

T.C.  
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

FARKLI GİRİŞ PLATFORMLARI HAZIRLIĞININ VE ALET ÇIKARTMA  
TEKNİKLERİNİN KÖK KANALINDAN KIRIK ALET UZAKLAŞTIRILMASI VE  
DİŞLERİN KIRILMA DAYANIMI ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Esra YAVAŞ

Endodonti Programı  
UZMANLIK TEZİ

ANKARA  
2023

T.C.  
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

FARKLI GİRİŞ PLATFORMLARI HAZIRLIĞININ VE ALET ÇIKARTMA  
TEKNİKLERİNİN KÖK KANALINDAN KIRIK ALET UZAKLAŞTIRILMASI VE  
DİŞLERİN KIRILMA DAYANIMI ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN  
DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Esra YAVAŞ

Endodonti Programı  
UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI  
Doç. Dr. Selen KÜÇÜKKAYA EREN

ANKARA  
2023

**ONAY SAYFASI**

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına,

Dt. Esra Yavaş'ın 04/10/2023 tarihinde jürimiz önünde yaptığı savunmasında "Farklı Giriş Platformları Hazırlığının ve Alet Çıkartma Tekniklerinin Kök Kanalından Kırık Alet Uzaklaştırılması ve Dişlerin Kırılma Dayanımı Üzerindeki Etkisinin Değerlendirilmesi" başlıklı çalışması jürimiz tarafından Diş Hekimliğinde Uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.

Üye (Jüri Başkanı) : Prof. Dr. Mehmet Özgür UYANIK

Üye (Tez Danışmanı) : Doç. Dr. Selen KÜÇÜKKAYA EREN

Üye : Prof. Dr. Berkan ÇELİKTEN

ONAY: Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıda jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Tülin TANER

Dekan

## YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü/Dekanlık tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kâğıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayınlanan “**Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge**” kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricince YÖK Ulusal Tez Merkezi / H.Ü. Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

- Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 6 ay ertelenmiştir. <sup>(1)</sup>
- Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 6 ay ertelenmiştir. <sup>(2)</sup>
- Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir. <sup>(3)</sup>

Dt. Esra YAVAŞ

...../...../2023

*“Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge”*

*(1) Madde 6. 1. Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulu iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.*

*(2) Madde 6. 2. Yeni teknik, materyal ve metotların kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internetten paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkanı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile altı ayı aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.*

*(3) Madde 7. 1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, tezin yapıldığı kurum tarafından verilir \*. Kurum ve kuruluşlarla yapılan işbirliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, ilgili kurum ve kuruluşun önerisi ile enstitü veya fakültenin uygun görüşü üzerine üniversite yönetim kurulu tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir. Madde 7.2. Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir*

*\* Tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulu tarafından karar verilir.*

**ETİK BEYAN**

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

Dt. Esra YAVAŞ

...../...../2023

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca her zaman bilgisiyle, tecrübesiyle ve desteğiyle yanımda olduğunu bana hissettiren, öğrencisi olduğum ilk günden itibaren klinik ve akademik anlamda gelişimime her zaman katkı sağlayan, tezimin oluşmasında emek harcayan, öğrencisi olmaktan büyük mutluluk ve gurur duyduğum değerli danışman hocam Doç. Dr. Selen KÜÇÜKKAYA EREN'e,

Uzmanlık eğitimim boyunca desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen ve deneyimleriyle bana yol gösteren Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı ailesindeki saygıdeğer hocalarıma,

Uzmanlık süreci boyunca birbirimize destek olduğumuz ve bu sürecin her anını birlikte geçirmekten büyük keyif aldığım, her zaman yanımda ve bana yardımcı olan, uzmanlık eğitimimi güzelleştiren sevgili kıdem arkadaşlarıma,

Çalışmamızın deneylerinde büyük bir sabırla tüm örneklerimin her aşamasının periapikal filmlerini çeken değerli radyoloji teknisyenimiz Nuri AKYOL'a ve tüm Endodonti Anabilim Dalı personeline,

Tanıştığımız ilk günden bugüne kadar desteğini ve sevgisini benden esirgemeyen, bu süreçte her düştüğümde beni kaldıran ve yardımına koşan Dt. Aslıhan YEKELER'e,

"Abla" kelimesinin anlamını tam olarak taşıyan, yürüdüğüm yolda bana ışık tutan, kardeşleri olmaktan her zaman mutluluk duyduğum biricik ablalarıma,

Bugüne gelmemde en büyük payı olan, benim için sonsuz emek ve çaba gösteren, her zaman ve her koşulda beni destekleyen, sevgilerini her zaman hissettiğim canım annem ve babama,

Hayatımın her anında desteğinden şüphe duymadığım, sonsuz sevgisini her zaman yanımda hissettiğim, en iyi arkadaşım ve en büyük şansım, sevgili Arda Efe OKAY'a

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir (Proje No: THD-2022-19933).

## ÖZET

**YAVAŞ, E. Farklı Giriş Platformları Hazırlığının ve Alet Çıkartma Tekniklerinin Kök Kanalından Kırık Alet Uzaklaştırılması ve Dişlerin Kırılma Dayanımı Üzerindeki Etkisinin Değerlendirilmesi. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi, Ankara, 2023.** Bu çalışmanın amacı, kırık alete ulaşmak için farklı giriş platformları oluşturulması, kırık aletin koronalinde ve çevresinde yarım veya tam tur dentin uzaklaştırılması yapılması ve ultrasonik uçlar veya BTR Pen kullanılmasının kanaldan kırık aleti uzaklaştırma üzerindeki etkinliğini değerlendirmek ve bu yöntemlerin dişlerin kırılma dayanımına olan etkisini incelemektir. Benzer boyutlardaki 100 adet çekilmiş insan dişinin kronları uzaklaştırıldı ve kök kanalları #15 ve #20 K-tipi el eğeleri ile şekillendirildi. Örnekler, rastgele olacak şekilde, 1 kontrol (n=10) ve 6 deney grubuna (n=15) ayrıldı. Deney gruplarında, kanalların orta üçlü bölgesinde 25.06 numaralı döner eğesi 4 mm uzunluğunda kırıldı. Deney gruplarında kırık alete erişim Gates Glidden frezlerle ya da ultrasonik uçlarla gerçekleştirildi. Sonrasında kırık aletin koronalinden ve etrafından dentin uzaklaştırılarak yarım veya tam tur platformlar oluşturuldu. Son olarak, kırık aletler ultrasonik uçlarla veya BTR Pen ile kanaldan uzaklaştırıldı. Kırık alet uzaklaştırma durumu, süreleri ve oluşan komplikasyonlar kaydedildi. Tüm kök kanalları soğuk lateral sıkıştırma tekniği ile dolduruldu. Evrensel test cihazı kullanılarak kırılma dayanımı analizi gerçekleştirildi. Veriler, Kruskal Wallis ve Games-Howell testleri ile istatistiksel olarak analiz edildi (p=0.05). Bazı örneklerde kırık aletin apikale doğru itilmesi, ikincil kırılmaya uğraması ve kanal içerisinde basamak oluşumu gibi durumlar oluşsa da gruplardaki tüm kırık aletler kanallardan başarıyla uzaklaştırıldı. Genel olarak, Gates Glidden frezlerin kullanıldığı gruplarda kırık alete erişim süreleri, ultrasonik uç kullanılan gruplara göre daha kısayken (p<0,05), gruplar arasında toplam alet uzaklaştırma süresinde anlamlı farklılık yoktu (p>0,05). Kontrol grubu, ultrasonik uçların ve beraberinde BTR Pen'in kullanıldığı grup ile benzer (p>0,05), diğer deney gruplarına göre ise daha yüksek kırılma dayanımı gösterdi (p<0,05). Sonuç olarak, ultrasonik uçlar ile kırık alete erişim sağlanması ve tam tur platform oluşturulup BTR Pen kullanılarak kırık aletin kanaldan uzaklaştırılması klinik uygulamalar için önerilebilir.

**Anahtar Kelimeler:** BTR Pen, Giriş platformu, Kement tekniği, Kırık alet, Ultrasonik

## ABSTRACT

**YAVAŞ, E. Evaluation of the Effect of Different Staging Platform Preparation and Instrument Removal Techniques on Broken Instrument Removal from Root Canal and Fracture Strength of Teeth. Hacettepe University Faculty of Dentistry Department of Endodontics, Specialization Thesis, Ankara, 2023.** The aim of this study is to evaluate the effectiveness of preparation different staging platforms to access the broken instrument, partial or full dentin removal at the coronal and around the broken instrument and removal of broken instrument using ultrasonic tips or BTR Pen and to examine the effect of these methods on the fracture strength of teeth. The crowns of 100 extracted human teeth of similar size were removed and the root canals were shaped with #15 and #20 K-type hand files. The samples were randomly divided into 1 control (n=10) and 6 experimental groups (n=15). A 25.06 rotary file was broken at a length of 4 mm in the middle third region of the canal in the experimental groups. Access to the broken instrument was performed with Gates Glidden burs or ultrasonic tips. Then, dentin was removed from the coronal and surrounding areas of the broken instrument to create partial or full platforms. Finally, the broken instruments were removed from the canals with ultrasonic tips or BTR Pen. The effectiveness of broken instrument removal, duration of removal, and the complications occurred were recorded. All root canals were filled with cold lateral condensation technique. Fracture strength analysis was performed using a universal testing machine. Data were analyzed statistically with Kruskal Wallis and Games-Howell tests ( $p=0.05$ ). Although in some samples the broken instruments were pushed apically and, secondary instrument fractures and root canal transportation occurred, all broken instruments in the groups were successfully removed from the canals. In general, access time to the broken instrument in the groups using Gates Glidden burs were shorter than in the groups using ultrasonic tips ( $p<0.05$ ), while there was no significant difference in the total instrument removal time between the groups ( $p>0.05$ ). The control group showed similar fracture strength to the group in which ultrasonic tips and BTR Pen were used ( $p>0.05$ ), and showed higher fracture strength than the other experimental groups ( $p<0.05$ ). In conclusion, accessing the broken instrument with ultrasonic tips, creating a full platform and removing the broken instrument from the canal using BTR Pen can be recommended for clinical applications.

**Keywords:** Broken file, BTR Pen, Lasso&Anchor technique, Staging platform, Ultrasonic



## İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER ve KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER	xii
TABLolar	xiv
<b>1. GİRİŞ VE AMAÇ</b>	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER</b>	<b>4</b>
2.1. Kök Kanal Şekillendirilmesinde Kullanılan Endodontik Aletler	5
2.1.1. Kök Kanal Şekillendirilmesinde Kullanılan El Aletleri	5
2.1.2. Kök Kanal Şekillendirilmesinde Kullanılan Motor ile Çalışan Aletler	6
2.2. NiTi Döner Eğelerinin Kırılma Türleri	10
2.2.1. Döngüsel Yorgunluk	10
2.2.2. Torsiyonel Yorgunluk	11
2.3. Alet Kırılmasını Etkileyen Faktörler	11
2.3.1. Operatör ile İlgili Faktörler	12
2.3.2. Dişin Anatomisi ile İlgili Faktörler	12
2.3.3. Kanal Aleti ile İlgili Faktörler	13
2.3.4. Kullanılan Teknik ile İlgili Faktörler	14
2.4. Kök Kanallarında Aletlerin Kırılmaması İçin Alınabilecek Önlemler	16
2.5. Kanalda Kırık Elet Varlığında Önerilen Tedavi Yaklaşımları	16
2.6. Kanaldan Kırık Alet Uzaklaştırılmasını Etkileyen Faktörler	17
2.6.1. Dişin Tipi	17
2.6.2. Alet Kırıklarının Türleri	18
2.6.3. Kırık Aletin Uzunluğu	18
2.6.4. Kırık Aletin Çapı	19
2.6.5. Kırık Aletin Kanaldaki Lokalizasyonu	19

2.6.6. Kök Kanalının Eğimi	19
2.6.7. Operatör Yorgunluğu ve Deneyimi	20
2.7. Kırık Alet Çıkarma Teknikleri	20
2.7.1. Ultrasonik Teknik	22
2.7.2. Broken Tool Remover (BTR) Pen	24
2.8. Kırık Alet Uzaklaştırırken Meydana Gelebilecek Komplikasyonlar	25
2.9. Vertikal Kök Kırığı	26
2.10. Amaç	27
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM</b>	<b>28</b>
3.1. Örneklerin Hazırlanması	28
3.2. Kırık Aleti Kanaldan Uzaklaştırırken Uygulanan Prosedürler	32
3.2.1. Kırık Alete Erişim	33
3.2.2. Kırık Aletin Koronalinde Giriş Platformu Oluşturma	36
3.2.3. Kırık Aletin Etrafından Dentin Uzaklaştırılması	40
3.2.4. Kırık Aletin Kanaldan Uzaklaştırılması	43
3.3. Kırılma Dayanımı Analizi	45
3.4. Verilerin İstatistiksel Analizi	48
<b>4. BULGULAR</b>	<b>49</b>
4.1. Kırık Aletin Kök Kanalından Uzaklaştırılmasına İlişkin Bulgular	49
4.2. Diş Köklerinin Kırılma Dayanımlarına İlişkin Bulgular	50
<b>5. TARTIŞMA</b>	<b>52</b>
<b>6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER</b>	<b>60</b>
<b>7. KAYNAKLAR</b>	<b>61</b>
<b>8. EKLER</b>	<b>74</b>
EK-1: Etik Onay Belgesi	74
EK-2: Tez Çalışması Orjinallik Raporu	75
EK-3: Tez Çalışması Dijital Makbuz	80

**SİMGELER ve KISALTMALAR**

<b>%</b>	Yüzde
<b>°</b>	Derece
<b>&amp;</b>	Ve
<b>BTR Pen</b>	Broken Tool Remover Pen
<b>dk</b>	Dakika
<b>EDTA</b>	Etilendiamin Tetraasetik Asit
<b>H-tipi</b>	Hedström
<b>ISO</b>	Uluslararası Standartlar Teşkilatı
<b>mm</b>	Milimetre
<b>N</b>	Newton
<b>NaOCl</b>	Sodyum Hipoklorit
<b>NiTi</b>	Nikel titanyum
<b>p</b>	İstatiksel anlamlılık düzeyi
<b>rpm</b>	Dakikadaki devir sayısı
<b>SAF</b>	Self Adjusting File
<b>sn</b>	Saniye
<b>SPSS</b>	Sosyal bilimler için istatistik programı
<b>TFRK</b>	Terauchi File Retrieval Kit

## ŞEKİLLER

<b>Şekil</b>	<b>Sayfa</b>
<b>3.1.</b> Elmas separe disk ile yarı derinliğine kadar çentik oluşturulan 25.06 numaralı döner eğesi	29
<b>3.2.</b> Döner eğenin dişin orta üçlü bölgesinde kırıldığını gösteren periapikal radyograf	29
<b>3.3.</b> Kontrol ve deney gruplarına ayrılan dişler	31
<b>3.4.</b> Farklı giriş platformu ve kırık alet uzaklaştırma tekniklerine göre oluşturulan deney grupları (n=15)	32
<b>3.5.</b> Dişin koronal yüzeyi açıkta kalacak şekilde akrilik rezin içerisine alındığını gösteren fotoğraf	32
<b>3.6.</b> Dental operasyon mikroskopu	33
<b>3.7.</b> Kırık alete koronal erişim yapılırken kullanılan Gates Glidden frez	34
<b>3.8.</b> Piezoelektrik ünite (Newtron Booster, Satelec, Merignac, Fransa)	35
<b>3.9.</b> %5 koniklik açısına sahip, 20 mm boyunda ET20 ultrasonik uç (Satelec)	35
<b>3.10.</b> Uzun eksenine dik kesilerek modifiye edilmiş Gates Glidden frezler	36
<b>3.11.</b> Gates Glidden frezler ile kırık aletin koronalinde tam tur platform oluşturulan bir dişin radyografı	37
<b>3.12.</b> %4 koniklik açısına sahip ve 40 mm boyutundaki ET40 ultrasonik uç (Satelec)	38
<b>3.13.</b> Ultrasonik uç ile kırık aletin koronalinde tam tur platform oluşturulan bir dişin periapikal radyografı	38
<b>3.14.</b> Gates Glidden frezlerle koronal erişim yapılan ve ultrasonik uç ile kırık aletin koronalinde yarım tur platform oluşturulan bir dişin periapikal radyografı	39
<b>3.15.</b> Ultrasonik uçlarla kırık alete erişim yapılan ve ultrasonik uç ile kırık aletin koronalinde yarım tur platform oluşturulan bir dişin periapikal radyografı	40
<b>3.16.</b> Tam tur platform oluşturulan ve kırık aletin etrafından tam tur dentin uzaklaştırılan bir dişin periapikal radyografı	41
<b>3.17.</b> Tam tur platform oluşturulan ve kırık aletin etrafından tam tur dentin uzaklaştırılan bir dişin büyütme altındaki görüntüsü (6x)	41
<b>3.18.</b> Yarım tur platform oluşturulan ve kırık aletin etrafından yarım tur dentin uzaklaştırılan bir dişin radyografı	42
<b>3.19.</b> Yarım tur platform oluşturulan ve kırık aletin etrafından yarım tur dentin uzaklaştırılan bir dişin büyütme altındaki görüntüsü (6x)	42

