıkarılması materyal türü, konumu ve uzunluğu gibi faktörlerden etkilenir (148). Bir araştırmada kırık Ni-Ti döner alet insidansının %0,4 ile %4,6 aralığında olduğu gösterilmiştir (209,210). Ni-Ti döner aletlerin SS eğelerinden daha yüksek kırılma insidansına sahip olduğu bildirilmiştir (17). Ni-Ti döner aletler fleksural yorgunluk, torsiyonel yorgunluk veya her ikisinin kombinasyonu nedeniyle kırılırken, SS el eğelerinin çoğu aşırı tork nedeniyle kırılır (17). Ni-Ti döner aletlerde yeni olsa bile görülebilir distorsiyon olmadan kırılma gerçekleşebilirken (18,50), SS eğelerde distorsiyondan sonra kırılma gerçekleşir (191). Bu durumda Ni-Ti döner aletlerin distorsiyonu genellikle büyütme olmadan görülemez (69,211). SS eğeler, ultrasonik titreşimden kaynaklanan ısı birikimi nedeniyle, çıkarma işlemi sırasında daha fazla kırılma eğilimi gösteren Ni-Ti döner aletlere göre daha kolay çıkarılır. Çünkü Ni-Ti döner aletleri dentine vidalanma ve kilitlenme eğilimindedir (212). Shen ve ark. (148) kırık Ni-

Ti döner aletlerini %53, kırık SS eğelerini %59 oranında başarılı bir şekilde çıkarmıştır. Böylelikle Ni-Ti döner aletlerinin çıkarılmasının daha az başarılı olduğu sonucuna varıldı (148). Bununla birlikte, Ni-Ti döner alet SS aletlerine göre artan bir konikliğe sahip olduğu için kırık döner aletin koroneline erişmek ve kök kanalından çıkarmak daha zordur (213). Bu çalışmada güncek teknik ve yeni sistemle farklı kırık alet tipinin çıkarılmadaki başarısının karşılaştırılması amaçlandı.

Ni-Ti döner aletleri, kök kanal kurvatürün orta bölgesinde daha fazla kırılma eğilimindedir (11). Kurvatürlü kanallardan kırık Ni-Ti döner aletlerinin çıkarılması klinisyenler için oldukça zordur (157). Kırık alet genelde kök kanalının apikal üçte birlik kısmında meydana gelir (25,50,209). Bir çalışmada kök kırılma direncinin farklı lokalizasyonlara bağlı olmadığı gösterildi (163). Bazı çalışmalarda kökün orta veya apikal üçte birlik bölgesinde kırılan aletleri kanaldan çıkarma işleminin kökün kırılma direncini azalttığı gösterildi (32,164). Madarati ve ark. (46) kırık aletlerin kök kanalının apikal üçte birlik kısmından çıkarılmasının en fazla dentin kaybına neden olduğunu bildirdi. Başka bir çalışmada Madarati ve ark. (214), kök kırılma direncini etkilemediğini bildirdi. Bu alandaki tutarsızlıklardan dolayı bu çalışmada kanal aletleri apikal ve orta üçlük bölgelerde kırıldı.

Kırık alet ne kadar kısaysa kök kanalından çıkarılması da o derece zordur (147). Birçok çalışmada kırık alet uzunluğu 3 mm seçilmiştir (163,194,196). Bu çalışmada da kırık alet uzunluğu benzer çalışmalar gibi 3 mm seçilmiştir.

Günümüzde, kırık alet çıkarma prosedürleri, staging platformunun hazırlanmasını ve düşük güç ayarında soğutma sıvısı olmadan ultrasonik uçların kullanılmasını içerir (37,40). Frank ve ark. (215) ve Taschieri ve ark. (216) kök ucu preparasyonunda ultrasonik cihazı yüksek güç ayarında kullanmanın düşük güç ayarında kullanmaya göre dentinde daha fazla sayıda çatlığa sahip olduğunu bildirmişlerdir. Bu doğrultuda klinisyenlerin ultrasonik cihazı en düşük güç ayarında kullanmaları tavsiye edilir (40).

Ultrasonik uçlar, kırık alet ile kanal duvarı arasına yerleştirilir ve titreşimler kırık parçayı kanaldan çıkarabilir (151). Bununla birlikte ultrasonik uç dentin ile kırık alet arasındaki yüksek frekanslı titreşim ve sürtünme sırasında oluşan ısı, dış kök yüzeyine ve ardından periodonsiyuma iletilir (217). Soğutucu sıvı ile kullanılmasıyla birlikte daha düşük güç ayarında titreşen daha ince ve küçük kesit çaplı ultrasonik uçlar, ultrasonik aktivite sırasında yüksek sıcaklık riskini en aza indirir (168). Ruddle (40) görünürlüğü

artırmak için DOM altında kırık aletlerin ultrasonik uçlarla çıkarılması sırasında irrigasyon olmadan kuru çalışmayı önermiştir. Ancak Ward (37) kanala irrigasyon solüsyonlarının eklenmesinin, kırık aleti çıkarma olasılığını arttırdığını bildirmiştir. Çalışmada kırık alet çıkarılması işlemi DOM altında ultrasonik elmas uçlu frezler su soğutması ile, titanyum nitrit uçlar kuru olarak kullanılmıştır.

Kök kanalının aşırı preparasyonu, obtürasyon sırasında uygulanan aşırı basınç, dentinin dehidrasyonu ve post boşluğunun hazırlanması dişlerin kırılmasına neden olabilir (31,193,218). Shemesh ve ark. (219) sıcak vertikal kondensasyon ile lateral kompaksiyonun dişlerde dentin defektlerine neden olduğunu bildirdi. Blum ve ark. (220) sıcak vertikal kondensasyonun kanal duvarlarına basınç uygulayan ve dentin üzerinde kama etkisine neden olan hidrolik kuvvetler ürettiğini göstermişlerdir. Obtürasyon sırasında mikro çatlaklar oluşabilir, yayılabilir (195). Bu işlem sırasında uygun olmayan sıcaklık uygulanması, dentin matriksinin çökmesine neden olabilir (219). Shemesh ve ark. (177) hem lateral kondensasyon hem de pasif kök kanal dolgu tekniklerinin dentin defektlerine yol açtığını göstermiştir. Benzer şekilde Kumaran ve ark. (221) lateral kondensasyonun, Topçuoğlu ve ark. (222) pasif teknikle kök kanal dolgu işleminin dişlerde dentin defektlerine neden olduğunu bildirmiştir. Dentin defektleri, VKK için tetik noktası görevi görür (218,223). Spreader ve uygulanan kuvvetler, lateral kondensasyon sırasında VKK'nin ortaya çıkmasına neden olan faktörler arasındadır (224). Lim ve Stock (225) , 200–300 µm kalan dentin kalınlığının obtürasyon sırasındaki uygulanan kondensasyon kuvvetlerinin perforasyona ya da kırılmaya yol açabileceğini bildirmiştir. Bu nedenle çalışmada obtürasyonun dentin üzerindeki etkisini ortadan kaldırmak için deney grupları ve negatif kontrol grubunda obtürasyon olmadan kırılma direnci testi yapıldı.

Çoğu durumda, Ni-Ti döner aletin kırılması, yanlış veya aşırı kullanım ile ilişkilendirilir (29,123). Döner aletlerin kullanımında doğru eğitim önemlidir (226). Tek operatör, birlikte çalışanlar arasındaki değişkenliği önlemek için tüm deneysel prosedürleri gerçekleştirdi.

Kırma testlerinin uygulandığı universal test cihazına örneklerin yerleştirilebilmesi için özel, sert kalıplara yerleştirilmesi ve sabitlenmesi gerekmektedir. Kırıkların net olarak izlenebilmesi ve kırık hattının kök yüzeyini içerip içermeyeceğinin görülebilmesi için mine-sement sınırının serbest kalması gerekmektedir. Bir çalışmada periodontal

ligamentin bir stres emici olduğu ve dişlerin kırılma direncini artırabileceği belirtildi (227). Wilcox ve ark. (218) periodontal ligementi taklit etmesi amacıyla tek bir alüminyum folyo tabakası kullanarak dişleri akrilik rezine gömdü, Lertchirakarn ve ark. (228) kökleri silikonla çevreledi. Çalışmada köklerin apikal 3-4 mm'lik kısmı silikonla kaplanarak akrilik rezine gömüldü. Instron universal test cihazının çelik ucunun dişin uzun aksı boyunca kök kanalının merkezine dik gelecek şekilde vertikal olarak 1 mm/dk kuvvet uygulaması sağlandı. Kuvvetin bu yöntemle eşit olarak iletildiği birçok çalışmada bildirilmiştir (229–231).

Literatür incelendiğinde araştırmacılar kırık alet çıkarmak için harcanabilecek maksimum süre konusunda farklı görüşler sergilemiştir. Souter ve Messer (32) kırık aletleri çıkarmaya çalışırken 45 dakikalık bir zaman sınırı koymuş ve bunu günlük pratikte 60 dakikalık bir randevu içinde makul bir süre olarak kabul etmiştir. Suter ve ark. (39) 45-60 dakikalık bir işlem sonrasında başarısız olunursa diğer tedavi seçeneklerinin de dikkate alınması gerektiğini önerirken, Terauchi ve ark. (232) 90 dk'lık süreyi kabul etmişlerdir. Suter ve ark. (39), Cuje ve ark. (158) gibi bazı araştırmacılar kırık aletin komplikasyon olmadan kanaldan tam olarak çıkartılmasını kabul etmişlerdir. Çalışmanın başarı kriteri olarak kırık aletin 45 dk'lık süre içerisinde tam olarak çıkarılabilmesi seçilmiştir.