<b>3.20.</b> BTR Pen (Cerkamed Company, Polonya)	43
<b>3.21.</b> BTR Pen ile kanaldan uzaklaştırılan kırık alet	43
<b>3.22.</b> BTR Pen ile kanaldan uzaklaştırılan kırık aletin büyütme altındaki görüntüsü (6x)	44
<b>3.23.</b> BTR Pen ile kırık alet uzaklaştırıldıktan sonra dişin büyütme altındaki görüntüsü (6x)	44
<b>3.24.</b> 20 mm uzunluğunda, %3 konikliğe sahip ET25 (Satelec, Merignac, Fransa)	45
<b>3.25.</b> Kırık alet uzaklaştırıldıktan sonra kök kanal dolgusu yapılan dişlerin periapikal radyografları. A: GTU, B: GYU, C: GTB, D: UTU, E: UYU, F: UTB	46
<b>3.26.</b> Evrensel test cihazı (LLYOD LRX, Worthing, West Sussex, İngiltere)	47
<b>3.27.</b> Evrensel test cihazına yerleştirilen bir örneğin fotoğrafı	47
<b>3.28.</b> Kırılma deneyi sonrasında bazı örneklerden alınan görüntüler.	48

**TABLULAR**

<b>Tablo</b>	<b>Sayfa</b>
<b>4.1.</b> Kırık aletin kök kanalından uzaklaştırılmasına ilişkin bulgular	50
<b>4.2.</b> Gruplardaki kırılma dayanımı analizine ait veriler	51

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Pulpal ve periapikal hastalıklar diş çürüğü, kromdaki çatlak veya kırık gibi defektler ve kenar uyumu bozulmuş restorasyonlar aracılığıyla kök kanal sistemine ulaşan mikroorganizmalar nedeniyle gerçekleşebilmektedir (1). Kök kanal tedavisinin birincil amaçlarından biri kök kanalından mikroorganizmaların uzaklaştırılması ve kök kanalının tekrar kontamine olmasının önlenmesidir (2). Kök kanal sisteminden mikroorganizmaları uzaklaştırmak için uygulanan başlıca yöntem kök kanalının mekanik olarak temizlenip şekillendirilmesidir (3). Mekanik şekillendirme paslanmaz çelik el eğeleri, nikel titanyum (NiTi) döner eğeler veya bunların kombinasyonları kullanılarak yapılabilir (4, 5, 6, 7). NiTi döner eğeler yüksek esneklik özellikleri ve merkezi şekillendirme kabiliyetleri gibi avantajları nedeniyle endodontide yaygın olarak kullanılmaktadır. NiTi döner eğeler özellikle eğimli kanallarda kök kanal tedavisini kolaylaştırıp, apikal transportasyon riskini azaltmaktadır (8, 9, 10, 11). Mekanik temizleme ve şekillendirme sırasında basamak oluşumu, kanal perforasyonu ya da apikal transportasyon gibi birçok komplikasyon ile karşılaşılabilir (12). Karşılaşılan en sık komplikasyonlardan biri de kullanılan aletlerin kök kanalının içerisinde kırılmasıdır (13).

Kök kanalında endodontik aletlerin kırılması, kanal tedavisinin sonucunu olumsuz yönde etkileyebilir (14). Kırık alet parçalarının kanal içerisinde neden olduğu tıkanıklık, enfekte dokuların ve mikroorganizmaların kanal sisteminden tamamen uzaklaştırılmasına engel olabilir (15). Bu tür kırık aletlerin yönetimi, konservatif (cerrahi olmayan) veya cerrahi yaklaşımlarla gerçekleştirilebilir (16). Cerrahi olmayan yaklaşımlar kırık aletin kanaldan uzaklaştırılmasını, kırık aletin yanından geçilmesini veya kök kanalının kırık alete kadar şekillendirilip doldurulmasını kapsar (16). İdeal yönetim, kök kanal sisteminin temizlenme ve şekillendirilmesinin etkin bir şekilde tamamlanabilmesi için, kırık aletin kanaldan uzaklaştırılması ve sonrasında kök kanalının şekillendirilip doldurulmasıdır (16, 17). Kırık aletlerin kanaldan uzaklaştırılması için çok sayıda teknik ve yöntem tanımlanmıştır. Ancak bu tekniklerin çoğu kök yapısının aşırı zayıflamasına, kanal içerisinde basamak oluşmasına, kanalın

perforasyonuna ve kırık alet parçasının kök kanalının ucundan periapikal sahaya itilmesine neden olabilmektedir (18).

Büyütme altında ultrasonik bir cihaz ile ultrasonik uçlar kullanımının, kırık aletlerin kanaldan uzaklaştırılması için etkili ve güvenli bir yöntem olduğu gösterilmiştir (19, 20). Ultrasonik tekniğin amacı kırık alet parçasının etrafındaki dentini uzaklaştırarak kırık aletin koronal üste birlik kısmını açığa çıkarmaktır (21). Modern kırık alet çıkarma teknikleri, Gates Glidden frezleri veya ultrasonik uçlar ile kanal içerisinde kırık alete kadar düz bir erişim sağlayan bir giriş platformu oluşturulmasını ve kırık aletin çıkarılması için uygun ultrasonik uçların ve/veya ek tekniklerin kullanılmasını içerir (17, 22). Giriş platformları kırık aletin koronalinde ve etrafında tam tur veya yarım tur dentin uzaklaştırılması ile hazırlanabilir. Tam tur platform, geleneksel olarak kırık alet koronalindeki ve çevresindeki dentinin 360° olacak şekilde uzaklaştırılması ile oluşturulur. Bu şekilde kırık aletin koronal kısmı tamamen açığa çıkartılır. Yarım tur platform (parsiyel platform) ise kırık aletin koronalinde ve etrafında, kök kanal eğiminin iç duvarında 180°'lik alanı kapsayacak şekilde hazırlanan platformlardır (23, 24). Parsiyel platform, tam tur platforma göre kırık aletin koronalinden ve etrafından fazla dentin uzaklaştırılmasını önleyebilir ve kalan kök dentin yapısını koruyabilir. Literatürde bu iki platform tipinin, kırık alet uzaklaştırma etkinliğine ve dişlerin kırılma dayanımlarına etkisine dair yeterince veri yoktur.

Bazı durumlarda ultrasonik uçlar yardımıyla kırık alet kök kanalında gevşemesine rağmen kanaldan uzaklaştırılmaz. Bu durumda en iyi seçeneğin ultrasonik tekniğe ek olarak, başka alet çıkarma tekniklerinin kullanılması olduğu bildirilmiştir (17, 24). Kement (Lasso & Anchor) tekniğinde, uygun boyutta bir mikrotüp veya enjektör ucu seçilir ve içerisinden bir tel geçirilerek bir ilmek oluşturulur. Bu ilmek eğin koronal kısmının bir kement gibi sarılarak çıkarılmasında kullanılabilir (24). Günümüzde bu yöntemin uygulanmasını daha pratik hale getiren sistemler geliştirilmiştir. Broken Tool Remover Pen (BTR Pen) (Cerkamed Medical Company, Stalowa Wola, Polonya), kement tekniği yaklaşımıyla, kök kanalından



kırılan aletlerin uzaklaştırılmasını sağlayan bir sistemdir. Ultra ince ve çok esnek NiTi çalışma uçları ile kırık alete ulaşmayı kolaylaştırır. BTR Pen kullanımı, kanaldan kırık alet uzaklaştırmada etkili ve pratik bir yöntem olabilir. Ayrıca kanaldan aşırı miktarda dentin uzaklaştırılmasının önüne geçerek dişin kırılma dayanımına katkı sağlayabilir. Literatürde BTR Pen kullanımının kırık alet çıkarma etkinliğine ve dişlerin kırılma dayanımlarına etkisine dair yeterince veri yoktur.

Bu çalışmanın amacı kırık alete ulaşmak için Gates Glidden frezleri veya ultrasonik uçlar kullanarak farklı giriş platformları oluşturulması, sonrasında kırık aletin koronalinde ve çevresinde yarım veya tam tur dentin uzaklaştırılması yapılmasının ardından, ultrasonik uçlar veya BTR Pen kullanılmasının kanaldan kırık aleti uzaklaştırma üzerindeki etkinliğini değerlendirmek ve bu yöntemlerin köklerin kırılma dayanımına olan etkisini incelemektir.

## 2. GENEL BİLGİLER

Kanal tedavisi sırasında, kanal aletlerinin kanal içerisinde kırılması sıklıkla karşılaşılabilen bir komplikasyondur. Bir çalışmada, vakaların %3,3'ünde alet kırığı görüldüğü ve bunların %78,1'inin NiTi döner eğelere ve %15,9'unun paslanmaz çelik el eğelerine ait olduğu bildirilmiştir (14). NiTi döner eğeler, paslanmaz çelik eğelere göre düşük kuvvetler altında bile kök kanalında daha sık kırılma eğilimi gösterirler (25) ve plastik deformasyona uğramadan kırılırlar (26, 27, 28). NiTi döner eğelerin kırılma insidansı %1,3-10 arasında bildirilmiştir (14, 29, 30).

NiTi döner eğelerinin kırılmasında operatörün deneyimi, şekillendirme tekniği, eğenin kullanım şekli ve sayısı, kanalların anatomisi, aletin metalürjisi ve steril edilme sayısı gibi birçok faktör rol oynayabilir (31). NiTi döner eğeler torsiyonel yorgunluk, döngüsel yorgunluk ve bunların kombinasyonu nedeni ile kırılabilir (32). Alet kırığı, genellikle kanal eğesinin özellikle eğimli kanallarda yanlış uygulanması veya aşırı kullanımı sonucunda gerçekleşir. Endodontik aletler en sık olarak kök kanalının apikal üçlüsünde kırılır (13).

Kanal tedavisinin prognozu kırık aletin kanaldaki lokalizasyonu, kök kanal şekillendirmesinin hangi aşamasında kırıldığı ve kök kanal sistemindeki mikrobiyal yükün miktarı gibi birçok faktörden etkilenebilir (33).

Uzun eksenlerine dik olarak ucu kesilen Gates Glidden frezler veya uygun ultrasonik uçlar giriş platformunun hazırlanmasında kullanılabilir (22). Ancak Gates Glidden frezleri kök kanalında perforasyonlara ve dentinin aşırı uzaklaştırılmasına neden olabilir (34). Bu durum da dişin kırılma olasılığını arttırabilir (34).

Çoğu ultrasonik uç dentini hassas bir şekilde uzaklaştırmak için elmas ya da zirkonyum nitrür gibi agresif olmayan kaplamalara sahiptir (16, 24). Bu işlem esnasında ultrasonik uçtan kırık alete iletilen titreşimler ile kırık alet kanalda gevşemeye başlar ve bu durum çoğu zaman kırık aletin kanaldan uzaklaştırılmasını sağlar (16).

## 2.1. Kök Kanal Şekillendirilmesinde Kullanılan Endodontik Aletler

Kök kanal şekillendirilmesinde ilk olarak karbon çelikten üretilmiş kanal aletleri kullanılmıştır. Karbon çelik aletlerin elastik özelliklerinin yetersiz olması, kırılma olmaları, otoklav işlemleriyle ya da yıkama solüsyonlarıyla korozyona uğramaları ve yüksek ısıya dayanıklı olmamaları gibi nedenlerle kullanımı terk edilmiştir. Karbon çelik el aletlerinin yerini sterilizasyon işlemlerinden ve irrigasyon solüsyonlarından daha az etkilenen paslanmaz çelik el aletleri almıştır. Walia ve ark. 1988'de yayınladıkları bir çalışmada, NiTi alaşımını kanal eğelerinde kullanmış ve NiTi eğelerinin paslanmaz çelik eğelere göre daha esnek olduğunu bildirmişlerdir (35). Şekil hafıza ve süper elastikiyet özelliklerine sahip NiTi eğelerinin kullanılmaya başlanması endodontide bir devrim olarak kabul edilmiştir (35, 36).

### 2.1.1. Kök Kanal Şekillendirilmesinde Kullanılan El Aletleri

Üretileme yöntemi ve kullanım şekline göre kanal eğeleri, reamerlar ve tirnerfler olmak üzere 3 ana grupta incelenebilir (37, 38).

#### Eğeler

- *K-Tipi Kanal Eğeleri:* Kare ya da üçgen kesit yapısında olan K-tipi eğeler paslanmaz çelik telin kendi eksenine etrafında saat yönünün tersine doğru bükülmesi ile oluşturulur (37). K-tipi kanal eğeleri saat yönünde çeyrek tur rotasyon hareketi ve ardından koronale doğru geri çekilerek kullanılmaktadır. Böylece rotasyon hareketi ile kök kanalı genişletilirken, itme ve çekme hareketleri ile dentin duvarları şekillendirilmektedir (37, 39, 40). K-tipi kanal eğelerinin kök kanalının genişletilmesi sırasında bu şekilde kullanılması ile transportasyon riski düşmekte ve aletin kanal merkezinde kalması sağlanmaktadır (40).
- *H-Tipi Kanal Eğeleri:* H-tipi kanal eğeleri yatay kesitte dairesel bir yapıya sahiptir. Yuvarlak paslanmaz çelik telin aşındırılması yolu ile üretilirler (37). Aletin yatay kesiti, üst üste dizilmiş üçgen görünümündedir. Torsiyonel

kuvvetlere karşı direnci az olduğu için kanalda rotasyon hareketi ile kullanılmaz, sadece ileri-geri itme-çekme hareketi ile kullanılabilirler (37, 39, 40). Diğer kanal aletleriyle kıyaslandığında yatay kesit çapının daha az olması nedeniyle kırılmaya daha yatkındırlar (40).

### **Reamerlar**

Reamerlar üçgen kesit formundaki paslanmaz çelik telin kendi ekseninde etrafında döndürülmesiyle üretilir. K-tipi kanal eğelerine göre spiral sayıları ve kesme etkinlikleri daha az olduğu için rutin olarak kullanılmamaktadırlar. Kanal içerisinde sadece dönme hareketi ile ya da saat yönünde 90° rotasyon ve rotasyon sonrası geri çekme hareketi ile kullanılmaktadırlar (41).

### **Tirnerfler**

Farklı kesit çaplarında ve Uluslararası Standartlar Teşkilatı (ISO) standartlarına göre farklı renk kodlarında tirnerfler üretilmektedir. Paslanmaz çelik telin kesilmesiyle üretildiği için dikenli bir yapıya sahiptirler. Genel olarak vital pulpa dokusunu kök kanallarından uzaklaştırmak için kullanılmaktadırlar (39).

## **2.1.2. Kök Kanal Şekillendirilmesinde Kullanılan Motor ile Çalışan Aletler**

### **Gates Glidden Frezler**

Gates Glidden frezler uzun yıllardır endodonti pratiğinde kullanılmaktadır. Paslanmaz çelik alaşımlardan üretilen bu frezler farklı çap ve uzunluklarda bulunurlar. Gates Glidden frezler uç çap kalınlıkları 0,5-1,5 mm arası olan 6 farklı boyutta mevcuttur. Her numara artışında çap boyutunda 0,2 mm'lik artış vardır (Gates Glidden-1: 0,5mm, Gates Glidden-2: 0,7mm, Gates Glidden-3: 0,9 mm, Gates Glidden-4: 1,1 mm, Gates Glidden-5: 1,3 mm, Gates Glidden-6: 1,5 mm) (39). Gates Glidden frezler genellikle kanalların koronal üçte birlik kısmının şekillendirilmesi amacıyla kullanılırlar (42). Bu frezler yanlış kullanıldığında kanal duvarının dentin kalınlığını önemli ölçüde azaltabilirler ve dişte çatlak oluşumuna neden olabilirler (43, 44).

Dentini kesme hareketini kanaldan dışarıya doğru hareket ettirildiklerinde gerçekleştirirler. Kanalin yalnızca düz kısımlarında kullanımı önerilmektedir (45).

### **Nikel-Titanyum Döner Eğeler**

Kök kanal tedavisinde kullanılan NiTi döner eğeler ağırlıkça %56 oranında nikel ve %44 oranında titanyum içermektedir. NiTi döner eğeler, son yıllarda kök kanal tedavisinde kullanılan önemli aletlerin başında gelmektedir (21). NiTi döner eğeler farklı koniklik açıları, değişken yiv sayıları, farklı kesme açıları ve kesit şekilleri gibi geleneksel el aletlerinde bulunmayan özelliklere sahiptir (46). Paslanmaz çelik eğelere göre yüksek esneklik özelliği, kanalın merkezinden sapma oluşturmadan orijinal şekli koruyarak kanal şekillendirme kabiliyeti ve daha iyi kesme etkinliği gibi birçok avantaja sahiptir (47). Bununla birlikte, NiTi döner eğelerin torsiyonel ve döngüsel yorgunluğa bağlı kırılma riskleri mevcuttur (13, 48). Paslanmaz çelik el aletlerine göre daha sık kırılmaları nedeniyle, NiTi döner eğelerin piyasaya sürülmesinden sonra kök kanallarında alet kırığı insidansında bir artış görülmüştür (49). Paslanmaz çelik el eğeleri %0,25-6 arasında kırılma oranına sahipken, NiTi döner eğelerin kırılma oranı %1,3-10 arasında olarak rapor edilmiştir (14, 29, 30).