Kırık aletin çıkarılması zor ve zaman alan bir işlemdir, başarı oranı oldukça değişken olabilir. Hülsmann ve Schinkel (147) yaptıkları çalışmada kırık aleti çıkarabilme başarı oranını %68 bulmuştur. Diğer bir çalışmada Micro-Retrieve & Repair System (Superline NIC Dental, Shenzhen, Çin) tekniğinin kullanılmasıyla %76,47 başarı oranı gösterildi (190). Bizim çalışmamızda ise kırık alet çıkarabilme oranı %85 bulunmuştur. Ortaya çıkan bu farklı oran çalışmamızda DOM ve ultrasonik alet kullanılmasından kaynaklanmış olabilir. Yapılmış klinik çalışmalara bakıldığında Nevares ve ark. (161), kırık alet çıkarma başarısını %70,5, Souter ve ark. (32) %70, Ward ve ark. (30) 24 vakada yaptıkları çalışmada %66,6 başarı oranı bildirmişlerdir. İn vivo gerçekleştirilen kırık alet çıkarmaya yönelik bu çalışmalar kısıtlı alan ve azalan görüş nedeniyle in vitro yapılan çalışmamıza göre daha zor gerçekleşmiş olabilir. Buna karşılık diğer klinik çalışmalarda Suter ve ark. (39) kırık aletleri çıkarma başarısını %87, Shen ve ark. (148) orta kurvatürlü dişlerde (5°-20°) %83 rapor etmişlerdir. Bu sonuçların bizim çalışmamızdaki başarı oranları ile benzer olduğu söylenebilir.

Günümüze kadar gelmiş tekniklerden hiçbiri kesin bir başarı garantisi veremez. Dolayısıyla halen dişi en az zayıflatabilecek, kırık aleti kök kanalından en hızlı şekilde uzaklaştırabilecek etkin bir kanal aleti çıkarma sistemine ihtiyaç duyulmaktadır. Kırık alet çıkarma işleminde kullanılan teknik başarı için önemli bir faktördür (148). Ultrasonik cihazların, kırık aletleri çıkarabilmedeki etkinliği üzerine birçok çalışma yapılmıştır (34,35). Souter ve ark. (32) ultrasonik kullanarak kırık alet çıkarma başarısını %91,1 bulmuştur. Bizim çalışmamızda ultrasonik kullanarak kırık alet çıkarmada %83,3, ultrasonik-BTR Pen kullanarak %86,7 başarı oranı bulunmuştur. Başarı oranlarındaki bu farklılık operatörün deneyimine bağlı olabilir. Garg ve Grewal (191) ultrasonik teknikle kırık aletin çıkartılmasında genel başarı oranını %87,5 bulmuştur. Aynı çalışmada EMS ultrasonik uçlar ile %90 başarı oranı gösterilirken, ProUltra uçlar %85 başarı oranı göstermiştir (191). Yine Garg ve Grewal (191) az kurvatürlü (<15°) dişlerde %100, orta kurvatürlü (15°-25°) dişlerde %90,9 başarılı olmuştur. Bu çalışmada 40 örnek kullanılırken çalışmamız 130 örnekle yapılmıştır. Sonuçlardaki bu farklılık örnek sayılarındaki değişkenlik ile ilişkili olabilir. Ward ve ark. (37) tarafından yapay akrilik bloklar ve çekilmiş dişler üzerinde yapılmış bir başka çalışmada kırık aletin çıkarılabilme başarı oranı %76,6 bildirilmiştir. Bu çalışmada 50° kurvatür açısına sahip simüle kanallar ve çekilmiş dar, kurvatürlü alt azı dişleri kullanılmıştır. Çekilmiş dişlerdeki kronlar uzaklaştırılmamıştır. Bizim çalışmamızda standardizasyonu sağlamak için $\leq 20^\circ$ kurvatürlü dişler seçilmiş olup, dişlerin kronları uzaklaştırılmıştır. Örneklerin kronlarının olmaması ve kök kurvatür açıları başarı oranını etkilemiş olabilir. Yapılan çalışmalarda ultrasonik kullanarak kırık alet çıkarma başarısının %80-%88 arasında değiştiği bildirildi (39,157,158). Bu sonuçlar ile bizim çalışmamız benzerlik göstermiştir.

Lokalizasyona göre kırık alet çıkarabilme başarıları değerlendirildiğinde bizim çalışmamızda apikal üçlüde %78,3 orta üçlüde %91,7 başarı oranı bulunmuştur. Yapılan klinik çalışmalarda Suter ve ark. (39) apikal ve orta üçlüde sırasıyla %87,50 ve %87,10, bulmuşken, Cujé ve ark. (158) %93 ve %100 bulmuştur. Oranlardaki bu değişkenlik, çalışmada süre sınırlandırması olmaması, farklı diş tipleri ve farklı kırık alet tiplerinin kullanılmış olmasına bağlanabilir. Terauchi ve ark. (232) in vitro olarak otuz alt keser dişlerde yaptığı çalışmada apikal bölgede kırık alet çıkarma başarı oranını %83 bildirmiştir. Aradaki fark bu çalışmanın ön dişlerde yapılırken bizim çalışmamızın arka dişlerde yapılmasından kaynaklanmış olabilir. Shahabinejad ve ark. (163) ultrasonik

teknikle kırık aletlerin çıkartılmasında %80 başarı elde etmiştir. Yine aynı çalışmada üst küçük azı dişlerin orta bölgelerinde kırılan aletleri çıkarmada %100 başarılı olunurken, apikal bölgedeki kırık aletleri çıkarmada %74 başarılı olunmuştur (163). Çalışmamızda benzer olarak, ultrasonik teknikle orta bölgede kırılan aletleri çıkarmada %96,7 başarılı olunurken, apikal bölgedeki kırık aletleri çıkarmada %70 başarılı olunmuştur.

Cujé ve ark. (158) bir çalışmada döner aletlerin (n=18) %89'unu uzaklaştırırken, SS (n=31) kanal aletlerinin %100'ünü uzaklaştırmıştır (158). Çalışmamızda K-tipi el eğesinin %88,3'ü, Ni-Ti döner aletin %81,7'si başarılı bir şekilde uzaklaştırıldı. Bu farklılık bizim çalışmamızda deney grubunun 120 örnekten oluşması ya da SS olarak sadece K-tipi el eğesinin kullanılmış olmasından kaynaklanmış olabilir. Ancak yapılan diğer çalışmalarda olduğu gibi çalışmamızda da kırık alet tipinin çıkarma başarısını etkilemediği bildirilmiştir (39,148).

Meng ve ark. (190) bir çalışmada trefan frez/mikrotüp tekniğiyle kırık aletlerin başarılı bir şekilde çıkarılması için ortalama $8,55 \pm 5,81$ dk gerektiğini bildirdi. Madarati ve ark. (164) ultrasonik kullanarak kırık alet çıkarma süresini orta bölgede 14,8 dk, apikal bölgede 21,2 dk ile ortalama süreyi 14,4 dk bulmuştur. Çalışmamızda ultrasonik ve ultrasonik-BTR Pen teknikleri kullanarak orta bölgede $18,82 \pm 6,3$ dk, apikalde $30,13 \pm 5,8$ dk ile ortalama $24,03 \pm 8,3$ dk harcanmıştır. Bu bağlamda örnek tipi, sayısı ve kanal aletinin çıkartılmasında kullanılan yöntemler çalışma süresini etkilemiş olabilir.

Çalışmamızda kırık aletleri çıkarmak için ultrasonik kullanarak $24,1 \pm 8,28$ dk, ultrasonik-BTR Pen kullanarak $23,97 \pm 8,35$ dk gerekirken, iki teknik arasında süre ile ilgili anlamlı fark bulunmadı. Yang ve ark. (201) ultrasonik/mikrotüp tekniğini kullanarak 25 dk, trefan frez/mikrotüp tekniğini kullanarak 9 dk gerektiğini bildirmiştir. Ultrasonik ve trefan frez grubu arasında süre bakımından anlamlı derecede fark bulunmuştur (201). Çalışmamızdan farklı olarak kaydedilen zaman, kırık parçanın etrafındaki dentinin kaldırılmaya başlanmasından kanal aletinin başarılı bir şekilde çıkarılıncaya kadar geçen süre olarak kabul edilmiştir. Ayrıca 45 dk içinde kırık alet çıkartılıp perforasyon gerçekleşen örnekler de başarıya dahil edilmiştir (201). Başarı kriterlerindeki bu farklılıklar çalışma süresine yansımış olabilir.