NiTi alaşımlar farklı kristal düzenleri ile farklı yapılarda bulunmaktadır. Bu alaşım, atomik bağ türlerini değiştirmesi ile kristal düzenlerinde ve mekanik özelliklerinde değişikliklere neden olmaktadır. NiTi alaşımlar farklı kristal düzenlerinde olduğu östenit, martensit ve R fazı olmak üzere 3 farklı formda bulunmaktadır (50). Östenit fazı ana faz olarak da adlandırılmaktadır. Östenit fazındaki alaşımlar stres altındayken ve sıcaklık değerinin düşmesiyle martensit faza geçmektedir. Martensit fazdaki alaşımın ısıtılarak yüksek sıcaklık değerine ulaşmasıyla da alaşımlar tekrar östenit fazına geçebilmektedirler. Fazlar arasındaki bu dönüşümde alaşımın dar bir sıcaklık aralığında bulunduğu faza ise ara faz ya da R fazı denilmektedir. Sıcaklık ve gerilime bağlı süper elastik şekil hafızası bu faz dönüşümleri ile oluşmaktadır (51, 52). Süper elastik şekil hafızası, aletin deforme olduktan sonra orijinal şekline geri dönme yeteneğidir (39). Östenit fazdaki endodontik aletler, alet üzerinde oluşan strese bağlı olarak martensit dönüşümü

nedeniyle süper elastik özelliklere sahiptir ve sonuç olarak deformasyondan sonra orijinal formlarına geri dönerler. Martensitik aletler ise kolayca deforme olabilir ve ısıtıldığında şekil hafızası etkisi gösterebilir. Martensit fazdaki aletlerin döngüsel yorgunluk direnci, östenit fazdaki aletlerden daha fazladır ve daha esnek yapıdadırlar. Buna bağlı olarak da östenit fazdaki aletlere göre kırılmaya daha dirençlidirler (51). NiTi döner eğe sistemleri geçmişten günümüze tasarım, mekanik ve metalürjik özelliklerindeki değişimlere göre 5 farklı nesilde incelenebilir (53).

- *Birinci Nesil Döner Eğe Sistemleri:* İlk üretilen NiTi döner eğe 0,02 koniklik açısına sahiptir ve 1992 yılında üretilmiştir (53). 1994 yılında geleneksel ISO standartlarının dışında 0,04 koniklik açısına sahip ProFile (Dentsply Maillefer, İsviçre) ve kanal orifisi şekillendirici eğeler üretilmeye başlanmıştır (54). Eğelerin negatif kesme açısına ve radyal alanlara sahip olması nedeniyle preperasyon sırasında eğelerin dentine vidalanmasının önüne geçilmiştir. İlerleyen zamanlarda ise sırasıyla Lightspeed (Lightspeed Inc, San Antonio, TX, ABD), Quantec (Tycom, Irvine, ABD) ve Greater Taper (Dentsply Maillefer) döner eğeleri geliştirilmiştir (53).
- *İkinci Nesil Döner Eğe Sistemleri:* Birinci nesil eğe sistemlerinden en büyük farkı negatif kesme açısına sahip pasif kesici kenarların yerini radyal alan bulunmayan aktif kesici kenarların almasıdır. Eğenin dentine vidalanma olasılığını azaltmak için, eğenin uzun eksenini ile kesici kenarı arasındaki açı azaltılmıştır (53). Eğelerin kırılma riskini azaltmak, fiziksel ve yüzey özelliklerini geliştirmek için üretim aşamasından sonra eğelere iyon implantasyonu ve elektropolisaj gibi teknikler uygulanmıştır (55, 56). İkinci nesil eğelerden ProTaper Universal (Dentsply Maillefer) çalışma uzunluğu boyunca değişken koniklik açısına sahipken, birinci nesil eğeler sabit koniklik açısına sahiptir (53).
- *Üçüncü Nesil Döner Eğe Sistemleri:* NiTi alaşımların metalürjik özelliklerinin gelişmesiyle üçüncü nesil döner eğe sistemleri ortaya çıkmıştır. Üçüncü nesil ve sonraki nesil döner eğeler yeni nesil eğeler olarak adlandırılmıştır

(52). NiTi eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerinin artması amacıyla NiTi eğelere termal işlem uygulanarak M-wire teli üretilmiştir (örn: ProFile GT Series X (Dentsply Maillefer), ProFile Vortex (Dentsply Maillefer)) (57). Bazı eğelerin kesiciliğini ve aşınma dirençlerini arttırmak için eğe yüzeyleri titanyum oksit ile kaplanmıştır (örn: ProFile Blue (Dentsply Maillefer)) (58). CM Wire ise şekil hafızasını kontrol eden özel termomekanik işlemler uygulanarak geliştirilmiştir ve bu yapıdaki eğeler oldukça esnektir (örn: HyFlex CM (Coltene/Whaledent AG, Altstätten, İsviçre), TYPHOON CM (Clinician's Choice Dental Products, New Milford, CT, ABD)). CM Wire NiTi eğelerin yorulmaya karşı dirençleri, geleneksel NiTi alaşımlardan yapılan eğelere göre %300-%800 oranında daha yüksektir (59).

- *Dördüncü Nesil Döner Eğe Sistemleri:* Dördüncü nesil eğe sistemleri ile birlikte devamlı rotasyon hareketi yerine resiprokasyon hareketi yapan eğeler üretilmeye başlanmıştır (örn: Reciproc (VDW, Munich, Almanya), Waveone (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK)) (60). Bu hareketle rotasyon hareketine bağlı vidalanma ve yorulmaya bağlı alet kırılması gibi dezavantajların önüne geçilmesi amaçlanmıştır (61). Respirokasyon hareketi saat yönünün tersine 150°-170° ve saat yönüne 30°-50° dönüşlerle tekrarlayan ileri geri hareket olarak tanımlanmıştır (53, 62). Bu hareketle eğe kanal içerisinde kolayca ilerler, kesme verimliliği artar (61). Farklı bir hareket prensibi ile çalışan Self-Adjusting File (SAF) (ReDent Nova, Ra'anana, İsrail) ise eğe tasarımı ve çalışma mekanizması ile hafif aşındırıcı, içi boş NiTi örgü kafese sahiptir. Örgü kafes yapısı tüm duvarlara adapte olur ve dentin dokusunu eşit bir şekilde uzaklaştırarak apikal transportasyon riskini düşürmektedir. SAF'ın en önemli avantajlarından biri ise kanalda mekanik şekillendirme sırasında eş zamanlı olarak irrigasyonun yapılabilmesidir (63, 64).
- *Beşinci Nesil Döner Eğe Sistemleri:* Beşinci nesil döner eğe sistemlerinde eğelerin rotasyon merkezleri ve kütle merkezleri aynı merkezde değildir

ancak birbirlerini dengeleyecek şekilde tasarlanmışlardır (örn: Revo-S (Micro-Mega, Besancon Cedex, Fransa), ProTaper Next (Dentsply Maillefer), OneShape (MicroMega, Besançon, Fransa), TRUShape (Dentsply Tulsa Dental Specialties)). Bu nesildeki eğeler rotasyon hareketi yaparken çalışma uzunluklarının tamamında mekanik bir salınım ve dalga hareketi oluştururlar. Bu hareket mekanik şekillendirme sırasında eğe ve dentin arasındaki teması azaltır, eğe dentine daha az vidalanır ve böylece debris daha kolay bir şekilde kanaldan uzaklaştırılabilir (65, 66).

## **2.2. NiTi Döner Eğelerin Kırılma Türleri**

NiTi döner eğelerin yüzeyindeki bir bozulma, büyütme yardımı olmadan genellikle görülmez ve NiTi döner eğeleri paslanmaz çelik el eğelerinin aksine kalıcı bir deformasyona uğramadan kırılırlar (67, 68). Sonuç olarak NiTi döner eğeler bozulmanın kolayca algılanabildiği paslanmaz çelik eğelerin aksine herhangi bir uyarı vermeden kırılabilir (67). NiTi döner eğeleri, torsiyonel ve döngüsel yorgunluk nedeniyle kullanım sırasında kırılma riskine sahiptir (68).

### **2.2.1. Döngüsel Yorgunluk**

NiTi döner eğeler, eğimli bir kanalda uzun süre boyunca kanal içerisinde serbestçe ve sıkışmadan döndükleri zaman tekrarlayan sıkışma ve gerilme kuvvetlerinin etkisi altında kalmaktadırlar. Eğe bu şekilde kanal içerisinde dönmeye devam ettiğinde eğenin büküldüğü noktanın iç kısmında sıkışma kuvvetleri, dış kısmında ise gerilme kuvvetleri etkili olmaktadır. Sıkışma ve gerilme kuvvetlerinin devamlı olarak tekrarlanması eğe yüzeyinde mikro ve makro çatlaklar oluşturmakta, daha sonrasında oluşan bu çatlaklar ilerleyerek eğenin kırılmasına neden olmaktadır (13). Bu tür kırıklar, metal yorgunluğuna bağlı olarak plastik deformasyona uğramadan kırıldıkları için herhangi bir zaman diliminde ortaya çıkabilmektedir. Bu sebeple kanal eğelerinin dış yüzeyinde görünür bir deformasyon olmasa bile, tekrarlayan sayılarda kullanılmaları kırılma riskini artırmaktadır (69). Yüksek torkla çalıştırılan aletlerin, döngüsel yorgunluğa karşı dirençleri azalabilir (27).



### 2.2.2. Torsiyonel Yorgunluk

Torsiyonel yorgunluğa bağlı eğe kırılmalarında, eğenin uç kısmı kanal içerisinde sıkışırken sap kısmı dönmeye devam eder ve oluşan kuvvetler NiTi alaşımının maksimum elastik sınırını aşarak kırılmasına neden olur (70). Bu yorgunluğa bağlı kırılmalar tork kontrolü bulunan endodontik motorların kullanılmasıyla engellenebilir (71). Bu tarz eğe kırılmaları eğenin plastik deformasyona uğramasından sonra gerçekleşir (70). Torsiyonel yükün fazla olduğu durumlarda kanal eğelerinde düzleşme meydana gelmesi, eğenin sarmallarında açılma olması gibi plastik deformasyona bağlı kusurlar gözlenebilmektedir (69).

Parashos ve ark. (67) yaptıkları çalışmada oluşan eğe kırıklarının %1,5'inin torsiyonel yorgunluğa, %3,5'inin ise döngüsel yorgunluğa bağlı olduğunu bildirmişlerdir. Sattapan ve ark. (70) ise döngüsel yorgunluğa bağlı kırılmaları %44,3, torsiyonel yorgunluğa bağlı oluşan kırılmaları ise %55,7 oranında bulmuşlardır. Alapati ve ark. (25) NiTi döner eğe kırılmasının mekanik şekillendirme sırasında eğeye uygulanan fazla apikal kuvvetten kaynaklandığını bildirmişlerdir. Klinik olarak, döngüsel yorgunluğa bağlı alet kırıkları eğimli kök kanallarında daha yaygın gözlenirken, torsiyonel yorgunluğa bağlı kırıklar ise düz bir kanalda bile meydana gelebilir (26, 72).

### 2.3. Alet Kırılmasını Etkileyen Faktörler

Kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında kullanılan aletlerin, kök kanalının içerisinde kırılması kök kanal tedavisinde en sık karşılaşılan komplikasyonlardan biridir (12, 13). Kanal aletinin kırılma nedenleri arasında giriş kavitesinin yetersiz açılması, aletin kullanım şekline uygun olmayan hareketler ile kullanılması, aletin çok sayıda kullanılması, alete kullanım sırasında apikal yönde fazla basınç uygulanması, önerilen hız ve tork değerleri içerisinde çalışılmaması ve eğimli bir kanalda kanal eğesinin uzun süre kullanılması yer alabilir (45, 73, 74). NiTi döner eğelerinin kırılmasında operatörün deneyimi, şekillendirme tekniği, kanalların anatomisi, aletin

metalürjisi ve steril edilme sayısı gibi başka birçok faktör de rol oynayabilir (31). Bu faktörler dört kategori altında incelenebilir (75);

1. Operatör ile ilgili faktörler,
2. Dişin anatomisi ile ilgili faktörler,
3. Kanal aleti ile ilgili faktörler
4. Kullanılan teknik ile ilgili faktörler

### **2.3.1. Operatör ile İlgili Faktörler**

Kanal tedavisinin en zorlu aşamalardan biri kök kanalının şekillendirilmesidir. Bu sebeple operatörün deneyimi, bilgisi ve becerisi kanalda alet kırılmasını etkileyen önemli faktörler arasında yer almaktadır (67). Kullanılacak aletin tasarımına ve mekanik özelliklerine uygun kullanım şekillerinin bilinmesi gerekmektedir ve operatörlerin üreticinin önerilerini uygulayabilir nitelikte olmaları gerekir. Operatörler, bu bilgilere sahip olabilmek için uygun eğitimleri almalıdırlar (12, 31). Kanal aletinin fazla sayıda kullanılmamasına, plastik deformasyona uğramış kanal aletlerinin kullanılmamasına ve şekillendirme sırasında kanal aletine çok fazla basınç uygulanmamasına özen gösterilmelidir (31, 67). Parashos ve ark. (13) yaptıkları çalışmada, alet kırılma insidansının farklılık göstermesini operatörün deneyimi ile ilişkilendirmiştir.

### **2.3.2. Dişin Anatomisi ile İlgili Faktörler**

Kök kanal tedavisinde ilk olarak, kök kanallarına ulaşabilmek için dişin kron kısmında uygun bir giriş kavitesi hazırlanmalıdır (76). Sağlam diş yapısını mümkün olduğunca korumak koşuluyla, giriş kavitesi hazırlanırken tüm çürük doku ve eski restorasyonlar uzaklaştırılmalı, pulpa odasının tavanı kaldırılmalı, koronal pulpa dokusu çıkarılmalı ve tüm kanal ağzları lokalize edilerek kanallara düz bir giriş yolu sağlanmalıdır (77). Yetersiz hazırlanan giriş kavitesi, kanal aleti üzerinde aşırı stres birikimine neden olur. Kanallara düz bir giriş yolunun sağlanması aletin kırılma riskini azaltan bir faktördür (78).

Alet kırığına etki eden bir diğer faktör ise kanal anatomisidir (79). Kök kanal anatomisinin kompleks yapıda olması alet kırığı riskini arttırmaktadır (29). NiTi döner eğelerin kırılmasının, kırılmanın simüle edildiği kök kanallarındaki en büyük eğim noktasına karşılık gelen maksimum bükülme noktasında meydana geldiği gösterilmiştir (80, 81). Kök kanalının eğimi, kanalın eğim açısı ve kanalın yarıçapı ile ilişkilidir (12). Kanaldaki eğim açısının artması ve kanalın yarıçapının küçülmesi kök kanalındaki eğimi arttırır (27, 82, 83). Kanal eğiminin hem yarıçapı hem de açısı, NiTi döner aletlerinin yorulma direncinin ana belirleyicileri olduğundan, kök kanallarındaki anatomik zorluklar ile alet kırığı insidansı arasında pozitif bir korelasyon vardır (79, 84). Alghamdi ve ark. (84), aletlerin yorgunluk direncinin koronal veya orta üçlüde eğimi bulunan kanallarda, apikal üçlüde eğimi bulunan kanallara göre azaldığını bildirmiştir. Kanal eğiminin açısı 30°'nin üzerine çıktıkça ve kanal eğiminin yarıçapı azaldıkça kırılma riski artabilir (83).

### **2.3.3. Kanal Aleti ile İlgili Faktörler**

Kanal aletinin hangi materyalden üretildiği, üretim şekli ve tasarımı gibi özellikleri alet kırılmasında önemli bir etkiye sahiptir (31). NiTi döner aletler, şekil hafızasına sahip oldukları için bükülme yerine frezleme işlemine maruz bırakılarak üretilirler (57). Frezleme işlemi sırasında döner aletin yüzeyinde çatlaklar, oyuklar ve metal çapakları gibi defektler oluşabilir (25, 85, 86, 87). Oluşan bu defektler alet üzerinde stres yoğunlaşma noktaları oluşturarak aletin kırılmasını kolaylaştırır (25). Döner aletlerin üretimi sonrasında, aletlerin kırılmaya karşı direncinin arttırılması amacıyla yüzeylerinde oluşan bozulmaların ve düzensizliklerin giderilmesi için elektropolisaj, iyon implantasyonu, plazma daldırma ve kriyojenik arıtma gibi işlemler uygulanmıştır (88, 89, 90).

Kesit alanları büyük olan kanal aletlerinin döngüsel yorgunluğa karşı olan dirençleri kesit alanı küçük olan kanal aletlerine göre daha azdır (31, 91). Martensitik fazda %4 koniklik açısına sahip aletlerin, %6 konikliğe sahip olanlardan daha yüksek bir döngüsel yorulma direncine sahip olduğu bildirilmiştir (92). Vücut sıcaklığında martensit fazdaki NiTi döner eğeleri, östenit fazda olan NiTi döner eğelerinden daha

yüksek bir yorgunluk direncine sahiptir (84, 93, 94). Birlikte ele alındığında, özellikle eğimli bir kanalı şekillendirirken vücut sıcaklığında martensitik fazda küçük çaplı ve daha az konik bir eğe kullanılarak alet kırığı insidansı büyük ölçüde azaltılabilir (92).

NiTi döner aletlerine ısı işlem uygulanması aletlerin döngüsel yorgunluk direncini arttırmaktadır (95). Isıl işlem uygulanmış döner eğe sistemleri geleneksel NiTi döner eğe sistemleri ile karşılaştırıldığında, ısı işlem uygulanmış sistemlerin döngüsel yorgunluğa karşı direncinin anlamlı bir şekilde daha fazla olduğu bulunmuştur (59, 96).

### **2.3.4. Kullanılan Teknik ile İlgili Faktörler**

Alet kırılmasıyla ilgili kullanım sayısı konusunda literatürde bir netlik yoktur. Alet kırılması karmaşık çok faktörlü bir klinik sorundur. Bu nedenle bir eğenin kaç kanalda kullanılabileceği kesin olarak söylenemez (97). Ancak güvenlik için tek kullanım önerilmiştir (98). Eğelerin tekrarlayan kullanımları döngüsel yorgunluk dirençlerini azaltır ve kırılmalarına neden olabilir (99). Kanal aletlerinin sterilizasyonunun ise alet kırılması üzerindeki etkisi tartışmalıdır. Otoklav sterilizasyonundan sonra aletlerin torsiyonel dirençlerinde azalma olduğu bildirilmiştir (100). Kuru ısı ve otoklav sterilizasyonunun bazı NiTi döner eğelerinin torsiyonel ve döngüsel yorgunluğuna etkisi bulunmazken, bazı NiTi döner eğe çeşitleri için etkisi bulunur (99, 101, 102). Çoklu sterilizasyon döngüleri NiTi kanal aletlerinin üzerinde yüzey değişikliklerine neden olabilecek korozyonlara neden olabilir (103). Aletin yüzeylerini kaplayan titanyum oksit tabakası yüzey pürüzlülüğünü artırır (104).

Döner aletin sürtünmeyi aşması ve dönmeye devam edebilmesi için alete uygulanan dönme kuvvetine tork denir. Torsiyonel kırılma ya da torsiyonel direnç olarak adlandırılan torsiyonel yükleme, maksimum tork olarak adlandırılır. Alet kırığı meydana geldiğinde alet deformasyonuna aşırı torsiyonel yük neden olur (72). Kanal aletine uygulanabilecek maksimum tork, aleti plastik deformasyona uğratmayacak seviyede olmalıdır (27). Kök kanalının mekanik şekillendirilmesi sırasında eğenin üzerinde oluşan kuvvetler uygulanan apikal basınca, kanal genişliğine, eğenin kesit

dizaynına ve çapına, dentine temas yüzeyine ve üretim işlemlerine bağlı değişmektedir (105). Alet kırılmalarının önüne geçilmesi için tork kontrollü endodontik motorlar kullanılmalıdır. Bu motorlar döner eğe üzerine gelen tork değerleri aşıldığı zaman eğenin çalışmasını durdurur ve sonrasında eğeyi ters yönde çalıştırır. Bu çalışma özelliğine oto-reverse denir (106).

NiTi döner eğeler üretici firmaların önerdiği dönme hızında kullanılmalıdır. Genellikle dakikada 250-600 dönüş sayısı (rpm) önerilmektedir (31). Eğelerin dönme hızının alet kırılması üzerindeki etkisi tartışmalıdır. Yapılan bazı çalışmalar, dönme hızının alet kırığı üzerinde etkisinin olmadığını bildirmişlerdir (107, 108, 109). Öte yandan, eğimli kanallarda eğenin üzerinde sıkışma ve gerilme kuvvetleri olduğu için dönme hızının döngüsel yorgunluk ve kırılma üzerinde etkili olduğu bildirilmiştir (69, 110). Yüksek dönme hızının eğe üzerindeki sıcaklığa etki ederek yüzey gerilimini arttırması nedeniyle daha fazla alet kırığı gözlenebileceği bildirilmiştir (111).

NiTi döner eğelerinin kullanılmasından önce, el eğeleri ile kanalın çalışma uzunluğunda manuel olarak şekillendirilme yapılması, bir rehber yol (glide path) oluşturulması ve crown-down tekniği kullanılarak ilk olarak koronal genişletme yapılması önerilmiştir. Bu yöntemler kanal aletlerinin kanal içerisinde sıkışmasını engelleyerek alet üzerindeki torsiyonel yükleri azaltır (31, 83). Eğelerin gagalama (pecking) hareketi ile kullanılması eğe üzerinde oluşan stresi çalışma uzunluğu boyunca dağıtarak eğenin kırılma olasılığını azaltmaktadır (106, 112).

Resiprokasyon hareketi yapan döner eğe sistemlerinin rotasyon hareketi yapan eğe sistemlerine göre daha düşük bir alet kırığı insidansına sahip olduğu bulunmuştur (113, 114) Rotasyon hareketi ile karşılaştırıldığında, resiprokal hareketin döngüsel yorgunluğa ve fleksural yorgunluğa bağlı kırıklara karşı daha güvenli olduğu gösterilmiştir (114, 115). Bu açıdan, resiprokasyon hareketi ile çalışan döner aletlerin kullanım ömrünün daha uzun olduğu söylenebilir (116).

## 2.4. Kök Kanallarında Aletlerin Kırılmaması İçin Alınabilecek Önlemler

Kök kanal şekillendirilmesi sırasında alet kırığı oluşumunun önlenmesi için uygulanabilecek öneriler aşağıda sıralanmaktadır (31, 117):

- Giriş kavitesi yeterli açılmalı, kanallara düz ve engelsiz bir giriş sağlanmalıdır. Döner eğe kullanımından önce kanallarda el eğeleri ile çalışma uzunluğunda rehber yol sağlanmalıdır.
- Döner eğe sistemlerini kullanmadan önce operatör çekilmiş dişlerde veya akrilik bloklarda pratik yapmalıdır.
- Üreticinin kullanım talimatlarına uyulmalı, döner eğeler önerilen uygun tork ve hız ayarlarında kullanılmalı ve eğelerin sırası atlanmadan kullanılmalıdır.
- Apikal yönde fazla basınç uygulanmamalı ve aletler kanalda zorlanmamalıdır.
- Her eğe kullanımı arasında bol irrigasyon yapılmalıdır.
- Kanallarda alet sıkışmasının ve vidalanma etkisinin azaltılması için crown-down şekillendirme tekniği kullanılmalıdır.
- Torsiyonel yorgunluğu azaltmak için oto-reverse özellikli endodontik motorlar tercih edilmelidir.
- Alet kullanılmadan önce incelenmelidir ve deformasyona uğramış eğelerin kullanımından kaçınılmalıdır.

## 2.5. Kanalda Kırık Elet Varlığında Önerilen Tedavi Yaklaşımları

Kök kanalında endodontik aletlerin kırılması, kanal tedavisinin sonucunu olumsuz yönde etkileyebilir (14). Kanal tedavisinin prognozu, kırık aletin kanaldaki lokalizasyonu, kök kanal şekillendirmesinin hangi aşamasında kırıldığı ve kök kanal sistemindeki mikrobiyal yükün miktarı gibi birçok faktörden etkilenebilir (33). Kırık alet parçalarının kanal içerisinde neden olduğu tıkanıklık, enfekte dokuların ve mikroorganizmaların kanal sisteminden tamamen uzaklaştırılmasına engel olabilir (15). Kök kanalından kırık alet uzaklaştırılması kırık alet çıkarma yöntemleri hakkında

eğitim, deneyim ve bilgi gerektiren karmaşık bir süreçtir. Kırık aletin kök kanalındaki yeri, kök kanal anatomisi, kırık parçanın uzunluğu, boyutu ve türü, periapikal ve periodontal dokuların mevcut durumu ve hastanın istekleri kök kanaldan kırık alet uzaklaştırılması sırasında dikkate alınması gereken faktörlerdendir (31, 79). Bu tür kırık aletlerin yönetimi, konservatif (cerrahi olmayan) veya cerrahi yaklaşımlarla gerçekteştirilebilir (16). Cerrahi olmayan yaklaşımlar kırık aletin kanaldan uzaklaştırılmasını, kırık aletin yanından geçilmesini veya kök kanalının kırık alete kadar şekillendirilip doldurulmasını kapsar (16). Cerrahi yaklaşımlar ise kırık aletin apikal rezeksiyon yöntemi ile uzaklaştırılmasını veya dişin çekimini içerir (18). İdeal yönetim, kök kanal sisteminin temizlenme ve şekillendirilmesinin etkin bir şekilde tamamlanabilmesi ve takibinde dişin prognozunun iyileştirilebilmesi için, kırık aletin kanaldan uzaklaştırılması ve sonrasında kök kanalının şekillendirilip doldurulmasıdır (16, 17).

## **2.6. Kanaldan Kırık Alet Uzaklaştırılmasını Etkileyen Faktörler**

Kanaldan kırık aletlerin güvenli bir şekilde uzaklaştırılması için küçük çaptaki ultrasonik uçlarının büyütme altında kullanımı önerilmektedir. Kırık aletin grnrlğu ve erişilebilirliği kırık aletin kanaldan uzaklaştırılabilmesi için önemli faktörlerden biridir. Kırılan aletin kanaldaki lokalizasyonu, grnrlğu, boyutu, uzunluğu, türü, kök kanal eğimi, eğimin yarıçapı, dişin tipi, operatörün mesleki deneyimi ve yorgunluğu kanaldan kırık alet uzaklaştırılmasını etkileyen faktörlerdendir (79).

### **2.6.1. Dişin Tipi**

Dişin tipi görünürlük ve kırık alete erişilebilirlik de dahil olmak üzere anatomik faktörlere bağlı olarak kırık alet uzaklaştırılma başarısını etkiler (118). Kök kanallarının içerisinde görülebilen kırık aletler için uzaklaştırma başarısı, görülemeyen aletlere göre iki kat daha fazladır (119). Molar dişler, anterior dişlere göre daha karmaşık kök kanal anatomisine sahiptir ve kökleri kırık alet uzaklaştırma girişimleri sırasında komplikasyonlara neden olabilecek eğime ve i bkeyliklere sahip olabilir. Bu nedenle

hem erişilebilirlik hem de anatomik açıdan molar dişlerden kırık alet uzaklaştırılması, anterior dişlerden daha zor kabul edilir. Ayrıca, kırık aleti koronale yönlendiren yerçekimi kuvvetinden faydalanılmadığı için, mandibular dişlerden kırık aletlerin uzaklaştırılması maksiller dişlere göre daha zor olabilir (79).

### **2.6.2. Alet Kırıklarının Türleri**

Aletler yukarıda bahsedildiği üzere döngüsel ve torsiyonel yorgunluğa bağlı olmak üzere iki mekanizma ile kırılır. Kırık aleti uzaklaştırmak için ultrasonik uçlar kullanılırken oluşabilen ikincil kırıkların nedeninin, ultrasonik titreşimin neden olduğu döngüsel yorgunluk olduğu düşünülmektedir (79). Martensit fazdaki NiTi aletleri, geleneksel veya östenit fazdaki NiTi aletlerine göre daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci göstermiştir (51). Östenit fazdaki kırık NiTi aletleri, eğimin dış duvarında düzleşme eğilimindedir, bu da kırık alet uzunluğunun yaklaşık üçte birini açığa çıkarmak için kanalın iç tarafında gereken hazırlığın yapılmasında ve kırık aleti gevşetmede daha uzun bir süre gerektirebilir. Aynı boyda kırılan östenit fazdaki NiTi aletleri ile karşılaştırıldığında, kırık martensit fazdaki NiTi eğeleri daha az düzleşme eğilimi gösterir, bu nedenle daha az kırık alet hazırlık ve uzaklaştırma süresi gerektirebilir (120). Dolayısıyla östenit fazlı NiTi eğelerinde, martensit fazdaki NiTi eğelere göre ultrasonik titreşimlerinin neden olduğu ikincil kırılmalar daha sık görülebilir (79).

### **2.6.3. Kırık Aletin Uzunluğu**

Kök kanallarında kırılan aletlerin çoğu NiTi döner aletleridir ve kırılan parçanın uzunluğu genelde ortalama 3 mm olarak bildirilmektedir (14, 30). Büyük çap ve konikliğe sahip eğelerin ortalama kırık alet uzunluğu, daha küçük olanlara göre daha fazla bulunmuştur (30). Kırık alet uzunluğunun (>3,1 mm) ve kanal eğim çapının (>30°) artmasıyla eğenin kanal duvarlarına temas yüzeyi artar ve bu durum da kırık aleti uzaklaştırmak için daha fazla hazırlık süresi gerektirebilir (121). Bir çalışmada, 4,6-5,7 mm uzunluğundaki bir kırık aleti uzaklaştırmak için gereken süre, uzunluğu 4,5 mm olan kırık aletlere kıyasla en az iki kat fazla bulunmuştur (121). Aynı çalışmada,



yalnızca ultrasonik uç kullanarak 5,7 mm'den büyük kırık aletlerin uzaklaştırılmasının zor olabileceği belirtilmiştir (121). Buna karşılık, 4,6 mm'den küçük kırık aletlerin çoğunun yalnızca 10 saniye içinde ultrasonik uçlar kullanılarak kanaldan uzaklaştırılabileceği gösterilmiştir (121). Aynı çalışmada kanal eğimi 30°'den küçük kanallarda, 3,1 mm'den daha kısa kırılan aletler çoğunlukla 1 dakika içinde gevşetilmiş ve birkaç saniye içinde ultrasonik uçlar kullanılarak kanaldan uzaklaştırılmıştır (121). Kırık aletin uzunluğundaki her 1 mm'lik artış için, hazırlık süresinin ortalama 79,9 saniye artmasının beklenildiği bildirilmiştir (121). Kırık alet uzunluğu, kanal eğimi ile ilişkili olabilir (121, 122). Bu nedenle, kırık aletin uzunluğu ve kanal eğimi miktarı, kanaldan kırık alet uzaklaştırma süresi açısından pozitif korelasyon gösterir (79, 121).

#### **2.6.4. Kırık Aletin Çapı**

Daha büyük çapa sahip eğerler, daha küçük çaptaki eğerlere göre daha fazla kırılma insidansına sahiptir (30). Kırık alet çapının fazla olması aleti gevşetmek için daha fazla dentin uzaklaştırılmasını gerektirir. Kırık aletleri gevşetmek için gereken hazırlık süresinin, kırık aletin çapı ile pozitif korelasyon gösterdiği bildirilmiştir (121).

#### **2.6.5. Kırık Aletin Kanaldaki Lokalizasyonu**

NiTi döner eğerlerinin çoğu kök kanallarının apikal üçte birinde kırılmaya eğilimlidir (29, 30). Kanal eğiminin koronalinde kırılan aletin uzaklaştırılma başarısı, kanal eğiminde ve kanal eğiminin apikalinde kırılanlara göre daha yüksektir (19, 29, 123) Kırık alet kanal içerisinde koronal bölgeye ne kadar yakınsa, aletin kanaldan uzaklaştırılma başarısı da o kadar yüksektir (18, 124).

#### **2.6.6. Kök Kanalının Eğimi**

NiTi döner eğerleri, kanal eğimi 25°'den büyük olan kanallarda daha küçük eğimli kanallara göre daha fazla kırılma eğilimi göstermektedir (30, 125). Önceki çalışmalarda kanal eğimi 20°'den büyük olduğunda, kırık alet uzaklaştırılmasının başarısı %83'den %43'e düşmüştür (118, 126). Kanal eğimi 30°'den büyük olan kanallarda alet kırığı olduğunda hem giriş platformu hazırlama süresi hem de aletin

kanaldan uzaklaştırılma süresi daha uzun olabilir. Ancak kanal eğimine bakılmaksızın, kırık aletin uzunluğu 3,1 mm'den küçük olduğunda ultrasonik uçlar kullanılarak aletin kolayca kanaldan uzaklaştırılabileceği bildirilmiştir (121). Kanaldan alet uzaklaştırma başarısı kanal eğimi miktarı ile negatif, eğimin yarıçapı ile pozitif korelasyon göstermektedir (122, 127).

### **2.6.7. Operatör Yorgunluğu ve Deneyimi**

Kırık aleti kanaldan uzaklaştırma süresinin 45-60 dakikayı geçmemesi gerektiği bildirilmiştir (18). Artan süreler, operatör yorgunluğunun da artmasıyla, dişin vertikal kök kırıklarına yatkın hale gelmesine, kanal perforasyonuna ve dentinin aşırı madde kaybına neden olabilir (79). Kırık alet uzaklaştırma süresinde ve dentinde fazla madde kaybı oluşturulmasında, operatör deneyiminin etkili olduğu bildirilmiştir (128). Bu durum da deneyimli operatörlerin dentinde fazla madde kaybı yaratmadan veya iatrojenik hatalara neden olmadan kırık aletleri daha yüksek oranda uzaklaştırabileceklerini göstermektedir (79).