Alomairy (157) kırık aletlerin çıkartılmasında ultrasonik ile 40 dk, IRS ile 55 dk'lık bir sürenin gerekli olduğunu bildirdi (157). Bu çalışma iki teknik arasında süre bakımından anlamlı bir fark bulunmaması ile bizim çalışmamıza benzemektedir. Kanal

aletinin kama etkisi yaratması ya da $21^{\circ} \geq$ kurvatür açısına sahip dişlerin de örnekleme dahil edilmiş olması iki farklı tekniğin harcadıkları ortalama süre bakımından bizim çalışmamız ile farklılık göstermesine neden olabilir. Bir çalışmada GentleWave Sistemi ile apikal ve orta bölgelerdeki kırık aletlerin çıkartılmasında ortalama 10,44 dk'lık bir sürenin gerektiği bildirildi (6). Yine GentleWave Sistemi ile orta ve apikal bölge arasında anlamlı bir ilişki bulunamadı (6). Bu farklılıklar kırık alet çıkartılmasında kullanılan yöntemle bağlı olabilir. Bununla birlikte Terauchi ve ark. (232) çalışmalarında orta bölgede $19,2 \pm 12$ dk, apikal bölgede $29,1 \pm 20,4$ dk gerektiğini göstermişlerdir. Kurvatürden önce ve sonra kırılan kanal aletlerini çıkarmak için gereken süre arasında anlamlı derecede fark bulunmuştur (232). Bu sonuçlar bizim çalışmamız ile uyumludur.

Bazı çalışmalar (32,39,122) kırık aletlerin çıkarılabilmesi ile ilgili olarak iyi başarı oranları bildirmiş olsa da bir araştırma klinisyenlerin %61,8'inin işlem sırasında komplikasyon yaşadığını göstermiştir (122). Bildirilen en yaygın komplikasyon aşırı madde kaybıdır (31,32). Bu işlem, kök kırılma direncini azaltabilir (31,32). Bu nedenle tek köklü dişlerin çekilmesine ve çok köklü dişlerin amputasyon veya hemiseksiyonuna neden olabilir (233). Çalışmamızda da ultrasonik-BTR Pen kullanırken bazı zorluklar ve komplikasyonlar yaşanmıştır. Ultrasonik uçların, kırık alete temas etmesi ile kırık aletin aşındığı ve boyunun kısaldığı görülmüştür. Benzer bir bulgu Terauchi ve ark. (232) ve Hülsmann ve Schinkel'in (147) çalışmalarında da bildirilmiştir. Kırık aletteki aşınma ile BTR Pen uç halkasının kırık parçanın etrafına yerleştirilebilmesi için ultrasonik ile tekrar, dentin kaldırma gerekliliği doğmuştur. Ayrıca kırık alet kanal içinde çok sıkıysa bir dans hareketi gözlemlenene kadar ultrasonik yöntemle daha da gevşetilmiştir. Bu nedenle dişteki madde kaybı artmıştır. Ancak çalışmamız tek diş tipiyle sınırlı kaldığından BTR Pen'in daha basit anatomili dişlerde kullanıldığı çalışmalara ihtiyaç vardır. Kırık aletin ultrasonik ile çıkartılmasından sonra dişlerin kırılma direnci birçok çalışmada araştırılmıştır (32,46,214). Madarati ve ark. (46) en fazla kök dentin kaybının kırık aletin kök kanalının apikal üçte birlik kısmından çıkartılması sonrasında meydana geldiğini bildirmiştir. Kırık alet kök kanalı içinde ne kadar apikaldeyse, kaldırılan dentin miktarı da o kadar fazladır (46). Gerek ve ark. (194), ön dişlerde yaptıkları çalışmada orta üçte birlik kısımdan kırık aletin çıkartılmasıyla, kök kırılma direncinin kontrol grubuna göre %30-%40 daha az olduğunu göstermiştir. Bizim çalışmamızda orta bölgeden kırık alet çıkartılan dişlerin kırılma direnci negatif kontrol grubuna göre %32 daha azaldı.

Shahabinejad ve ark. (163) orta bölgeden kırık aletin uzaklaştırıldığı grubun kırılma direncini apikal bölgedeki grubun kırılma direncine göre daha fazla bulmuştur. Yine aynı çalışmada kırık aletin apikal veya orta bölgede, kurvatürden önce ya da sonra gibi çeşitli lokalizasyonlarda anlamlı farklılık bulunmadığı gösterilmiştir. Bu sonuçlar bizim çalışmamız ile benzerlik göstermektedir.

Souter ve Messer (32) 60 adet alt azı dişlerde yaptıkları çalışmada orta bölgeden kırık alet çıkartılan deney grubunun kontrol grubuna göre kök kırılma direnci %30, apikal bölgeden kırık alet çıkartılan deney grubunun kök kırılma direnci %40 azalmıştır. Yine aynı çalışmada (32) kontrol ve deney gruplarının kök kırılma dirençleri arasında anlamlı bir fark bulunmuştur. Başka bir çalışmada kontrol ve deney gruplarının kök kırılma dirençleri arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır (163). Bizim çalışmamızda kontrol ve deney grupları arasında direnç dağılımı açısından istatistiksel anlamlı farklılık vardır. Ancak Post-hoc ikili karşılaştırma sonuçlarına göre, negatif kontrol grubu ile deney grupları arasında anlamlı farklılık yoktur ($p>0,016$ Bonferroni düzeltmesi). Çalışmamızda orta bölgeden kırık alet çıkartılan deney grubunun negatif kontrol grubuna göre kök kırılma direnci %32, apikal bölgeden kırık alet çıkartılan deney grubunun %39 azalmıştır. Bazı sonuçlar bizim çalışmamız ile benzerlik gösterirken; bazı sonuçlar ise bizim çalışmamız ile uyumlu değildir. Bu farklılık obturasyon olmaması ya da örneklem sayısından kaynaklanmış olabilir.

Çalışmamızda kök kırılma direnç dağılımı açısından kontrol grupları ile deney grupları genel olarak değerlendirildiğinde istatistiksel anlamlı farklılık vardır ($p<0,05$). Deney grubunun kök kırılma direncinde azalma görülmüştür. Bu nedenle kırık alet meydana geldiğinde dişteki madde kaybına bağlı kâr zarar ilişkisini göz önüne alarak tedavi seçeneği değerlendirilmelidir. Tedavi prognozu kök kanal şekillendirme aşaması, mikrobiyal kontaminasyon seviyesi ve kırık aletin kanaldaki yeri gibi birçok faktörden etkilenir (27). Terauchi ve ark. (232) kırık aletin çıkarılamadığı durumlarda kırık parçanın kanal dolgusuna dahil edilebileceğini bildirmiştir. Kırık alet çıkartılmasında, operatörün bilgi ve becerisi de önemli bir faktördür (232). Deneyim kazandıkça başarının da artabileceği söylenebilir. Çalışmamız in vitro gerçekleştiği için bulgular klinik koşulları tam olarak yansıtmayabilir. Aynı şekilde kök kırılma direnci testi için örneklere uygulanan kuvvetlerin, ağız boşluğunda dişlere uygulanan kuvvetleri tam yansıtmadığı düşünülmektedir.

8. SONUÇLAR

1-Çalışmamızda 120 adet dişteki kırık aletin, 102 adedi başarılı bir şekilde uzaklaştırılabilmişken 18 adedinde başarısız olunmuştur.

2-Ultrasonik ve ultrasonik-BTR Pen grupları arasında kırık alet çıkarılabilme başarısı, süresi ve dişlerin kırılma direnci açısından anlamlı derecede fark yoktur.

3-Apikal ve orta bölgeden kırık alet çıkartılan gruplar arasında başarı ve dişlerin kırılma direnci yönünden anlamlı fark yoktur. Ancak apikal bölgede bulunan kırık aletin çıkarılabilme süresi orta bölgeye göre anlamlı derecede fazladır.

4-Farklı kırık alet tiplerinin kök kanalından çıkarılabilme başarısı ve dişlerin kırılma direnci yönünden aralarında anlamlı ilişki yoktur. Ancak K-tipi kanal aletinin Ni-Ti kanal aletine göre kök kanalından çıkarılabilme süresi anlamlı derecede fazladır.

5- Kırık aletin lokalizasyonu ve tipi kök kanalından çıkarılabilme süresini etkilemektedir.

6-Deney gruplarının kırılma direnci kontrol gruplarına göre düşüktür.

7- Günümüzde dişi en az zayıflatabilecek, kırık aleti kök kanalından en hızlı şekilde uzaklaştırabilecek etkin bir kanal aleti çıkarma sistemine ihtiyaç duyulmaktadır.

9. KAYNAKLAR

1. Pitts DL, Natkin E. Diagnosis and treatment of vertical root fractures. *J Endod.* 1983;9(8):338–46.
2. Tamse A, Fuss Z, Lustig J, Kaplavi J. An evaluation of endodontically treated vertically fractured teeth. *J Endod.* 1999;25(7):506–8.
3. Holcomb JQ, Pitts DL, Nicholls JI. Further investigation of spreader loads required to cause vertical root fracture during lateral condensation. *J Endod.* 1987;13(6):277–84.
4. Ricks-Williamson LJ, Fotos PG, Goel VK, Spivey JD, Rivera EM, Khera SC. A three-dimensional finite-element stress analysis of an endodontically prepared maxillary central incisor. *J Endod.* 1995;21(7):362–7.
5. Wu MK, Van Der Sluis LWM, Wesselink PR. Comparison of mandibular premolars and canines with respect to their resistance to vertical root fracture. *J Dent.* 2004;32(4):265–8.
6. Wohlgemuth P, Cuocolo D, Vandrangi P, Sigurdsson A. Effectiveness of the GentleWave System in removing separated instruments. *J Endod.* 2015;41(11):1895–8.
7. Kishen A. Mechanisms and risk factors for fracture predilection in endodontically treated teeth. *Endod Top.* 2006;13(1):57–83.
8. Trope M, Ray HL. Resistance to fracture of endodontically treated roots. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol.* 1992;73(1):99–102.
9. Versümer J, Hülsmann M, Schäfers F. A comparative study of root canal preparation using ProFile .04 and Lightspeed rotary Ni-Ti instruments. *XS.* 2002 Jan;35(1):37–46.
10. Schäfer E, Bürklein S. Impact of nickel-titanium instrumentation of the root canal on clinical outcomes: A focused review. *Odontology.* 2012;100(2):130–6.
11. Mandel E, Adib-Yazdi M, Benhamou LM, Lachkar T, Mesgouez C, Sobel M. Rotary Ni-Ti profile systems for preparing curved canals in resin blocks: Influence of operator on instrument breakage. *XS.* 1999;32(6):436–43.
12. Masserann J. Removal of metal fragments from the root canal. *J Br Endod Soc.* 1971;5(3):55–9.
13. Yoldas O, Oztunc H, Tinaz C, Alparslan N. Perforation risks associated with the

- use of Masserann endodontic kit drills in mandibular molars. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004;97(4):513–7.
14. Feldman G, Solomon C, Notaro P, Moskowitz E. Retrieving broken endodontic instruments. *J Am Dent Assoc.* 1974;88(3):588–91.
 15. Yared G. In vitro study of the torsional properties of new and used profile nickel titanium rotary files. *J Endod.* 2004;30(6):410–2.
 16. Wu J, Lei G, Yan M, Yu Y, Yu J, Zhang G. Instrument separation analysis of multi-used ProTaper universal rotary system during root canal therapy. *J Endod.* 2011;37(6):758–63.
 17. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod.* 2006;32(11):1031–43.
 18. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1997;23(2):77–85.
 19. Gambarini G. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low- and high-torque endodontic motors. *J Endod.* 2001;27(12):772–4.
 20. Peng B, Shen Y, Cheung GSP, Xia TJ. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: Longitudinal examination. *XS.* 2005;38(8):550–7.
 21. McGuigan MB, Louca C, Duncan HF. Endodontic instrument fracture: Causes and prevention. *Br Dent J.* 2013;214(7):341–8.
 22. Tzanetakis GN, Kontakiotis EG, Maurikou D V., Marzelou MP. Prevalence and management of instrument fracture in the postgraduate endodontic program at the dental school of athens: A five-year retrospective clinical study. *J Endod.* 2008;34(6):675–8.
 23. Strindberg L. The dependence of the results of pulp therapy on certain factors: an analytic study based on radiographic and clinical follow-up examinations. *Acta Odontol Scand.* 1956;14:1–175.
 24. Grossman LI. Guidelines for the prevention of fracture of root canal instruments. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol.* 1969;28(5):746–52.
 25. Crump MC, Natkin E. Relationship of broken root canal instruments to endodontic case prognosis: A clinical investigation. *J Am Dent Assoc.* 1970;80(6):1341–7.
 26. Fors UGH, Berg JO. A method for the removal of broken endodontic instruments from root canals. *J Endod.* 1983;9(4):156–9.

27. Simon S, Machtou P, Tomson P, Adams N, Lumley P. Influence of fractured instruments on the success rate of endodontic treatment. *Dent Update*. 2008;35(3).
28. Walton RE, Torabinejad M, Company WBS. *Principles and Practice of Endodontics*. 3th ed. Rudolph P, editor. W.B. Saunders Company; 2002. 1–580 p.
29. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod*. 2000;26(3):161–5.
30. Ward JR, Parashos P, Messer HH. Evaluation of an ultrasonic technique to remove fractured rotary nickel-titanium endodontic instruments from root canals: Clinical cases. *J Endod*. 2003;29(11):764–7.
31. Lertchirakarn V, Palamara JEA, Messer HH. Patterns of vertical root fracture: Factors affecting stress distribution in the root canal. *J Endod*. 2003;29(8):523–8.
32. Souter NJ, Messer HH. Complications associated with fractured file removal using an ultrasonic technique. *J Endod*. 2005;31(6):450–2.
33. Spili P, Parashos P, Messer HH. The impact of instrument fracture on outcome of endodontic treatment. *J Endod*. 2005;31(12):845–50.
34. Hulsmann M. Methods for removing metal obstructions from the root canal. *Dent Traumatol*. 1993;9(6):223–37.
35. Krell K V., Fuller MW, Scott GL. The conservative retrieval of silver cones in difficult cases. *J Endod*. 1984;10(6):269–73.
36. Ruddle CJ. Micro-endodontic nonsurgical retreatment. *Dent Clin North Am*. 1997;41(3):429–54.
37. Ward JR, Parashos P, Messer HH. Evaluation of an ultrasonic technique to remove fractured rotary nickel-titanium endodontic instruments from root canals: An experimental study. *J Endod*. 2003;29(11):756–63.
38. Madarati A, Watts DC, Qualtrough AJE. A survey on the experience of UK endodontists and general dental practitioners in the management of intra-canal fractured endodontic files. *XS*. 2008;41(9):816–816.
39. Suter B, Lussi A, Sequeira P. Probability of removing fractured instruments from root canals. *XS*. 2005;38(2):112–23.
40. Ruddle CJ. Nonsurgical retreatment. *J Endod*. 2004;30(12):827–45.
41. Madarati AA, Hunter MJ, Dummer PMH. Management of intracanal separated instruments. *J Endod*. 2013;39(5):569–81.

42. D’Arcangelo C, Varvara G, De Fazio P. Broken instrument removal - Two cases. *J Endod.* 2000;26(6):368–70.
43. Madarati AA, Watts DC, Qualtrough AJE. Factors contributing to the separation of endodontic files. *Br Dent J.* 2008;204(5):241–5.
44. Esen E, Yoldas O, Kürkçü M, Doğan MC, Seydaoğlu G. Apical microleakage of root-end cavities prepared by CO2 laser. *J Endod.* 2004;30(9):662–4.
45. Iqbal MK, Rafailov H, Kratchman SI, Karabucak B. A comparison of three methods for preparing centered platforms around separated instruments in curved canals. *J Endod.* 2006;32(1):48–51.
46. Madarati AA, Qualtrough AJE, Watts DC. A microcomputed tomography scanning study of root canal space: Changes after the ultrasonic removal of fractured files. *J Endod.* 2009;35(1):125–8.
47. Fu M, Zhang Z, Hou B. Removal of broken files from root canals by using ultrasonic techniques combined with dental microscope: A retrospective analysis of treatment outcome. *J Endod.* 2011;37(5):619–22.
48. Romeed SA, Dunne SM. The impact of fractured endodontic file removal on vertical root fracture resistance: three-dimensional finite element analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2012;20(2):86–91.
49. Iqbal MK, Kohli MR, Kim JS. Retrospective clinical study of incidence of root canal instrument separation in an endodontics graduate program: A PennEndo database study. *J Endod.* 2006;32(11):1048–52.
50. Ankrum MT, Hartwell GR, Truitt JE. K3 Endo, ProTaper, and ProFile systems: Breakage and distortion in severely curved roots of molars. *J Endod.* 2004;30(4):234–7.
51. Cunha RS, Junaid A, Ensinas P, Nudera W, Da Silveira Bueno CE. Assessment of the separation incidence of reciprocating WaveOne files: A prospective clinical study. *J Endod.* 2014;40(7):922–4.
52. Rahimi M, Parashos P. A novel technique for the removal of fractured instruments in the apical third of curved root canals. *XS.* 2009;42(3):264–70.
53. Glosson CR, Haller RH, Brent Dove S, del Rio CE. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. *J Endod.* 1995;21(3):146–51.