### **2.7. Kırık Alet Çıkarma Teknikleri**

Kanaldan kırık alet uzaklaştırılmasında kullanılan cihazlara, tekniklere, yöntemlere ve protokollere göre literatürde %32 ile %100 arasında değişen farklı başarı oranları bildirilmiştir (16, 79). Operatör kırık aleti kanaldan uzaklaştırmayı denemeden önce, gerekli malzemelerin ve cihazların kullanımına hakim olmalıdır (16). Kanaldan kırık aletlerin uzaklaştırılması için son yıllarda birçok cihaz, teknik ve yöntem tanımlanmıştır (24). Kırık alet çıkarma protokolleri mekanik, kimyasal ve cerrahi yöntemler olmak üzere üç başlık altında toplanabilir. Cerrahi yöntemlere başvurarak apikal rezeksiyon yapma işlemine, kırık alet özellikle kanalın apikal üçte birlik kısmında olduğunda ihtiyaç duyulabilir. Cerrahi yöntemler, invaziv işlem gerektirdiğinden ve kök yapısında aşırı miktarda madde kaybı oluşturabileceğinden genellikle en son başvuru olan tedavi seçeneğidir. Kırık aletin apikal foramenden taşkın olduğu durumlarda cerrahi yöntemler ilk olarak uygulanması gereken yöntemdir (79). İyot triklorür, nitrik asit, hidroklorik asit, sülfürik asit, iyot kristalleri ve demir klorür

gibi çözücüler kırık aleti aşındırmak için kullanılan kimyasal çözeltilerdir (129). Kırık aletin elektrokimyasal bir işlemle çözünmesi için ise elektrolize sodyum florür ve sodyum klorür çözeltileri kullanılabilir (79, 129). Ancak kırık aleti tamamen çözmek veya aşındırmak oldukça uzun bir zaman gerektirir. Bu nedenle, kimyasal yöntemlerin, kırık alet uzaklaştırmada verimsiz olabilecekleri düşünülmektedir (79, 129, 130). Ayrıca, kimyasal çözücüler çevredeki yumuşak ve sert dokulara zarar verebilir (79). Kırık aleti mekanik olarak kanaldan uzaklaştırmak iki aşamadan oluşmaktadır. İlk aşama kırık alete ulaşmak için kök kanalını hazırlama sürecini içerir. İkinci aşama ise kırık alet çevresinde özel ekipmanlar kullanarak, aleti kanaldan uzaklaştırma girişimlerinde bulunmayı kapsar (79).

Kanaldan kırık aleti uzaklaştırmak için kullanılan yöntemler şu şekilde sıralanabilir (16, 24):

- *Tüp ve yapıştırıcı yöntemi*: Bu yöntemde uygun boyutta bir mikrotüp ve kimyasal sertleşen bir kompozit kullanılır. İçi kompozit ile doldurulmuş olan mikrotüp, koronal kısmı açığa çıkarılan kırık alete doğru ilerletilir ve kompozit polimerize olduktan sonra tüp ile beraber kırık alet kanaldan uzaklaştırılır (24).
- *Kement (Lasso&Anchor) tekniği*: Uygun boyutta seçilen mikrotübün içerisinden bir tel geçirilerek ilmek oluşturulur. Bu ilmek koronal kısmı açığa çıkarılmış bir eğenin etrafına sarılır ve kırık alet kanaldan uzaklaştırılır (24, 131).
- *Çeşitli kitlerin kullanımı*: Genellikle bu kitlerin içerisinde yer alan içi boş kalın bir tüpün, kırık aleti kavrayacak şekilde kanala yerleştirilmesi gerekmektedir. Bunun için gerekli olan dentin uzaklaştırma aşaması, kök yapısının aşırı zayıflamasına ve dişin ileri dönemde kırılmaya yatkın hale gelmesine neden olabilir (79). Bu tür kitlerin kullanımı ile oluşabilecek diğer dezavantajlar ise kanal içerisinde basamak oluşması, kanalın perforasyonu ve kırık alet parçasının kök kanalının ucundan periapikal sahaya itilmesi

olarak sıralanabilir (14, 18). Tüm bu dezavantajlardan dolayı, bu tür kitlerin kullanımı, özellikle anterior dişlerde kırık alet kanalın koronal üçte birlik kısmında konumlandığında daha güvenli sayılabilir (79). Örnek olarak Endo Resque kiti (Komet, ABD), Masseran kiti (Micro-Mega, Besançon, Fransa), Endo Extractor System (Roydent; Rochester Hills, Michigan, ABD), Meisinger Meitrac Instrument System (Hager & Meisinger GmbH; Neuss, Almanya), Canal Finder System (FaSociete Endo Technique, Marsilya, Fransa), EndoPuls System (Endo Technic, San Diego, CA), File Removal System (Dentsply Maillefer; Ballaigues, İsviçre), Separated Instrument Removal System (Vista Dental Products, Wisconsin, ABD) gösterilebilir.

- *Ultrasonik cihaz ve uçların kullanımı:* Ultrasonik cihaz ve uçların kullanımı ile kırık aletin kanaldan uzaklaştırılması, kit kullanımına göre daha az dentin uzaklaştırılmasını sağlar. Bu nedenle daha güvenli olduğu ve kırık aletin kanaldan uzaklaştırılmasında posterior dişlerde bile başarılı olduğu bildirilmiştir (118, 121, 128). Büyütme altında görülebilen kırık aletlerin ultrasonik uçların tek başına kullanılmasıyla kanaldan uzaklaştırılabileceği bildirilmiştir (121). Kırık aletin uzaklaştırılmasında ultrasonik tekniğe dair daha detaylı bilgiler aşağıda anlatılmaktadır.

### **2.7.1. Ultrasonik Teknik**

Ultrasonik teknik kullanımı, özellikle büyütme altında gerçekleştirildiğinde kırık aleti kanaldan uzaklaştırma prosedürlerini geliştirir (119). Ultrasonik teknikte amaç, spesifik ultrasonik uçlara sahip piezoelektrik cihazların kullanımı ile kırık aletin çevresindeki dentini hassas bir şekilde uzaklaştırarak, kırık aletin koronal üçte birlik kısmını açığa çıkarmaktır (21). Böylece minimum dentin dokusu kaybıyla işlem gerçekleştirilebilir (132). Ultrasonik uçlar, ağzın tüm bölgelerine rahat erişim için anguldurva tasarımına sahip başlıklarda kullanılabilir, kırık alet ile dentin duvarı arasında bir görüş oluşturmak için paralel kenarlı duvarlara ve dentini hassas bir şekilde zımparalamak için zirkonyum nitrür gibi agresif olmayan kaplamalara sahip olmalıdır (24). Ultrasonik uçlar ile çalışırken, kırık aleti kanaldan uzaklaştırmak için

yapılan platform hazırlığı ve aleti uzaklaştırma girişimleri, kırık aletin görünürlüğüne artırmak ve hataları en aza indirmek için her zaman kuru bir ortamda ve mümkün olan en düşük güç ayarında yapılmalıdır (18, 21). Ultrasonik uçlar ile çalışırken ortamın sıcaklık artışını önlemek için sık sık ara verilmeli, irrigasyon yapılmalı ve ultrasonik uçlar gagalama hareketi ile kullanılmalıdır (21, 133). Ayrıca, kullanılan ultrasonik uçlar ile sürekli temasta olan kırık aletin ikincil kırılmaya karşı hassas olabileceği unutulmamalıdır (21, 133).

Önceki çalışmalarda, ultrasonik cihaz kullanılarak kırık aletin kanaldan uzaklaştırılma başarısının %68-%100 arasında değiştiği bildirilmiştir (18, 19, 20, 21, 118, 121, 134). Bu başarı oranları, kırık aletin uzaklaştırılması için gereken süre arttıkça azalmaktadır (20).

Modern kırık alet çıkarma teknikleri, Gates Glidden frezleri ya da ultrasonik uçlar ile kanala düz bir erişim sağlanmasını, ultrasonik ucun kırık aletin yanına yerleştirilebilmesi için bir giriş platformu oluşturulmasını ve kırık aletin uygun boyuttaki ultrasonik uçlar ile titreşim uygulanarak uzaklaştırılmasını kapsar (17, 135). Uzun eksenlerine dik olarak ucu kesilerek modifiye edilen Gates Glidden frezler veya uygun ultrasonik uçlar giriş platformunun hazırlanmasında kullanılabilir (22). Ancak Gates Glidden frezler kök kanalında perforasyonlara ve dentinin aşırı uzaklaştırılmasına neden olabilir (34). Bu durum da dişin ileri dönemde kırılma olasılığını arttırabilir (34).

Giriş platformları kırık aletin koronalinde ve çevresinde tam tur veya yarım tur dentin uzaklaştırılması ile hazırlanabilir (24). Tam tur platformlar geleneksel olarak kırık aletin koronalindeki ve çevresindeki dentinin 360° olacak şekilde uzaklaştırılması ile oluşturulur. Bu şekilde kırık aletin koronal kısmı tamamen açığa çıkartılır (24). Yarım tur platform (parsiyel platform) ise kırık aletin koronalinde ve çevresinde, kök kanal eğiminin iç duvarında 180°lik alanı kapsayacak şekilde hazırlanan platformlardır (23, 24). Bu amaç için kullanılan ultrasonik uçlar, operatörün işlem alanını rahat görmesine izin verecek, dentinin aşırı uzaklaşmasını ve kırık aletin apikale itilmesini engelleyecek incelikte olmalıdır (74). Oluşabilecek ikincil kırıkların

önüne geçebilmek amacıyla, kullanılan ultrasonik uç kanal duvarının kırık alet ile temasta olduğu bölgede her zaman kanalın iç eğiminde kullanılmalıdır (134). Ultrasonik uç kanal eğiminin dışındaki boşluğa yerleştirilip kırık alete ultrasonik enerji uygulanırsa, oluşan kuvvetler kırık aletin apikale itilmesine neden olacaktır ancak eğimin iç kısmından alete uygulanan ultrasonik titreşimler kırık aleti koronale doğru yönlendirecektir (74). Kırık aletin dış duvarla temas etmediği durumlarda bu yöntemin kullanılmasının hatalı olduğu bildirilmiştir (133). Oluşturulan parsiyel platformun, tam tur platforma göre kırık aletin etrafından fazla dentin uzaklaştırılmasını önleyeceği ve kalan kök dentin yapısını koruyabileceği bildirilmiştir (23).

Oluşturulan platforma yerleştirilen ultrasonik uçlar ile kırık aletin etrafından apikal yöne doğru yapılan dentin uzaklaştırma işlemi sırasında, ultrasonik uçtan kırık alete iletilen titreşimler ile kırık alet kanalda gevşemeye başlar ve böylece kırık alet kanaldan uzaklaştırılabilir (16). Bir çalışmada, kanal eğiminin 30°'den küçük ve kırık aletin boyunun 3 mm'den kısa veya 3,1 mm ile 4,4 mm arasında olduğu durumlarda, yalnızca ultrasonik uç kullanılarak kırık aletin kanaldan uzaklaştırılabileceği bildirilmiştir (121). Ancak bazı durumlarda kırık alet, kök kanalında gevşemesine rağmen kanaldan uzaklaştırılmaz. Bu durumda en iyi seçeneğin ultrasonik tekniğe ek olarak başka alet çıkarma tekniklerinin kullanılması olduğu bildirilmiştir (17, 24).

### **2.7.2. Broken Tool Remover (BTR) Pen**

Kement (Lasso&Anchor) tekniğinde, uygun boyutta bir mikrotüp veya enjektör ucu seçilir ve içerisinden bir tel geçirilerek bir ilmek oluşturulur. Bu ilmek kırık aletin koronal kısmının bir kement gibi sarılarak kırık aletin uzaklaştırılmasında kullanılabilir (24). Kementi kanala yerleştirebilmek için kırık aletin etrafında en az 0,4 mm çapında çevresel bir boşluk oluşturulması gerektiği bildirilmiştir (74). Günümüzde bu yöntemin uygulanmasını daha pratik hale getiren sistemler geliştirilmiştir. Piotr Pawlowski tarafından tasarlanan Broken Tool Remover (BTR) Pen (Cerkamed Medical Company, Stalowa Wola, Polonya) kement tekniğine benzer yaklaşımla, kök kanalından kırık aletin uzaklaştırılmasını sağlayan bir sistemdir. BTR Pen, ultra ince ve

çok esnek NiTi çalışma uçları ile kırık alete ulaşmayı kolaylaştırır ve kırık aletin güvenli bir şekilde uzaklaştırılmasına olanak tanır. Şekil hafızasına sahip ince ve esnek çalışma uçları, dar ve eğimli kök kanallarına kolaylıkla yerleşebilmektedir. Gövdesi paslanmaz çelikten üretilen bu aletin 0,3 mm, 0,4 mm ve 0,5 mm olmak üzere 3 farklı çap boyutunda NiTi uçları mevcuttur. Uç kısımları ve gövde kısmı tekrar kullanım için steril edilebilmektedir. Her türlü kök kanal anatomisine uygun olan bu sistem, tek el ile kullanılabilir. BTR Pen'in kullanımının kolay ve hızlı olduğu bildirilmiştir (136).

### **2.8. Kırık Alet Uzaklaştırırken Meydana Gelebilecek Komplikasyonlar**

Kırık aletin kanaldan uzaklaştırılması sırasında birçok komplikasyon meydana gelebilir (18, 21, 137). Bunların başında kök kanalı içerisinde basamak oluşumu gelir ve bu komplikasyon kök kanal sisteminin kök ucuna kadar şekillendirilmesini ve doldurulmasını engeller (21). Bunun yanında, basamak oluşumu vertikal kök kırığına zemin hazırlayabilecek potansiyel stres birikim alanları da oluşturabilirler (18). Basamaklar geçilmeye çalışılırken dentin kalınlığı azalabilir ve kök perforasyon riski artabilir (16). Bir başka komplikasyon ise, ultrasonik uçlar ile çalışırken kanal içerisindeki kırık aletin ikincil kırılmaya uğrayabilmesidir (133). İkincil kırılmaların engellenebilmesi için cihaz mümkün olan en düşük ayarda çalıştırılmalı ve kanala direkt ve sürekli bir görüş sağlanmalıdır. Cihazın düşük güç ayarında çalıştırılması üretilen ısıyı azaltır, böylece kırık aletin ikincil kırılma ve ayrıca ultrasonik ucun kırılma olasılığını azaltır (138). Özellikle büyük çaplı ultrasonik uçların uzun süreli ara vermeden ve soğutma yapılmadan kullanımı dişin kök yüzeyindeki ısısının artmasına ve böylece periodontal dokuların ciddi yaralanmalarına, hatta dişin kaybına neden olabilir (139). Ayrıca ultrasonik uç ile dentin arasında oluşan sürtünmeden dolayı da kök yüzeyinde ısı artışı meydana gelebilir (140). Cihazın düşük güç ayarında kullanılması, kök yüzeyinde üretilen ısıyı azaltır ve ısının periodontal dokular üzerindeki zararlı etkisini en aza indirir (141). Oluşabilecek ısı artışını azaltmak için düşük güç ayarında ve küçük çaplı ultrasonik uçların kullanımının yanında, kırık aletin uzaklaştırılması sırasında ultrasonik uç kullanımına sık sık ara vererek, bol irrigasyon yapılması önerilmektedir (139). Kırık aletin görünürlüğünü arttırmak için kanala düz

bir erişim hazırlamak, diğer bir deyişle giriş platformu oluşturmak, kırık aletin uzaklaştırılma aşamasında önemli bir adımdır. Giriş platformu hazırlanması sırasında kök kanalından aşırı miktarda dentin uzaklaştırılması kök yapısının zayıflamasına ve kanal duvarının perforasyonuna neden olabilir (16, 34). Kök kanalından kırık alet uzaklaştırılması sırasında da yapılan işlemler, kökteki kalan dentin miktarının ve kök direncinin azalmasına neden olabilir (18). Kırık aletin kanalın apikalinde konumlanması, kırık alete ulaşmak için daha fazla dentin uzaklaştırılmasını gerektirir. Uzaklaştırılan dentin miktarı ne kadar fazla olursa, diş kökünün kırılmaya direnci de o kadar azalır (34).

### **2.9. Vertikal Kök Kırığı**

Vertikal kök kırığı sement, dentin ve kök kanal sistemini içerebilen kökün uzunlamasına kırığıdır (142). Kökün herhangi bir noktasından başlayabilir ve genellikle bukkolingual olarak uzanır (142). En çok etkilenen dişler maksiller premolarlar ve mandibular molarların mezial kökleridir (143). Vertikal kök kırığı, kök kanal tedavisi görmüş dişlerde daha sık gözlenir (144, 145). Dişin yapısal bütünlüğünün durumu, önceden var olan çatlak ve kırıklar, dentinin biyomekanik özelliği, kök kanal anatomisi, dişin konumu, parafonksiyonel alışkanlıklar, kanal tedavisi sırasında dentinin aşırı uzaklaştırılması, dişin kanal içi dezenfektanlara ve medikamentlere uzun süre maruz kalması gibi etkenler vertikal kök kırığı oluşumunda risk faktörü olarak kabul edilir (142). Vertikal kök kırığı dinamik bir döngüsel yorgunluk sürecinin bir sonucu olarak meydana gelir ve bu sebeple ortaya çıkması uzun zaman alabilir (146).

Kök kanal tedavisi görmüş dişlerin kırılmaya karşı dirençleri, kalan dentin miktarı ve kalitesiyle bağlantılıdır (147). Kök kanalından kırık aletin uzaklaştırılması, kökte kalan dentin miktarının ve kök direncinin azalmasına neden olur. Bu durum da vertikal kök kırığı riskini artırır (18, 148). Kök dentininde meydana gelen mikro-çatlakların zamanla ilerleyerek yayılmasıyla çatlağın vertikal kök kırığına yol açabileceği bildirilmiştir (149, 150). Kalan dentin yapısında gerinim ve çekme stresinde lokalize artışa neden olan tekrarlayan çiğneme kuvvetleri ya da parafonksiyonel kuvvetler ve dentinin yaşlanması gibi biyomekanik faktörler bir



mikro-çatlağın ilerlemesine ve vertikal kök kırığı oluşumuna neden olabilir (149, 151). Vertikal kök kırığı oluşumu genellikle dişin çekilmesine neden olur. Bu nedenle kanal tedavisi görmüş bir dişin kırılma dayanımının yüksek olması klinik açıdan öneme sahiptir (149, 152). Kırılma dayanımı, uygulanan stres altında kalan diş dokusunun kırılmaya uğramadan enerjiyi emebilme yeteneğidir (146). Ultrasonik cihazların titreşimli hareketleri ve uzaklaştırılan dentin miktarı dentinde mikro-çatlaklara neden olarak vertikal kök kırığına zemin hazırlayabilir ve uzun vadede prognozu olumsuz yönde etkileyebilir (153).