54. Song YL, Bian Z, Fan B, Fan MW, Gutmann JL, Peng B. A comparison of instrument-centering ability within the root canal for three contemporary instrumentation techniques. *XS*. 2004;37(4):265–71.
55. Seto BG, Nicholls JI, Harrington GW. Torsional properties of twisted and machined endodontic files. *J Endod*. 1990;16(8):355–60.
56. Hülsmann M, Hahn W. Complications during root canal irrigation-literature review and case reports. *XS*. 2000;33(3):186–93.
57. Schafer E. Root canal instruments for manual use: a review. *Dent Traumatol*. 1997;13(2):51–64.
58. Kim H-C, Kwak S-W, Cheung GS-P, Ko D-H, Chung S-M, Lee W. Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc Versus WaveOne. *J Endod*. 2012;38(4):541–4.
59. Clifford J, Ruddle, Pierre Machtou JDW. The shaping movement: Fifth-generation technology. *Dent Today*. 2013;32(4):94, 96–9.
60. Ruddle CJ. The Protaper advantage: shaping the future of endodontics. *Dent Today*. 2001;39(9):716–23.
61. Patiño PV, Biedma BM, Liébana CR, Cantatore G, Bahillo JG. The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *J Endod*. 2005;31(2):114–6.
62. Berutti E, Cantatore G, Castellucci A, Chiandussi G, Pera F, Migliaretti G, et al. Use of nickel-titanium rotary PathFile to Create the glide path: Comparison with manual preflaring in simulated root canals. *J Endod*. 2009;35(3):408–12.
63. Javaheri HH, Javaheri GH. A comparison of three Ni-Ti rotary instruments in apical transportation. *J Endod*. 2007;33(3):284–6.
64. Arias A, Singh R, Peters OA. Torque and force induced by ProTaper universal and ProTaper next during shaping of large and small root canals in extracted teeth. *J Endod*. 2014;40(7):973–6.
65. Elnaghy AM. Cyclic fatigue resistance of ProTaper Next nickel-titanium rotary files. *XS*. 2014;47(11):1034–9.
66. Pereira ESJ, Singh R, Arias A, Peters OA. In vitro assessment of torque and force generated by novel protaper next instruments during simulated canal preparation. *J Endod*. 2013;39(12):1615–9.

67. Ullmann CJ, Peters OA. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper Nickel-Titanium rotary instruments. *J Endod.* 2005;31(3):183–6.
68. Martín B, Zelada G, Varela P, Bahillo JG, Magán F, Ahn S, et al. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *XS.* 2003;36(4):262–6.
69. Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod.* 2004;30(10):722–5.
70. Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: A review. *J Endod.* 2004;30(8):559–67.
71. Dauskardt R, Duerig T, Ritchie R. Effects of in situ phase transformation on fatigue-crack propagation in titanium nickel shape memory alloys. *Proc Mater Res Soc Int Meet Adv Mater.* 1989;9:243-249.
72. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Nusstein JM, Daehn GS. SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use. *J Endod.* 2005;31(1):40–3.
73. Hülsmann M. Research that matters - canal preparation, retreatment and working length studies. *XS.* 2013;46(4):293–5.
74. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on ProFile failures. *XS.* 2001;34(1):47–53.
75. Regan JD, Sherriff M, Meredith N, Gulabivala K. A survey of interfacial forces used during filing of root canals. *Dent Traumatol.* 2000;16(3):101–6.
76. Martin B, Zelada G, Varela P, Bahillo JG, Magan F, Ahn S RC. Factors influencing the fracture of rotary nickel titanium instruments. *Int Endod J.* 2003;36(4):262–6.
77. Nitsch C, Kremers L, Hamm G. Comparison by means of a computer-supported device of the enlarging characteristics of two different instruments. *J Endod.* 1993;19(6):281–7.
78. Peters O. Accessing root canal systems: knowledge base and clinical techniques. In: Chong BS, Schäfer E, editors. *Endo - Endodontic Practice Today.* Quintessence Publishing Company Inc.; 2008. p. 87–104.
79. Roda RS, Gettleman BH. Nonsurgical retreatment. In: Berman L, Hargreave K, editors. *Cohen's pathways of the pulp.* 11th ed. Elsevier Inc.; 2016. p. 324–86.
80. Gluskin AH, Peters CI, Peters OA. Minimally invasive endodontics: Challenging

- prevailing paradigms. *Br Dent J.* 2014;216(6):347–53.
81. Krishan R, Paqué F, Ossareh A, Kishen A, Dao T, Friedman S. Impacts of conservative endodontic cavity on root canal instrumentation efficacy and resistance to fracture assessed in incisors, premolars, and molars. *J Endod.* 2014;40(8):1160–6.
 82. Eaton JA, Clement DJ, Lloyd A, Marchesan MA. Micro-computed tomographic evaluation of the influence of root canal system landmarks on access outline forms and canal curvatures in mandibular molars. *J Endod.* 2015;41(11):1888–91.
 83. Moore B, Verdelis K, Kishen A, Dao T, Friedman S. Impacts of contracted endodontic cavities on instrumentation efficacy and biomechanical responses in maxillary molars. *J Endod.* 2016;42(12):1779–83.
 84. Peters OA, Peters CI, Schönenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: Assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *XS.* 2003;36(2):93–9.
 85. Wang NN, Ge JY, Xie SJ, Chen G, Zhu M. Analysis of Mtwo rotary instrument separation during endodontic therapy: A retrospective clinical study. *Cell Biochem Biophys.* 2014;70(2):1091–5.
 86. Zelada G, Varela P, Martín B, Bahillo JG, Magán F, Ahn S. The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2002;28(7):540–2.
 87. Kosti E, Zinelis S, Molyvdas I, Lambrianidis T. Effect of root canal curvature on the failure incidence of ProFile rotary Ni-Ti endodontic instruments. *XS.* 2011;44(10):917–25.
 88. Li UM, Lee BS, Shih CT, Lan WH, Lin CP. Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: Static and dynamic tests. *J Endod.* 2002;28(6):448–51.
 89. Gray Kitchens G, Liewehr FR, Moon PC. The effect of operational speed on the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2007 Jan;33(1):52–4.
 90. Haïkel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1999;25(6):434–40.
 91. Booth JR, Scheetz JP, Lemons JE, Eleazer PD. A comparison of torque required

- to fracture three different nickel-titanium rotary instruments around curves of the same angle but of different radius when bound at the tip. *J Endod.* 2003;29(1):55–7.
92. Peters OA, Paque F. Current developments in rotary root canal instrument technology and clinical use: a review. *Quintessence Int (Berl).* 2010;41(6):479–88.
 93. Lopes HP, Gambarra-Soares T, Elias CN, Siqueira JF, Inojosa IFJ, Lopes WSP, et al. Comparison of the mechanical properties of rotary instruments made of conventional nickel-titanium wire, M-Wire, or nickel-titanium alloy in R-phase. *J Endod.* 2013;39(4):516–20.
 94. Gambarra-Soares T, Lopes HP, Oliveira JCM, Souza LC, Vieira VTL, Elias CN. Dynamic or static cyclic fatigue tests: which best determines the lifespan of endodontic files? In: Chong BS, Schäfer E, editors. *Endo - Endodontic Practice Today.* Quintessence Publishing Company Inc.; 2013. p. 101–4.
 95. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *XS.* 2000;33(4):297–310.
 96. Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2013;39(2):163–72.
 97. Valois CRA, Silva LP, Azevedo RB. Atomic force microscopy study of stainless-steel and nickel-titanium files. *J Endod.* 2005;31(12):882–5.
 98. Chianello G, Leal Specian V, Hardt LCF, Raldi DP, Lage-Marques JL, Habitante SM. Surface finishing of unused rotary endodontic instruments: A SEM study. *Braz Dent J.* 2008;19(2):109–13.
 99. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Mitchell JC. Scanning electron microscope observations of new and used nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 2003;29(10):667–9.
 100. Sawaguchi T, Kausträter G, Yawny A, Wagner M, Eggeler G. Crack initiation and propagation in 50.9 at. pct Ni-Ti pseudoelastic shape-memory wires in bending-rotation fatigue. *Metall Mater Trans A Phys Metall Mater Sci.* 2003;34(12):2847–60.
 101. Anderson ME, Price JWH, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2007;33(10):1212–6.

102. Cheung GSP, Shen Y, Darvell BW. Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of a nickel-titanium rotary instrument in hypochlorite? *J Endod.* 2007;33(10):1217–21.
103. Zinelis S, Darabara M, Takase T, Ogane K, Papadimitriou GD. The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 2007;103(6):843–7.
104. Plotino G, Testarelli L, Al-Sudani D, Pongione G, Grande NM, Gambarini G. Fatigue resistance of rotary instruments manufactured using different nickel-titanium alloys: A comparative study. *Odontology.* 2014;102(1):31–5.
105. Yared G, Kulkarni GK, Ghossayn F. An in vitro study of the torsional properties of new and used K3 instruments. *XS.* 2003;36(11):764–9.
106. Guilford WL, Lemons JE, Eleazer PD. A comparison of torque required to fracture rotary files with tips bound in simulated curved canal. *J Endod.* 2005;31(6):468–70.
107. Schäfer E. Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part 3. Resistance to bending and fracture. *J Endod.* 2001;27(4):299–303.
108. Xu X, Eng M, Zheng Y, Eng D. Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel-titanium root canal instruments with different cross-sections. *J Endod.* 2006;32(4):372–5.
109. Kobayashi C. A new engine-driven canal preparation system with electronic canal measuring capability. *J Endod.* 1997;23(12):751–4.
110. Cheung GSP, Bian Z, Shen Y, Peng B, Darvell BW. Comparison of defects in ProTaper hand-operated and engine-driven instruments after clinical use. *XS.* 2007;40(3):169–78.
111. Poulsen WB, Dove SB, del Rio CE. Effect of nickel-titanium engine-driven instrument rotational speed on root canal morphology. *J Endod.* 1995;21(12):609–12.
112. Roland DD, Andelin WE, Browning DF, Hsu GHR, Torabinejad M. The effect of preflaring on the rates of separation for 0.04 taper nickel titanium rotary instruments. *J Endod.* 2002;28(7):543–5.