### **2.10. Amaç**

Bu çalışmanın amacı kırık alete ulaşmak için Gates Glidden frezleri veya ultrasonik uçlar kullanarak farklı giriş platformları oluşturulması, sonrasında kırık aletin koronalinde ve çevresinde yarım veya tam tur dentin uzaklaştırılması yapılmasının ardından, ultrasonik uçlar veya BTR Pen kullanılmasının kanaldan kırık aleti uzaklaştırma üzerindeki etkinliğini değerlendirmek ve bu yöntemlerin köklerin kırılma dayanımına olan etkisini incelemektir.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu laboratuvar çalışması GO 21/1360 numarasıyla 04.01.2022 tarihinde, Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Etik Kurulu tarafından uygun bulunmuş (Ek-1) ve Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Birimi tarafından THD-2022-19933 numaralı proje ile desteklenmiştir. Çalışmamızın deney ve analizleri Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge Laboratuvarı ve Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

#### 3.1. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamız için gerekli örneklem büyüklüğü, geçmiş çalışmaların sonuçları baz alınarak, G\*Power 3.1 yazılımı (Heinrich Heine Üniversitesi, Düsseldorf, Almanya) yardımı ile hesaplandı (153, 154). %90 güç ve %5 tip I hataya sahip analize göre, alet çıkarma süreleri için grup başına en az 11 ve kırılma dayanımı analizi için grup başına en az 9 örnek gerekliydi. Buna göre deney gruplarında 15 ve kırılma dayanımı analizi kontrol grubunda 10 örnek olması istatistiksel güç açısından yeterli kabul edildi.

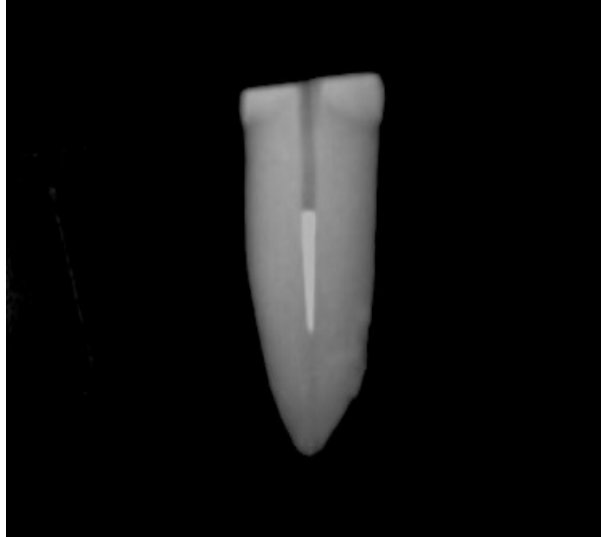
Bu çalışma için yeni çekilmiş 100 adet kök gelişimi tamamlanmış, çürüksüz, kök rezorpsiyonu olmayan, kök kırığı veya çatlak içermeyen, benzer uzunluğa sahip tek köklü ve tek kanallı insan dişleri kullanıldı. Tüm köklerin kanal açıklıkları #15 K-tipi (Dentsply Maillefer; Ballaigues, İsviçre) bir el eğesiyle kontrol edildi. Dişlerin tek kanallı olduğu meziodistal ve bukkolingual yönden alınan periapikal radyograflarla doğrulandı. Dişlerin kronları, kök uzunluğu 15 mm olacak şekilde elmas separe diskler kullanılarak su soğutması altında uzaklaştırıldı. Tüm dişler deney süreci boyunca nemli ortamda bekletildi.

Çalışma boyu, apeksin 1 mm koronalinde olacak şekilde #15 K-tipi eğeler (Dentsply Maillefer) yardımıyla belirlendi. Diş köklerinin koronal üçte birlik kısmı endodontik bir motora (X-Smart Plus, Dentsply-Sirona, ABD) takılan ProTaper Universal eğe sisteminin (Dentsply Maillefer) Sx döner eğesiyle firma talimatları doğrultusunda uygun tork ve hızda kullanılarak mekanik olarak şekillendirildi.

Ardından, kanallar sırasıyla #15 ve #20 K-tipi (Dentsply Maillefer) el eğeleriyle genişletildi. Kanalların mekanik şekillendirilmesi sırasında, her eğe arasında, kanallar 2 ml %5,25 konsantrasyonunda sodyum hipoklorit (NaOCl) ile irrige edildi. Bu aşamada, rastgele olacak şekilde, 10 adet diş kontrol grubu olarak ayrıldı. Kırık alet oluşturmak için, 25.06 numaralı döner eğesi (Endoart, İnci Dental, İstanbul, Türkiye) üzerinde, uç kısmından 4 mm uzaklıkta olacak şekilde, elmas separe disk ile aletin yarı derinliğine kadar çentik oluşturuldu (Şekil 3.1). Deneylerde kullanılmak üzere ayrılan 90 dişin kanalının orta üçlü bölgesinde aleti kırmak için plastik stopper kullanılarak uygun boy belirlendi ve eğe kırılana kadar saat yönünde basınçla döndürüldü. Aletin kanal içerisinde orta üçlü bölgesinde kırıldığını doğrulamak için her bir dişten periapikal radyograf alındı (Şekil 3.2).



**Şekil 3.1.** Elmas separe disk ile yarı derinliğine kadar çentik oluşturulan 25.06 numaralı döner eğesi



**Şekil 3.2.** Döner eğenin dişin orta üçlü bölgesinde kırıldığını gösteren periapikal radyograf

Deneyleerde kullanılmak üzere ayrılan 90 adet diş, rastgele olacak şekilde, kırık alete koronal erişimin Gates Glidden frezlerle (Dentsply Maillefer) veya ultrasonik uçlarla (Satelec, Merignac, Fransa) yapıldığı iki ana gruba ayrıldı. Sonrasında her bir grup kendi içerisinde kırık aletin koronalinde ve çevresinde uzaklaştırılan dentin miktarına gore yarım (parsiyel) platform veya tam platform olmak üzere iki alt gruba ayrıldı. Ardından, tam platform grubundaki kırık aletler ultrasonik uçlar (Satalec) veya BTR Pen (Cerkamed Medical Company) kullanılarak, yarım platform grubundaki kırık aletler ise ultrasonik uçlarla uzaklaştırılmak üzere aşağıdaki 6 deney grubuna ayrıldı (n=15) (şekil 3.3 ve şekil 3.4):

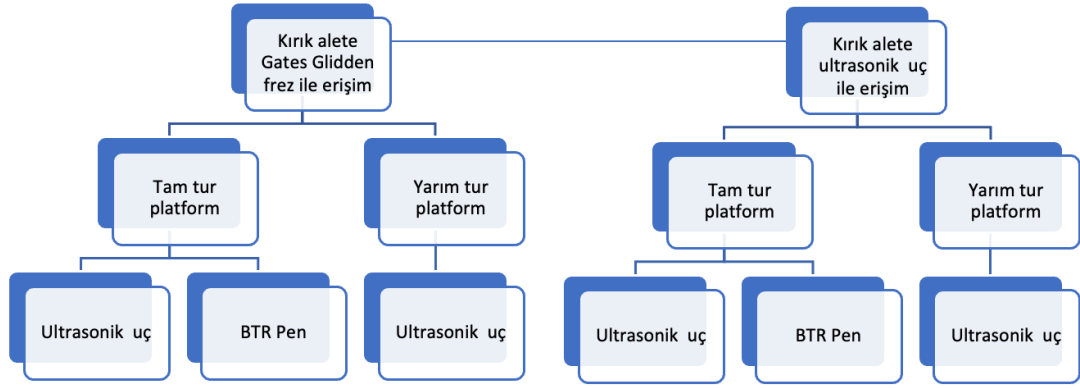
1. *Grup GTU:* Gates Glidden frezler ile kırık alete erişim sağlandıktan sonra, yine Gates Glidden frezler kullanılarak kırık aletin koronalinde tam tur platform oluşturuldu ve ardından ultrasonik uçlar ile aletin üçte birlik kısmı açığa çıkacak şekilde tam tur (360°) dentin uzaklaştırıldı. Son olarak kırık aleti kanaldan uzaklaştırmak için ultrasonik uçlar kullanıldı.
2. *Grup GTB:* Gates Glidden frezler ile kırık alete erişim sağlandıktan sonra, yine Gates Glidden frezler kullanılarak kırık aletin koronalinde tam tur platform oluşturuldu ve ardından ultrasonik uçlar ile aletin üçte birlik kısmı açığa çıkacak şekilde tam tur (360°) dentin uzaklaştırıldı. Son olarak kırık aleti kanaldan uzaklaştırmak için BTR Pen kullanıldı.
3. *Grup GYU:* Gates Glidden frezler ile kırık alete erişim sağlandıktan sonra, ultrasonik uçlar kullanılarak kırık aletin koronalinde yarım tur platform oluşturuldu ve ardından ultrasonik uçlar ile aletin üçte birlik kısmı açığa çıkacak şekilde yarım tur (180°) dentin uzaklaştırıldı. Son olarak kırık aleti kanaldan uzaklaştırmak için ultrasonik uçlar kullanıldı.
4. *Grup UTU:* Ultrasonik uçlar ile kırık alete erişim sağlandıktan sonra, yine ultrasonik uçlar kullanılarak kırık aletin koronalinde tam tur platform oluşturuldu ve ardından ultrasonik uçlar ile aletin üçte birlik kısmı açığa

çıkacak şekilde tam tur (360°) dentin uzaklaştırıldı. Son olarak kırık aleti kanaldan uzaklaştırmak için ultrasonik uçlar kullanıldı.

5. *Grup UTB*: Ultrasonik uçlar ile kırık alete erişim sağlandıktan sonra, yine ultrasonik uçlar kullanılarak kırık aletin koronalinde tam tur platform oluşturuldu ve ardından ultrasonik uçlar ile aletin üçte birlik kısmı açığa çıkacak şekilde tam tur (360°) dentin uzaklaştırıldı. Son olarak kırık aleti kanaldan uzaklaştırmak için BTR Pen kullanıldı.
6. *Grup UYU*: Ultrasonik uçlar ile kırık alete erişim sağlandıktan sonra, yine ultrasonik uçlar kullanılarak kırık aletin koronalinde yarım tur platform oluşturuldu ve ardından ultrasonik uçlar ile aletin üçte birlik kısmı açığa çıkacak şekilde yarım tur (180°) dentin uzaklaştırıldı. Son olarak kırık aleti kanaldan uzaklaştırmak için ultrasonik uçlar kullanıldı.

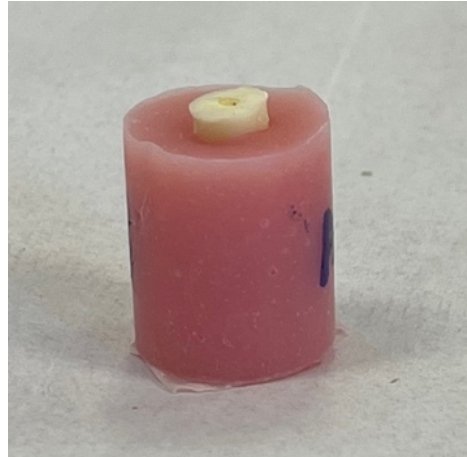


**Şekil 3.3.** Kontrol ve deney gruplarına ayrılan dişler



**Şekil 3.4.** Farklı giriş platformu ve kırık alet uzaklaştırma tekniklerine göre oluşturulan deney grupları (n=15)

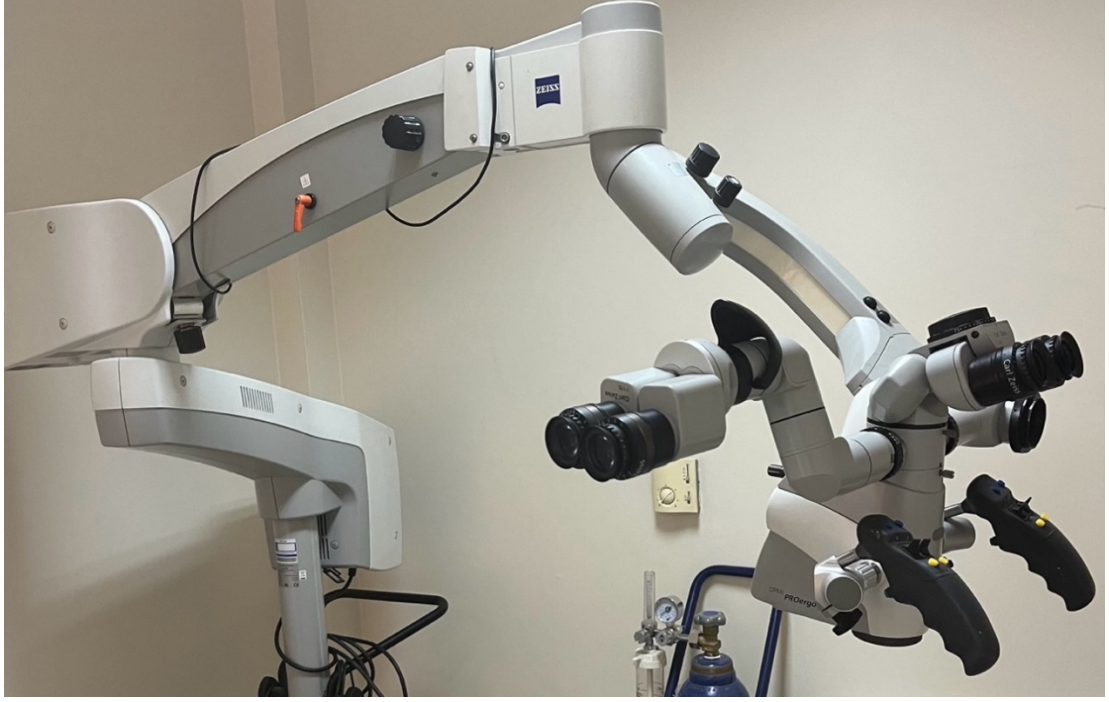
Tüm dişler, koronal yüzeyleri açıkta kalacak şekilde akrilik rezin (Meliodent, Bayer Co.,Almanya) içerisine alındı (Şekil 3.5).



**Şekil 3.5.** Dişin koronal yüzeyi açıkta kalacak şekilde akrilik rezin içerisine alındığını gösteren fotoğraf

### 3.2. Kırık Aleti Kanaldan Uzaklaştırırken Uygulanan Prosedürler

Kırık aleti kanaldan uzaklaştırma prosedürlerinin tamamı 3-6x büyütme altında dental operasyon mikroskobu (ZEISS OPMI PROergo, Zeiss Grubu, Oberkochen, Almanya) kullanılarak gerçekleştirildi (Şekil 3.6).



**Şekil 3.6.** Dental operasyon mikroskobu

### **3.2.1. Kırık Alete Erişim**

Giriş platformunun oluşturulmasına zemin hazırlamak, kırık aletin görünürlüğünü ve erişilebilirliğini arttırmak için Gates Glidden frezler veya ultrasonik uçlar ile kırık alete erişim sağlandı.

#### **Gates Glidden Frezler ile Kırık Alete Erişim**

Kırık alete erişim, crown-down yöntemiyle fırçalama hareketi yapılarak 300 rpm hızda Gates Glidden frezler kullanılarak yapıldı (Şekil 3.7). Sırasıyla Gates Glidden-1 (çap: 0,5 mm), Gates Glidden-2 (çap: 0,7 mm), Gates Glidden-3 (çap:0,9 mm) ve Gates Glidden-4 (çap: 1,1 mm) frezleri ile kırık aletin koroneline kadar genişletme işlemi uygulandı. Kırık aletin üst kısmı görünür hale geldiğinde, işlem tamamlanmış oldu. Bu süreçte, her bir Gates Glidden frez arasında kanallar 2 ml %5,25 NaOCl ile yıkandı. Final irrigasyon ise 2 ml %17 etilendiamin tetraasetik asit (EDTA) ile yapıldı.



**Şekil 3.7.** Kırık alete koronal erişim yapılırken kullanılan Gates Glidden frez

### **Ultrasonik Uç ile Kırık Alete Erişim**

Kırık alete erişim bir piezoelektrik üniteye (Newtron Booster, Satelec, Merignac, Fransa) bağlı (Şekil 3.8), %5 koniklik açısına sahip, 20 mm boyunda ET20 (Satelec) ultrasonik uç ile firmanın talimatlarına uygun güç ayarında yapıldı (Şekil 3.9). ET20 kanalın koronal üçte birlik kısmındaki dentini uzaklaştırmak için kullanıldı. Koronal genişletme aralıklı vertikal hareketlerle kanal ağzı seviyesinden kırık alete doğru yapıldı. Isı artışını önlemek için her bir ultrasonik aktivasyon 15 sn ile sınırlandırıldı ve bu aralıklarda kanallar 2 ml %5,25 NaOCl ile yıkandı. Kırık aletin üst kısmı görünür hale geldiğinde, işlem tamamlanmış oldu. Final irrigasyon 2 ml %17 EDTA ile yapıldı.





Şekil 3.8. Piezoelektrik ünite (Newtron Booster, Satelec, Merignac, Fransa)

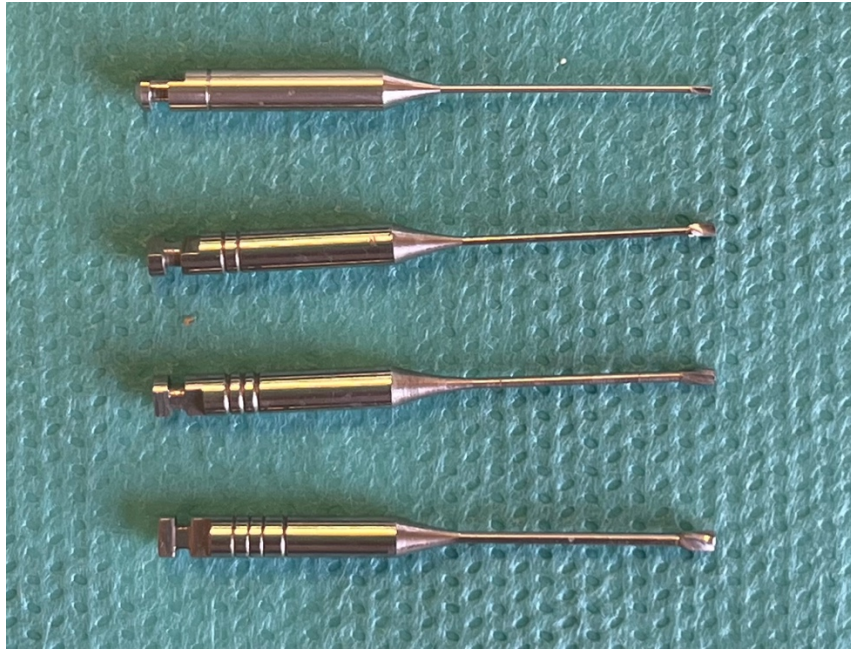


Şekil 3.9. %5 koniklik açısına sahip, 20 mm boyunda ET20 ultrasonik uç (Satelec)

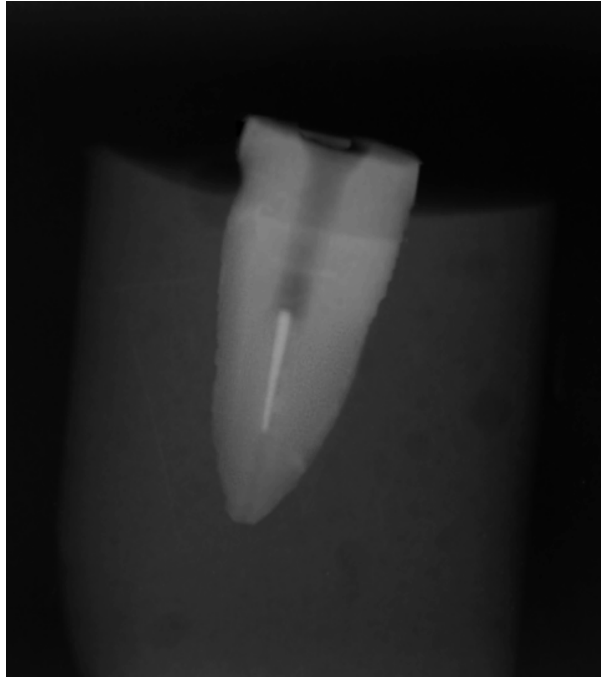
### 3.2.2. Kırık Aletin Koronalinde Giriş Platformu Oluşturma

#### Gates Glidden Frezler ile Kırık Aletin Koronalinde Tam Tur Platform Oluşturma

Kırık alete erişimin Gates Glidden frezler ile yapıldığı gruplarda, kırık aletin koronalinde oluşturulan tam tur platformlar da Gates Glidden frezler ile yapıldı. Gates Glidden frezler maksimum kesit çapında olduğu kısımdan uzun eksenine dik olacak şekilde elmas separe disk ile kesilerek modifiye edildi (Şekil 3.10). Modifiye edilen 2, 3 ve 4 numaralı Gates Glidden frezler sırasıyla, 300 rpm hızında saat yönünün tersine çalıştırılarak, kökün orta üçlü bölgesindeki kırık alete doğru yönlendirildi ve kırık aletin koronalinde kırık aletin çapından biraz daha büyük bir giriş platformu oluşturuldu. Bu prosedürler arasında kanallar 2 ml %5,25 NaOCl ile yıkandı. Final irrigasyon 2 ml %17 etilendiamin tetraasetik asit (EDTA) ile yapıldı. Her bir dişten radyograf alındı (Şekil 3.11).



Şekil 3.10. Uzun eksenine dik kesilerek modifiye edilmiş Gates Glidden frezler



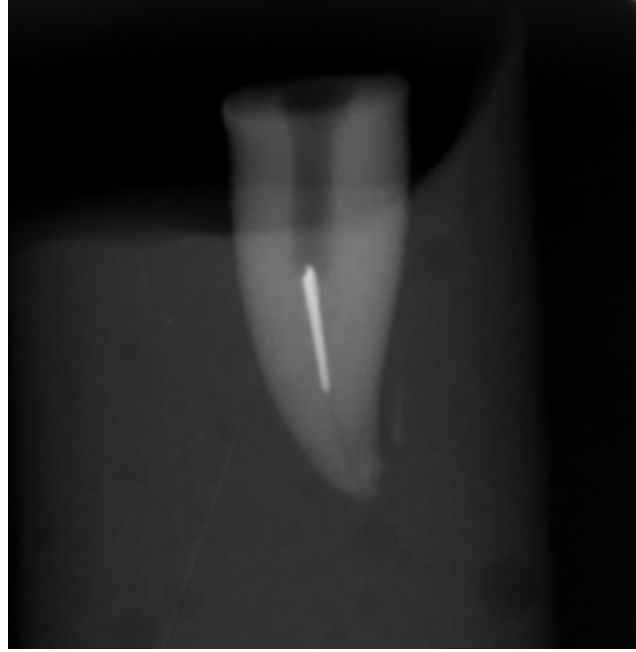
**Şekil 3.11.** Gates Glidden frezler ile kırık aletin koronalinde tam tur platform oluşturulan bir dişin radyografı

#### **Ultrasonik Uçlarla Kırık Aletin Koronalinde Tam Tur Platform Oluşturma**

Ultrasonik uç ile kırık alete erişim sağlanan gruplarda, tam tur platformlar yine ultrasonik uçlar kullanılarak oluşturuldu. Kırık alete koronal erişimin piezoelektrik üniteye (Newtron Booster) bağlı ultrasonik uçlarla yapıldığı gruplarda, %4 koniklik açısına sahip ve 40 mm boyutundaki ET40 ultrasonik uçlarla (Satelec), firmanın ET40 için uygun gördüğü düşük güç ayarında kırık aletin koronalinde 360° dentin kaldırılarak tam platform oluşturuldu (Şekil 3.12). Kırık aletin koronalinde tam platform oluşturulurken ultrasonik uç aralıklı vertikal hareketlerle kullanıldı. Isı artışını önlemek için her bir ultrasonik aktivasyon 15 sn ile sınırlandırıldı ve bu aralıklarda kanallar 2 ml %5,25 NaOCl ile irrigate edildi. Her bir dişten radyograf alındı (Şekil 3.13).



**Şekil 3.12.** %4 koniklik açısına sahip ve 40 mm boyutundaki ET40 ultrasonik uç (Satelec)

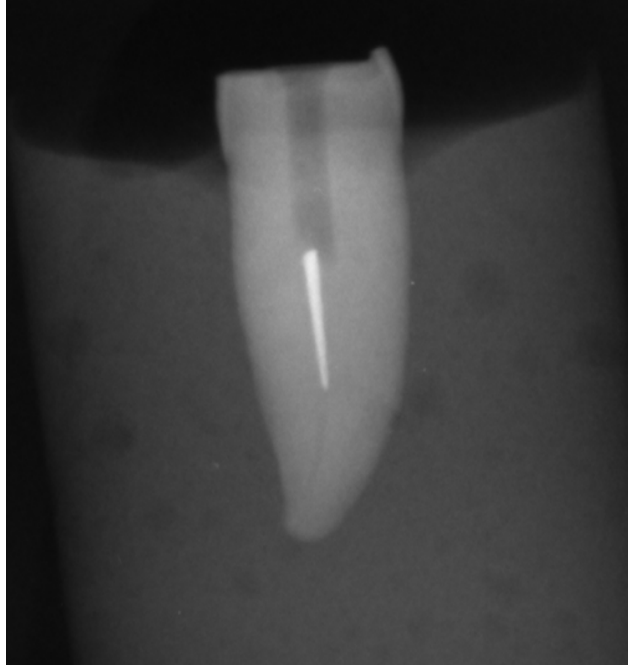


**Şekil 3.13.** Ultrasonik uç ile kırık aletin koronalinde tam tur platform oluşturulan bir dişin periapikal radyografı

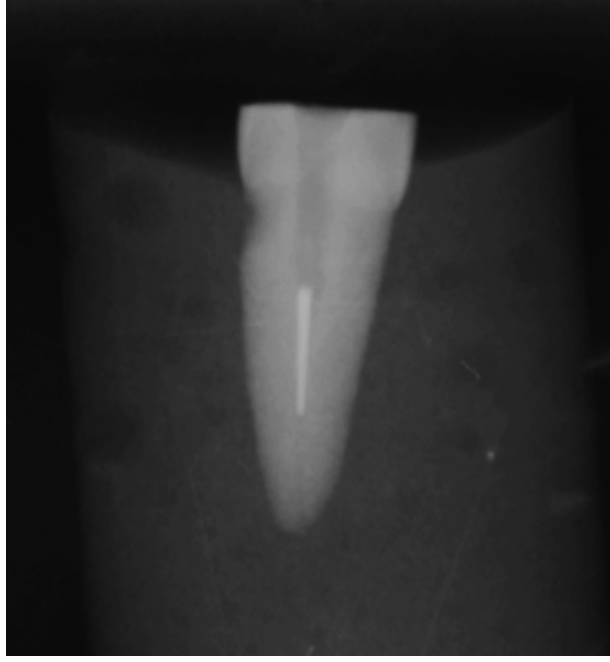
### **Ultrasonik Uçlarla Kırık Aletin Koronalinde Yarım Tur (Parsiyel) Platform Oluşturma**

Tüm yarım tur platformlar ultrasonik uçlar kullanılarak hazırlandı. Kırık alete koronal erişim yapıldıktan sonra, piezoelektrik üniteye (Newtron Booster) bağlı %4

koniklik açısına sahip ve 40 mm boyutundaki ET40 ultrasonik uçlarla (Satelec), firmanın ET40 için uygun gördüğü düşük güç ayarında kırık aletin koronalinden 180° dentin uzaklaştırılarak parsiyel platform oluşturuldu. Kırık aletin koronalinde parsiyel platform oluşturulurken, ultrasonik uç aralıklı vertikal hareketlerle kullanıldı. Isı artışını önlemek için her bir ultrasonik aktivasyon 15 sn ile sınırlandırıldı ve bu aralıklarda kanallar 2 ml %5,25 NaOCl ile irrije edildi. Her bir dişten radyograf alındı (Şekil 3.14 ve Şekil 3.15).



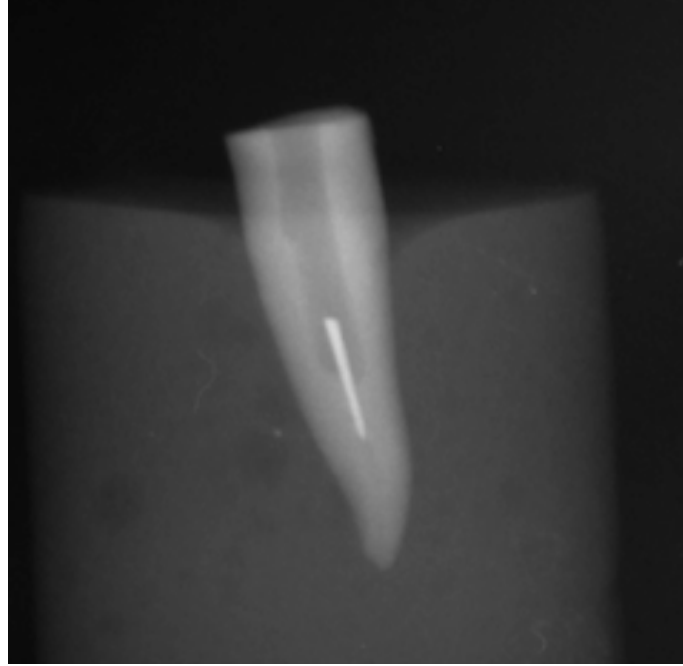
**Şekil 3.14.** Gates Glidden frezlerle koronal erişim yapılan ve ultrasonik uç ile kırık aletin koronalinde yarım tur platform oluşturulan bir dişin periapikal radyografı



**Şekil 3.15.** Ultrasonik uçlarla kırık alete erişim yapılan ve ultrasonik uç ile kırık aletin koronalinde yarım tur platform oluşturulan bir dişin periapikal radyografi

### 3.2.3. Kırık Aletin Etrafından Dentin Uzaklaştırılması

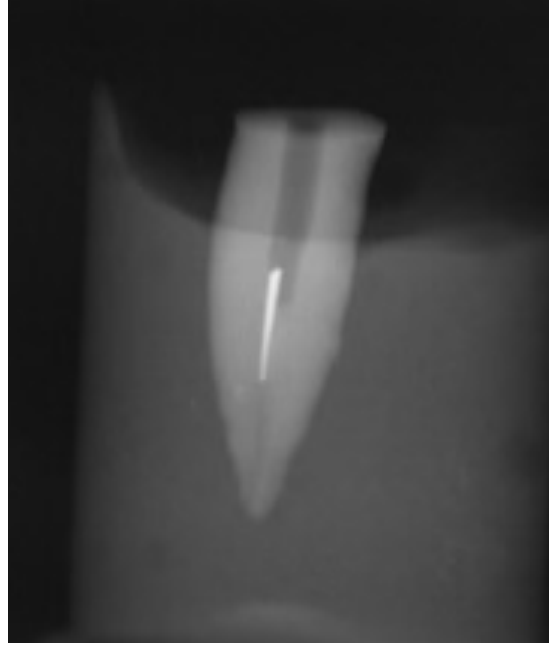
Platformları oluşturulan kanallar, kırık alet çıkarma işlemine başlamadan önce uygun boyutta kağıt konlar ile kurulandı. ET40 ultrasonik uç (Satelec), kırık aletin etrafından dentini uzaklaştırarak aletin üçte birlik kısmını açığa çıkarmak için düşük güç ayarında, saat yönünün tersi yönünde, kanallarda görüşü sağlayabilmek için kuru bir şekilde uygulandı. Bu prosedür yarım tur (parsiyel) platform grubunda kırık aletin etrafında 180°, tam tur platform grubunda ise kırık aletin etrafında 360° olacak şekilde kırık aletin etrafındaki dentini uzaklaştırarak yapıldı. Isı artışını önlemek için her bir ultrasonik aktivasyon 15 sn ile sınırlandırıldı ve bu aralıklarda kanallar 2 ml %5,25 NaOCl ile irrigate edildi (Şekil 3.16, Şekil 3.17, Şekil 3.18 ve Şekil 3.19).



**Şekil 3.16.** Tam tur platform oluşturulan ve kırık aletin etrafından tam tur dentin uzaklaştırılan bir dişin periapikal radyografı



**Şekil 3.17.** Tam tur platform oluşturulan ve kırık aletin etrafından tam tur dentin uzaklaştırılan bir dişin büyütme altındaki görüntüsü (6x)



**Şekil 3.18.** Yarım tur platform oluşturulan ve kırık aletin etrafından yarım tur dentin uzaklaştırılan bir dişin radyografi



**Şekil 3.19.** Yarım tur platform oluşturulan ve kırık aletin etrafından yarım tur dentin uzaklaştırılan bir dişin büyütme altındaki görüntüsü (6x)

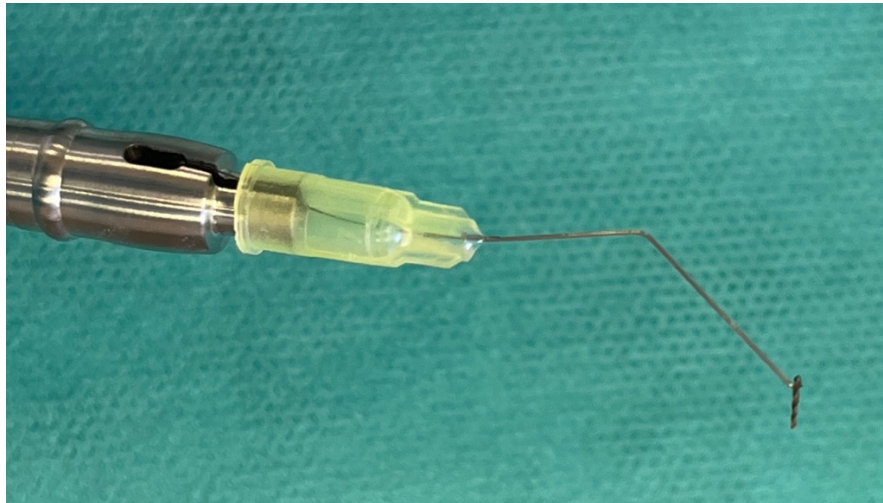


### 3.2.4. Kırık Aletin Kanaldan Uzaklaştırılması

BTR Pen'in kullanıldığı gruplarda, kırık aletin açığa çıkan üçte birlik kısmı uygun boyuttaki BTR Pen ucuyla kavranarak, kırık alet kanaldan uzaklaştırıldı (Şekil 3.20, Şekil 3.21, Şekil 3.22 ve Şekil 3.23). Sadece ultrasonik uç kullanılan gruplarda kırık aletin ultrasonik titreşimlerle hareketini sağlayabilmek ve kanaldan uzaklaştırabilmek için titanyum-niyobyum uç olan 20 mm uzunluğunda, %3 konikliğe sahip ET25 ultrasonik uç (Satelec) düşük güç ayarında, saat yönünün tersi yönünde ve kanallarda görüşü sağlayabilmek için kuru bir şekilde uygulandı (Şekil 3.24). Kırık alet kanaldan uzaklaştırılıncaya kadar ultrasonik uçtan kırık alete titreşimler iletildi. Isı artışını önlemek için her bir ultrasonik aktivasyon 15 sn ile sınırlandırıldı ve bu aralıklarda kanallar 2 ml %5,25 NaOCl ile irrigate edildi.