113. Sattapan B, Palamara JE, Messer HH. Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *J Endod.* 2000;26(3):156–60.
114. Dederich DN, Zakariasen KL. The effects of cyclical axial motion on rotary endodontic instrument fatigue. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol.* 1986;61(2):192–6.
115. You SY, Bae KS, Baek SH, Kum KY, Shon WJ, Lee W. Lifespan of one nickel-titanium rotary file with reciprocating motion in curved root canals. *J Endod.* 2010;36(12):1991–4.
116. Lopes HP, Elias CN, Amaral G, Vieira VTL, Moreira E JL, Mangelli M, et al. Torsional properties of pathfinding instruments. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 2011;112(5):667–70.
117. De Oliveira Alves V, Da Silveira Bueno CE, Cunha RS, Pinheiro SL, Fontana CE, De Martin AS. Comparison among manual instruments and pathfile and mtwo rotary instruments to create a glide path in the root canal preparation of curved canals. *J Endod.* 2012;38(1):117–20.
118. Arens FC, Hoen MM, Steiman HR, Dietz GC. Evaluation of single-use rotary nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2003;29(10):664–6.
119. De-Deus G, Arruda TEP, Souza EM, Neves A, Magalhães K, Thuanne E, et al. The ability of the Reciproc R25 instrument to reach the full root canal working length without a glide path. *XS.* 2013;46(10):993–8.
120. Suresh C. *Grossman’s Endodontic Practice.* 13th ed. Wolters Kluwer Health; 2014. 200–36 p.
121. Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel-titanium instruments: from past to future. *Endod Top.* 2013;29(1):3–17.
122. Madarati AA, Watts DC, Qualtrough AJE. Opinions and attitudes of endodontists and general dental practitioners in the UK towards the intracanal fracture of endodontic instruments: Part 1. *XS.* 2008;41(8):693–701.
123. Gambarini G. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *XS.* 2001;34(5):386–9.
124. Bahia MGA, Lopes Buono VT. Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 2005;100(2):249–55.

125. Kosti E, Zinelis S, Lambrianidis T, Margelos J. A comparative study of crack development in stainless-steel Hedstrom files used with step-back or crown-down techniques. *J Endod.* 2004;30(1):38–41.
126. Zinelis S, Margelos J. Failure mechanism of Hedstrom endodontic files in vivo. *J Endod.* 2002;28(6):471–3.
127. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Nusstein JM, Daehn GS. Proposed role of embedded dentin chips for the clinical failure of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2004;30(5):339–41.
128. Mitchell BF, James GA, Nelson RC. The effect of autoclave sterilization on endodontic files. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol.* 1983;55(2):204–7.
129. Hilt BR, Cunningham CJ, Shen C, Richards N. Torsional properties of stainless-steel and nickel-titanium files after multiple autoclave sterilizations. *J Endod.* 2000;26(2):76–80.
130. Zhao D, Shen Y, Peng B, Haapasalo M. Effect of autoclave sterilization on the cyclic fatigue resistance of thermally treated Nickel–Titanium instruments. *XS.* 2016;49(10):990–5.
131. Plotino G, Costanzo A, Grande NM, Petrovic R, Testarelli L, Gambarini G. Experimental evaluation on the influence of autoclave sterilization on the cyclic fatigue of new nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2012;38(2):222–5.
132. Plotino G, Grande NM, Sorci E, Malagnino VA, Somma F. A comparison of cyclic fatigue between used and new Ni-Ti rotary instruments. *XS.* 2006;39(9):716–23.
133. Valois CRA, Silva LP, Azevedo RB. Multiple autoclave cycles affect the surface of rotary nickel-titanium files: An atomic force microscopy study. *J Endod.* 2008;34(7):859–62.
134. Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR, Condorelli GG. Effect of sterilization on the cutting efficiency of rotary nickel-titanium endodontic files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1999;88(3):343–7.
135. Alexandrou GB, Chrissafis K, Vasiliadis LP, Pavlidou E, Polychroniadis EK. SEM observations and differential scanning calorimetric studies of new and sterilized nickel-titanium rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2006;32(7):675–9.
136. Eggert C, Peters O, Barbakow F. Wear of nickel-titanium lightspeed instruments

- evaluated by scanning electron microscopy. *J Endod.* 1999;25(7):494–7.
137. Anderson DN, Joyce AP, Roberts S, Runner R. A comparative photoelastic stress analysis of internal root stresses between RC Prep and saline when applied to the Profile/GT rotary instrumentation system. *J Endod.* 2006;32(3):222–4.
 138. Zehnder M. Root canal irrigants. *J Endod.* 2006;32(5):389–98.
 139. Peters OA, Boessler C, Zehnder M. Effect of liquid and paste-type lubricants on torque values during simulated rotary root canal instrumentation. *XS.* 2005;38(4):223–9.
 140. Boessler C, Peters OA, Zehnder M. Impact of lubricant parameters on rotary instrument torque and force. *J Endod.* 2007;33(3):280–3.
 141. Sonntag D, Peters OA. Effect of prion decontamination protocols on nickel-titanium rotary surfaces. *J Endod.* 2007 Apr;33(4):442–6.
 142. Berutti E, Angelini E, Rigolone M, Migliaretti G, Pasqualini D. Influence of sodium hypochlorite on fracture properties and corrosion of ProTaper Rotary instruments. *XS.* 2006;39(9):693–9.
 143. Nóvoa XR, Martín-Biedma B, Varela-Patiño P, Collazo A, Macías-Luaces A, Cantatore G, et al. The corrosion of nickel-titanium rotary endodontic instruments in sodium hypochlorite. *XS.* 2007;40(1):36–44.
 144. O'Hoy PYZ, Messer HH, Palamara JEA. The effect of cleaning procedures on fracture properties and corrosion of NiTi files. *XS.* 2003;36(11):724–32.
 145. Obadah H, Attar, Sami M, Chogle T-YH. Instrumentation-related complications. In: Jain P, editor. *Common Complications in Endodontics.* Springer; 2017. p. 87–100.
 146. Yeo JLF. Retrograde removal of fractured endodontic instruments. *Ann Acad Med Singapore.* 1989;18(5):594–598.
 147. Hülsmann M, Schinkel I. Influence of several factors on the success or failure of removal of fractured instruments from the root canal. *Dent Traumatol.* 1999;15(6):252–8.
 148. Shen Y, Peng B, Cheung GSP. Factors associated with the removal of fractured NiTi instruments from root canal systems. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 2004;98(5):605–10.
 149. Lin C, Xu L, Chen YX, Liang Y, Chen XL, Lin Y, et al. A statistical model for

- predicting the retrieval rate of separated instruments and clinical decision-making. *J Dent Sci.* 2015;10(4):423–30.
150. De Pablo ÓV, Estevez R, Péix Sánchez M, Heilborn C, Cohenca N. Root anatomy and canal configuration of the permanent mandibular first molar: A systematic review. *J Endod.* 2010;36(12):1919–31.
 151. Ruddle CJ. Broken instrument removal. The endodontic challenge. *Dent Today.* 2002;21(7):70–2, 74, 76 passim.
 152. Cohen S, Glassman G, Mounce R. Rips, strips and broken tips: handling the endodontic mishap part I: The separated instrument. *Oral Health.* 2005;10–20.
 153. Terauchi Y, O’Leary L, Yoshioka T, Suda H. Comparison of the time required to create secondary fracture of separated file fragments by using ultrasonic vibration under various canal conditions. *J Endod.* 2013;39(10):1300–5.
 154. Gencoglu N, Helvacioğlu D. Comparison of the different techniques to remove fractured endodontic instruments from root canal systems. *Eur J Dent.* 2009;3(2):90–5.
 155. Cheung GSP. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endod Top.* 2007;16(1):1–26.
 156. Nagai O, Tani N, Kayaba Y, Kodama S, Osada T. Ultrasonic removal of broken instruments in root canals. *XS.* 1986;19(6):298–304.
 157. Alomairy KH. Evaluating two techniques on removal of fractured rotary nickel-titanium endodontic instruments from root canals: An in vitro study. *J Endod.* 2009;35(4):559–62.
 158. Cujé J, Bargholz C, Hülsmann M. The outcome of retained instrument removal in a specialist practice. *XS.* 2010;43(7):545–54.
 159. BTR-PEN – Broken Tool Removal System [Internet]. [cited 2021 Apr 5]. Available from: <https://btr-pen.com/>
 160. Koch K. The microscope. Its effect on your practice. *Dent Clin North Am.* 1997;41(3):619-26.
 161. Nevaes G, Cunha RS, Zuolo ML, Da Silveira Bueno CE. Success rates for removing or bypassing fractured instruments: A prospective clinical study. *J Endod.* 2012;38(4):442–4.
 162. Madarati AA, Qualtrough AJ, Watts DC. Factors affecting temperature rise on the

- external root surface during ultrasonic retrieval of intracanal separated files. *J Endod.* 2008;34(9):1089–92.
163. Shahabinejad H, Ghassemi A, Pishbin L, Shahravan A. Success of ultrasonic technique in removing fractured rotary nickel-titanium endodontic instruments from root canals and its effect on the required force for root fracture. *J Endod.* 2013;39(6):824–8.
164. Madarati AA, Qualtrough AJE, Watts DC. Vertical fracture resistance of roots after ultrasonic removal of fractured instruments. *XS.* 2010;43(5):424–9.
165. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: A vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent.* 1983;50(1):101–7.
166. Gluskin AH, Ruddle CJ, Zinman EJ. Thermal injury through intraradicular heat transfer using ultrasonic devices: Precautions and practical preventive strategies. *J Am Dent Assoc.* 2005;136(9):1286–93.
167. Walters JD, Rawal SY. Severe periodontal damage by an ultrasonic endodontic device: A case report. *Dent Traumatol.* 2007;23(2):123–7.
168. Hashem AAR. Ultrasonic vibration: Temperature rise on external root surface during broken instrument removal. *J Endod.* 2007;33(9):1070–3.
169. Madarati AA. Temperature rise on the surface of NiTi and stainless steel fractured instruments during ultrasonic removal. *XS.* 2015;48(9):872–7.
170. Rivera EM, Walton RE. Cracking the cracked tooth code: detecting and treatment of various longitudinal tooth fractures. *Endod Colleagues Excell.* 2008;(Summer):1–8.
171. Gutmann JL. The dentin-root complex: Anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1992;67(4):458–67.
172. Barreto MS, Moraes RDA, Da Rosa RA, Moreira CHC, Só MVR, Bier CAS. Vertical root fractures and dentin defects: Effects of root canal preparation, filling, and mechanical cycling. *J Endod.* 2012;38(8):1135–9.
173. Chai H, Tamse A. Fracture mechanics analysis of vertical root fracture from condensation of gutta-percha. *J Biomech.* 2012;45(9):1673–8.
174. Bier CAS, Shemesh H, Tanomaru-Filho M, Wesselink PR, Wu MK. The ability of different nickel-titanium rotary instruments to induce dentinal damage during

- canal preparation. *J Endod.* 2009;35(2):236–8.
175. Bürklein S, Tsotsis P, Schäfer E. Incidence of dentinal defects after root canal preparation: Reciprocating versus rotary instrumentation. *J Endod.* 2013;39(4):501–4.
 176. Kim HC, Lee MH, Yum J, Versluis A, Lee CJ, Kim BM. Potential relationship between design of nickel-titanium rotary instruments and vertical root fracture. *J Endod.* 2010;36(7):1195–9.
 177. Shemesh H, Bier CAS, Wu MK, Tanomaru-Filho M, Wesselink PR. The effects of canal preparation and filling on the incidence of dentinal defects. *XS.* 2009;42(3):208–13.
 178. RUD J, OMNELL K -A. Root fractures due to corrosion diagnostic aspects. *Eur J Oral Sci.* 1970;78(1–4):397–403.
 179. Tamse A, Fuss Z, Lustig J, Ganor Y, Kaffe I. Radiographic features of vertically fractured, endodontically treated maxillary premolars. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1999;88(3):348–52.
 180. Tamse A. Iatrogenic vertical root fractures in endodontically treated teeth. *Dent Traumatol.* 1988;4(5):190–6.
 181. Gluskin AH, Radke RA, Frost SL, Watanabe LG. The mandibular incisor: Rethinking guidelines for post and core design. *J Endod.* 1995;21(1):33–7.
 182. Cameron CE. Cracked-tooth syndrome. *J Am Dent Assoc.* 1964;68(3):405–11.
 183. Metzger Z, Teperovich E, Zary R, Cohen R, Hof R. The Self-adjusting File (SAF). Part 1: Respecting the root canal anatomy-a new concept of endodontic files and its implementation. *J Endod.* 2010;36(4):679–90.
 184. Peters OA, Paqué F. Root canal preparation of maxillary molars with the self-adjusting file: A micro-computed tomography study. *J Endod.* 2011;37(1):53–7.
 185. Saw LH, Messer HH. Root strains associated with different obturation techniques. *J Endod.* 1995;21(6):314–20.
 186. Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth: Post, core and the final restoration. *J Am Dent Assoc.* 2005;136(5):611–9.
 187. Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol.* 1971;32(2):271–5.
 188. Agrawal V, Kapoor S, Patel M. Ultrasonic technique to retrieve a rotary nickel-

- titanium file broken beyond the apex and a stainless steel file from the root canal of a mandibular molar: A case report. *J Dent.* 2015;12(7):532–6.
189. Ward JR. The use of an ultrasonic technique to remove a fractured rotary nickel-titanium instrument from the apical third of a curved root canal. *Aust Endod J.* 2003;29(1):25–30.
 190. Meng Y, Xu J, Pradhan B, Tan BK, Huang D, Gao Y, et al. Microcomputed tomographic investigation of the trepan bur/microtube technique for the removal of fractured instruments from root canals without a dental operating microscope. *Clin Oral Investig.* 2020;24(5):1717–25.
 191. Garg H, Grewal MS. Cone-beam computed tomography volumetric analysis and comparison of dentin structure loss after retrieval of separated instrument by using ultrasonic EMS and ProUltra Tips. *J Endod.* 2016;42(11):1693–8.
 192. Trabert KC, Caputo AA, Abou-Rass M. Tooth fracture\3-A comparison of endodontic and restorative treatments. *J Endod.* 1978;4(11):341–5.
 193. Sornkul E, Stannard JG. Strength of roots before and after endodontic treatment and restoration. *J Endod.* 1992;18(9):440–3.
 194. Gerek M, Başer ED, Kayahan MB, Sunay H, Kaptan RF, Bayirli G. Comparison of the force required to fracture roots vertically after ultrasonic and Masserann removal of broken instruments. *XS.* 2012;45(5):429–34.
 195. Fu M, Huang X, Zhang K, Hou B. Effects of ultrasonic removal of fractured files from the middle third of root canals on the resistance to vertical root fracture. *J Endod.* 2019;45(11):1365–70.
 196. Gao Y, Shen Y, Zhou X, Haapasalo M. Remaining root dentin thickness in mesiobuccal canals of maxillary first molars after attempted removal of broken instrument fragments. *Aust Endod J.* 2015;41(3):122–7.
 197. Carr GB. Microscopes in endodontics. *J Calif Dent Assoc.* 1992;20(11):55–61.
 198. Gittleman BH, Spriggs KA, ElDeeb ME, Messer HH. Removal of canal obstructions with the endo extractor. *J Endod.* 1991;17(12):608–11.
 199. Hülsmann M. The removal of silver cones and fractured instruments using the Canal Finder System. *J Endod.* 1990;16(12):596–600.
 200. Vivekananda Pai A, Mir S, Jain R. Retrieval of a metallic obstruction from the root canal of a premolar using Masserann technique. *Contemp Clin Dent.*

- 2013;4(4):543.
201. Yang Q, Shen Y, Huang D, Zhou X, Gao Y, Haapasalo M. Evaluation of two trephine techniques for removal of fractured rotary nickel-titanium instruments from root canals. *J Endod.* 2017;43(1):116–20.
 202. Gaffney JL, Lehman JW, Miles MJ. Expanded use of the ultrasonic scaler. *J Endod.* 1981;7(5):228–9.
 203. Terauchi Y, O’Leary L, Suda H. Removal of separated files from root canals with a New File-Removal System: Case reports. *J Endod.* 2006;32(8):789–97.
 204. Panitvisai P, Parunnit P, Sathorn C, Messer HH. Impact of a retained instrument on treatment outcome: A systematic review and meta-analysis. *J Endod.* 2010;36(5):775–80.
 205. Cunningham CJ. A three-dimensional study of canal curvatures in the mesial roots of mandibular molars. *J Endod.* 1992;18(6):294–300.
 206. Schäfer E, Diez C, Hoppe W, Tepel J. Roentgenographic investigation of frequency and degree of canal curvatures in human permanent teeth. *J Endod.* 2002;28(3):211–6.
 207. Davis EL, Joynt RB, Wieczkowski G, Laura JC. Bond durability between dentinal bonding agents and tooth structure. *J Prosthet Dent.* 1989;62(3):253–6.
 208. Swift E, Hansen SE, Bailey SJ. Effects of the XR bonding system on microleakage. *Am J Dent.* 1990;3(4):143–6.
 209. Al-Fouzan KS. Incidence of rotary ProFile instrument fracture and the potential for bypassing in vivo. *XS.* 2003;36(12):864–7.
 210. Schäfer E, Schulz-Bongert U, Tulus G. Comparison of hand stainless steel and nickel titanium rotary instrumentation: A clinical study. *J Endod.* 2004;30(6):432–5.
 211. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use. *XS.* 2000;33(3):204–7.
 212. Ha JH, Cheung GSP, Versluis A, Lee CJ, Kwak SW, Kim HC. ‘Screw-in’ tendency of rotary nickel-titanium files due to design geometry. *XS.* 2015;48(7):666–72.
 213. McGuigan MB, Louca C, Duncan HF. Clinical decision-making after endodontic instrument fracture. *Br Dent J.* 2013;214(8):395–400.
 214. Madarati AA, Qualtrough AJE, Watts DC. Effect of retained fractured instruments

- on tooth resistance to vertical fracture with or without attempt at removal. *XS*. 2010;43(11):1047–53.
215. Frank RJ, Antrim DD, Bakland LK. Effect of retrograde cavity preparations on root apexes. *Dent Traumatol*. 1996;12(2):100–3.
 216. Taschieri S, Testori T, Francetti L, Del Fabbro M. Effects of ultrasonic root end preparation on resected root surfaces: SEM evaluation. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology*. 2004;98(5):611–8.
 217. Plotino G, Pameijer CH, Maria Grande N, Somma F. Ultrasonics in endodontics: A review of the literature. *J Endod*. 2007;33(2):81–95.
 218. Wilcox LR. The relationship of root canal enlargement to finger-spreader induced vertical root fracture. *J Endod*. 1997;23(8):533–4.
 219. Shemesh H, Wesselink PR, Wu MK. Incidence of dentinal defects after root canal filling procedures. *XS*. 2010;43(11):995–1000.
 220. Blum JY, Machtou P, Micallef JP. Analysis of forces developed during obturations. Wedging effect: Part II. *J Endod*. 1998;24(4):223–8.
 221. Kumaran P, Sivapriya E, Indhramohan J, Gopikrishna V, Savadamoorthi K, Pradeepkumar A. Dentinal defects before and after rotary root canal instrumentation with three different obturation techniques and two obturating materials. *J Conserv Dent*. 2013;16(6):522–6.
 222. Topçuoğlu HS, Demirbuga S, Tuncay Ö, Pala K, Arslan H, Karataş E. The effects of Mtwo, R-Endo, and D-RaCe retreatment instruments on the incidence of dentinal defects during the removal of root canal filling material. *J Endod*. 2014;40(2):266–70.
 223. Sathorn C, Palamara JEA, Palamara D, Messer HH. Effect of root canal size and external root surface morphology on fracture susceptibility and pattern: A finite element analysis. *J Endod*. 2005;31(4):288–92.
 224. Pitts DL, Matheny HE, Nicholls JI. An in vitro study of spreader loads required to cause vertical root fracture during lateral condensation. *J Endod*. 1983;9(12):544–50.
 225. Lim SS, Stock CJR. The risk of perforation in the curved canal: anticurvature filing compared with the stepback technique. *XS*. 1987;20(1):33–9.
 226. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P, Kulkarni GK. Influence of rotational

- speed, torque and operator proficiency on failure of Greater Taper files. *XS*. 2002;35(1):7–12.
227. De Bruyne MAA, De Moor RJG. SEM analysis of the integrity of resected root apices of cadaver and extracted teeth after ultrasonic root-end preparation at different intensities. *XS*. 2005;38(5):310–9.
228. Lertchirakarn V, Palamara JEA, Messer HH. Load and strain during lateral condensation and vertical root fracture. *J Endod*. 1999;25(2):99–104.
229. Çobankara FK, Üngör M, Belli S. The effect of two different root canal sealers and smear layer on resistance to root fracture. *J Endod*. 2002;28(8):606–9.
230. Teixeira FB, Teixeira ECN, Thompson JY, Trope M. Fracture resistance of roots endodontically treated with a new resin filling material. *J Am Dent Assoc*. 2004;135(5):646–52.
231. Sagsen B, Er O, Kahraman Y, Akdogan G. Resistance to fracture of roots filled with three different techniques. *XS*. 2007;40(1):31–5.
232. Terauchi Y, O’Leary L, Kikuchi I, Asanagi M, Yoshioka T, Kobayashi C, et al. Evaluation of the efficiency of a New File Removal System in comparison with two conventional systems. *J Endod*. 2007;33(5):585–8.
233. Moule AJ, Kahler B. Diagnosis and management of teeth with vertical root fractures. *Aust Dent J*. 1999;44(2):75–87.

10. ETİK KURUL ONAYI



T.C.
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ

GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU



Etik Kurul Bilgileri	Adı	Kocaeli Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	Adres	Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Ara Kat 41380 Umuttepe Yerleşkesi /KOCAELİ
	Telefon	0262 303 74 50
	Faks	0262 303 74 63
	E-Posta	gokaetikkurul@kocaeli.edu.tr

Başvuru Bilgileri	Araştırmanın Adı	Kök kanalında kırılan el eğeleri ve döner aletlerin çıkartılmasında kullanılan iki farklı tekniğin etkinliğinin değerlendirilmesi			
	Araştırma Proje Numarası	KÜ GOKAEK 2020/315			
	Sorumlu Araştırmacı Unvanı/Adı/Soyadı	Doç. Dr. Dilek YİĞİT			
	Sorumlu Araştırmacının Uzmanlık Alanı	Endodonti			
	Araştırma Merkezi	Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi			
	Destekleyici	KÜ-BAPB			
	Araştırmanın Türü	Uzmanlık Tezi			
	Araştırmaya Katılan Merkezler	Tek Merkezli <input checked="" type="checkbox"/>	Çok Merkezli <input type="checkbox"/>	Ulusal <input checked="" type="checkbox"/>	Uluslararası <input type="checkbox"/>

Değerlendirilen Belgeler	Belge Adı	Var	Yok	Açıklama
	Başvuru Dilekçesi	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
	Başvuru Formu	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
	Araştırmanın Türü	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Kan, idrar ve patoloji koleksiyon materyalleri ile yapılacak olan çalışmalar
	Araştırma Protokolü	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
	Kullanılacak Form Örnekleri	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
	Aydınlatılmış Onam Formu	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
	Araştırma Bütçesi	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
	Literatür Örneği	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
	Taahhütname	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
	Biyolojik Materyal Transfer Anlaşması	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
	İzin Belgeleri	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
	Başhekimlik Onayı	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
	Özgeçmişler	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
	Değişiklik Bilgi Formu	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
	Proje Sonuç Formu	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Diğer	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		

KÜ Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Onay Formu

Belge Kodu
Onay formu

Rev. Tarihi / No.su:
12.02.2020/KOGOEK01.5

Sayfa
1/2

Karar Bilgileri	Karar No: KÜ GOKAEK 2020/ 33 Proje No: 2020/315 Tarih : 22/10/2020
	Doç. Dr. Dilek YİĞİT sorumluluğunda yapılan ve yukarıda bilgileri verilen araştırma başvuru dosyası ve ilgili belgeler, araştırmanın gerekçesi, amacı, yaklaşım ve yöntemleri, gönüllüler için beklenen yarar ve riskler dikkate alınarak değerlendirilmiş ve araştırmanın ilgili protokol doğrultusunda belirtilen merkezlerde yürütülmesi etik açıdan, <input checked="" type="checkbox"/> Uygun bulunmuştur. <input type="checkbox"/> Eksikliklerin tamamlanması koşulu ile uygun bulunmuştur.* <input type="checkbox"/> Uygun bulunmamıştır.*

Dayanakları	Hasta Hakları Yönetmeliği (01.08.1998/23420); Biyoloji ve Tıbbın Uygulanması Bakımından İnsan Hakları ve İnsan Haysiyetinin Korunması Sözleşmesi; İnsan Hakları ve Biyotıp Sözleşmesinin Uygun Bulunduğuna Dair Kanun (09.12.2003/25311); Biyotıp Araştırmalarına İlişkin İnsan Hakları ve Biyotıp Sözleşmesine Ek Protokolün Onaylanmasının Uygun Bulunduğuna Dair Kanun (29.03.2011/27899); İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik (13.04.2013/28617); Tıbbi Cihaz Klinik Araştırmaları Yönetmeliği (06.09.2014/29111); Dünya Tıp Birliği Helsinki Bildirgesi; İy Klinik Uygulamaları Kılavuzu; Türk Tabipleri Birliği Hekimlik Meslek Etiği Kuralları; Türk Tabipleri Birliği Araştırma Etiği Bildirgesi
-------------	---

Etik Kurul Üyeleri

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile İlişki		Toplantıda Bulunma		İmza
			E	K	E	H	E	H	
Doç. Dr. Nurettin Özgür DOĞAN Başkan	Acil Tıp	Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Cem CERİT Başkan Yardımcısı	Psikiyatri	Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Canan BAYDEMİR Üye	Biyoistatistik	Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Yusufhan YAZIR Üye	Histoloji ve Embriyoloji	Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	YH
Doç. Dr. Ceyla ERALDEMİR Üye	Biyokimya	Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Çiğdem VURAL Üye	Patoloji	Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	-
Doç. Dr. Evren DEMİRİSOY Üye	Dermatoloji	Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Enver Alper SİNANOĞLU Üye	Ağız Diş Ve Çene Radyolojisi	Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Dr. Öğretim Üyesi Aslıhan AKPINAR Raportör	Tıp Tarihi ve Etik	Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	

* Gerekçe ve öneriler:

11. ÖZGEÇMİŞ

İlköğrenimini Hüseyin Saim Ekim İlköğretim Okulu'nda ve ortaöğretimini Sabri Taşkın İlköğretim Okulu'nda, lise öğrenimini Fatın Rüştü Zorlu Lisesi'nde 2008 yılında tamamladı. 2014 yılında Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun oldu. 2018 yılı Haziran ayında Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimine başladı. Uzmanlık eğitimi süresince Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde klinik ve akademik faaliyetlerde bulundu.