Şekil 3.20. BTR Pen (Cerkamed Company, Polonya)



Şekil 3.21. BTR Pen ile kanaldan uzaklaştırılan kırık alet



**Şekil 3.22.** BTR Pen ile kanaldan uzaklaştırılan kırık aletin büyütme altındaki görüntüsü (6x)



**Şekil 3.23.** BTR Pen ile kırık alet uzaklaştırıldıktan sonra dişin büyütme altındaki görüntüsü (6x)



**Şekil 3.24.** 20 mm uzunluğunda, %3 konikliğe sahip ET25 (Satelec, Merignac, Fransa)

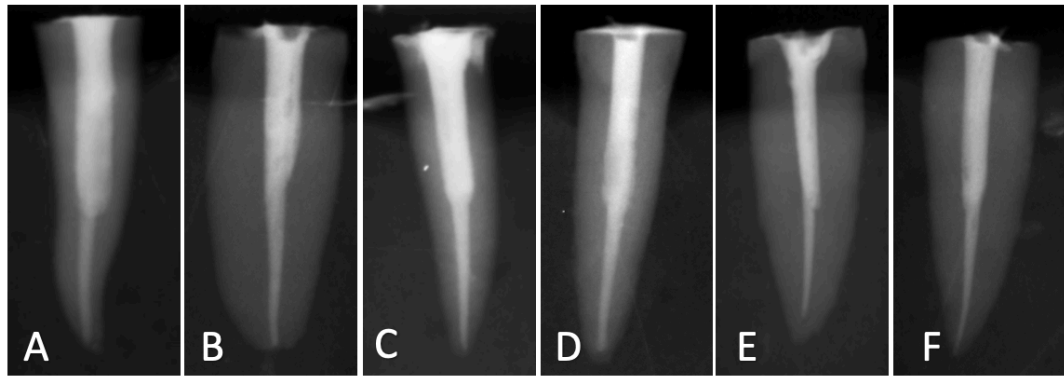
Kök kanalından kırık aleti uzaklaştırmanın maksimum süresi, kırık alete erişim aşamasından kırık aletin kanaldan uzaklaşmasına kadar 45 dk olarak belirlendi. Bu süre içerisinde aletin kök kanalından uzaklaştırılmaması başarısızlık olarak kabul edildi. Tüm gruplarda her bir diş için kırık aletin kanaldan uzaklaştırılma durumu (başarılı/başarısız), kırık alete erişim süresi ve aletin kanaldan uzaklaştırılma süresi bir Excel dosyasına kaydedildi. İki sürenin toplamı olacak şekilde, toplam alet uzaklaştırma süresi hesaplandı. Ayrıca basamak oluşumu, kök perforasyonu veya kırık aletin ikincil kırıklara uğraması gibi komplikasyonlar da gerçekleşme durumunda kaydedildi.

### 3.3. Kırılma Dayanımı Analizi

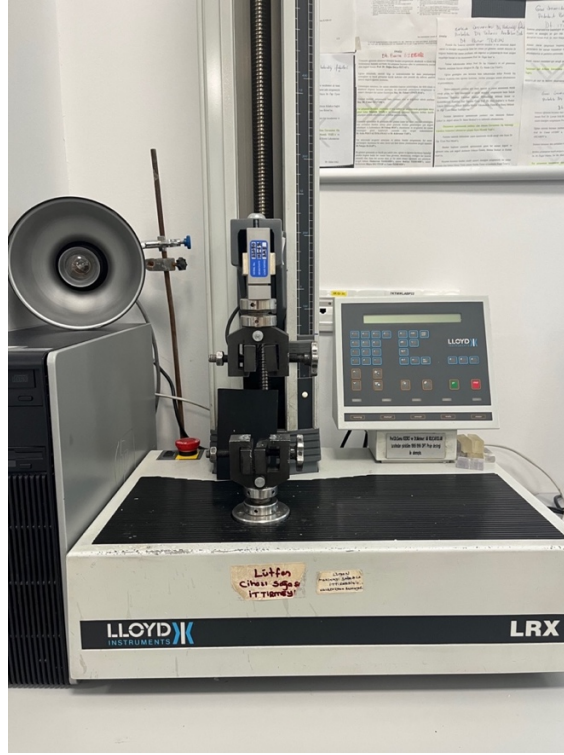
Kırık alet uzaklaştırıldıktan sonra, her bir örneğin kanalı #15 ve #20 K-tipi eğe (Dentsply Maillefer) ile tekrar şekillendirildikten sonra, endodontik motorla sırası ile 10.06, 15.06, 20.06, 25.06 ve 30.06 döner eğeleri (Endoart, Türkiye) ile çalışma boyunda mekanik olarak şekillendirildi. Her eğe arasında kanallar 2 ml %5,25 NaOCl ile irrigate edildi. Kontrol grubunda alet kırığı oluşturulmayan örneklerin kanalları da, final apikal çap ve koniklik 30.06 olacak şekilde sırası ile 10.06, 15.06, 20.06, 25.06 ve 30.06 eğeleri (Endoart, Türkiye) ile şekillendirildi. Her eğe arasında kanallar 2 ml %5,25 NaOCl ile irrigate edildi. Tüm örneklerde final irrigasyon 5'er ml %5,25 NaOCl ve

%17 EDTA ile yapıldı. Ardından 5 ml serum fizyolojik ile irrigasyon yapıldı. Epoksi rezin esaslı bir kök kanal dolgu patı (AH plus; Dentsply DeTrey, Konstanz, Almanya) ve 30.06 guta-perka ana konu (EndoArt, İnci Dental, Türkiye) ve 20.02 yardımcı guta-perka konları (Dentsply Sirona; Ballaigues, İsviçre) ile soğuk lateral sıkıştırma tekniği uygulanarak kök kanalları dolduruldu. Her bir dişten kanal dolgusunun teyidi için radyograf alındı (Şekil 3.25).

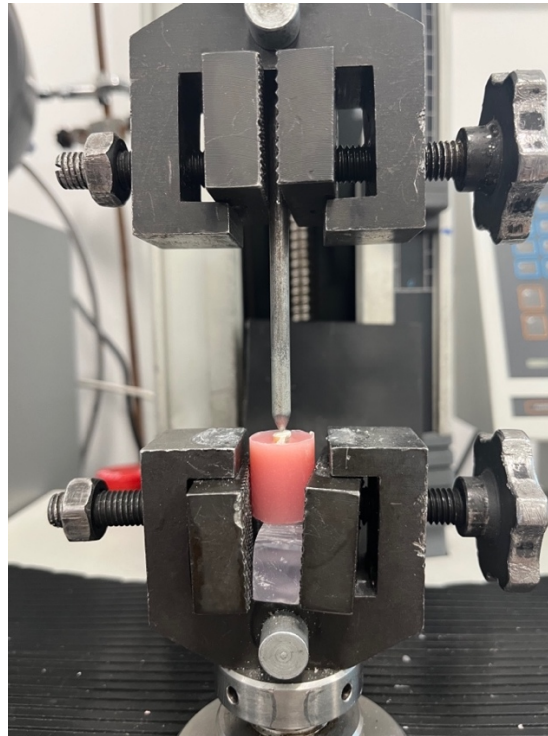
Akrilik rezin blok içerisindeki dişler test edilinceye kadar %100 nemde saklandı. Kırılma dayanımı analizi için örnekler evrensel test cihazı ile (LLYOD LRX, Worthing, West Sussex, İngiltere) yük uygulanarak kırıldı (Şekil 3.26). Her bir örnek, cihazın alt parçasına yerleştirildi. Üst parçaya ise örnekleri kırmak için 4 mm çapında küre şeklinde çelik bir uç yerleştirildi ve bu uç ile örnekler dakikada 1 mm hızda kuvvet uygulandı (Şekil 3.27). Dişte kırılma olana kadar yük uygulandı ve kırılma gerçekleştiğindeki kuvvet değeri Newton cinsinden kaydedildi. Ayrıca her bir örnek için kırılma yönü kaydedildi (Şekil 3.28).



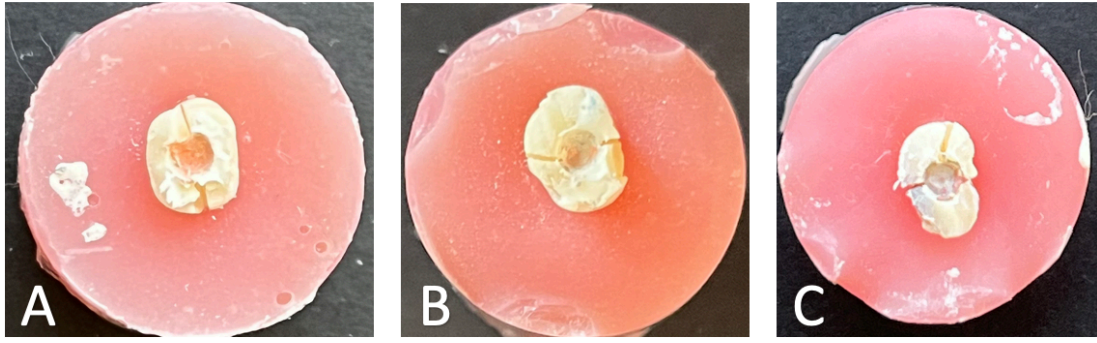
**Şekil 3.25.** Kırık alet uzaklaştırıldıktan sonra kök kanal dolgusu yapılan dişlerin periapikal radyografları. A: GTU, B: GYU, C: GTB, D: UTU, E: UYU, F: UTB



Şekil 3.26. Evrensel test cihazı (LLOYD LRX, Worthing, West Sussex, İngiltere)



Şekil 3.27. Evrensel test cihazına yerleştirilen bir örneğin fotoğrafı



**Şekil 3.28.** Kırılma deneyi sonrasında bazı örneklerden alınan görüntüler.

A) Bukkolingual yönde kırık, B) Mezioidistal yönde kırık ve C) Kombine kırık

#### **3.4. Verilerin İstatistiksel Analizi**

Veriler, SPSS programında (IBM SPSS Statistics, ABD) istatistiksel testler ile analiz edildi. Verilerin normal dağılım gösterip göstermediği Kolmogorov–Smirnov testi ile analiz edildi. Kırılma dayanımı testi ile elde edilen veriler ve kırık aletin kanaldan uzaklaştırılma süreleri, normal dağılım göstermediği için, parametrik olmayan testlerden Kruskal Wallis testi ve ikili karşılaştırmalar için post-hoc testi olan Games-Howell testi kullanılarak analiz edildi ( $p=0.05$ ).

## 4. BULGULAR

### 4.1. Kırık Aletin Kök Kanalından Uzaklaştırılmasına İlişkin Bulgular

Tablo 4.1 her bir grup için kırık aletin kök kanalından uzaklaştırılmasına ilişkin bulguları sunmaktadır. Tüm gruplarda kırık aletler belirlenen maksimum süre içerisinde kanallardan başarıyla uzaklaştırıldı. İstatistiksel analizlere göre, gruplar arasında hazırlık sürelerinde anlamlı farklılık vardı ( $p<0,05$ ). Alet çıkarma süresi veya toplam sürelerde ise gruplar arasında anlamlı farklılık yoktu ( $p>0,05$ ). İkili karşılaştırmalara göre, GTU ve GYU gruplarının hazırlık süreleri, UTU ve UTB gruplarından anlamlı olarak kısaydı ( $p<0,05$ ). Bunun dışında, diğer gruplar arasında hazırlık süreleri açısından anlamlı farklılık yoktu ( $p>0,05$ ).

Kırık aletin kanaldan uzaklaştırılması sırasında GTU grubundan 2, GTB grubundan 3, GYU grubundan 4 olmak üzere toplam 9 örnekte kırık aletler, kök kanalının apikal üçlü bölgesine itildi. Kırık aletin apikale itildiği tüm örnekler Gates Glidden frezler ile hazırlık grubunda idi ve bu aletler kanaldan başarıyla uzaklaştırıldı. GYU grubunda kırık alete ultrasonik enerji uygulanırken 2 örnekte kırık aletler ikincil kırılmaya uğradı, sonrasında bu aletler de kanaldan başarıyla uzaklaştırıldı. Ayrıca, deney grubundaki GTU, GTB ve UYU gruplarından birer örnek olmak üzere toplam 3 örnekte kırık aleti uzaklaştırma aşamasında kanal içerisinde basamak meydana geldi. Hiçbir örneğin kök kanalında perforasyon meydana gelmedi.

**Tablo 4.1.** Kırık aletin kök kanalından uzaklaştırılmasına ilişkin bulgular

Gruplar	Başarı Yüzdesi	Süre (ortalama±standart sapma) (sn)		
		Hazırlık Süresi	Alet Çıkarma Süresi	Toplam Süre
GYU	%100	4,52 <sup>a</sup> ±1,28	16,20 <sup>a</sup> ±7,99	20,72 <sup>a</sup> ± 8,69
GTB	%100	4,80 <sup>a,b</sup> ±1,49	12,93 <sup>a</sup> ±7,09	17,73 <sup>a</sup> ±7,14
GTU	%100	4,55 <sup>a</sup> ±1,55	14,58 <sup>a</sup> ±9,14	19,13 <sup>a</sup> ±9,81
UTU	%100	6,31 <sup>b</sup> ±1,26	11,80 <sup>a</sup> ±5,30	18,11 <sup>a</sup> ±5,52
UTB	%100	6,52 <sup>b</sup> ±1,81	12,09 <sup>a</sup> ±3,95	18,61 <sup>a</sup> ±4,30
UYU	%100	5,80 <sup>a,b</sup> ±1,87	11,79 <sup>a</sup> ±6,03	17,59 <sup>a</sup> ±6,71

Her bir sütun içerisindeki farklı harf gruplar arasındaki anlamlı farklılığı ifade etmektedir (p<0,05).

#### 4.2. Diş Köklerinin Kırılma Dayanımlarına İlişkin Bulgular

Tablo 4.2 her bir grup için kırılma dayanımı analizine ait verileri sunmaktadır. Kruskal Wallis testine göre gruplar arasında anlamlı farklılık vardı (p<0,05). İkili karşılaştırmalara göre, kontrol grubu ile UTB grubu arasında anlamlı bir farklılık yok iken (p>0,05), kontrol grubu diğer deney gruplarından anlamlı olarak daha yüksek kırılma dayanımı gösterdi (p<0,05). Deney grupları arasındaki ikili karşılaştırmalarda yalnızca GTU grubu ile UTB grubu arasında anlamlı farklılık vardı (p<0,05) ve diğer deney grupları arasında anlamlı farklılık yoktu (p>0,05). UTB grubu, GTU grubuna göre anlamlı olarak daha yüksek kırılma dayanımına sahipti (p<0,05).

Kırılma dayanımı testi sonrasında, toplamda 50 diş kökünde bukkolingual yönde vertikal kırık, 11 diş kökünde meziodistal yönde vertikal kırık ve 39 diş kökünde kombine vertikal kırıklar (bukkolingual+meziodistal) meydana geldi.



**Tablo 4.2.** Gruplardaki kırılma dayanımı analizine ait veriler

Gruplar	Kırılma dayanımı (N) (ortalama±standart sapma)	Kırık yönü (örnek sayısı)		
		BL	MD	Kombine (BL+MD)
Kontrol	535,34 <sup>a</sup> ±69,56	5	1	4
GYU	271,58 <sup>b,c</sup> ±117,61	8	1	6
GTB	266,17 <sup>b,c</sup> ±115,93	7	2	6
GTU	220,21 <sup>c</sup> ±108,56	10	-	5
UTU	352,35 <sup>b,c</sup> ±128,62	6	2	7
UTB	384,32 <sup>a,b</sup> ±162,32	7	2	6
UYU	345,47 <sup>b,c</sup> ±145,18	7	3	5

Farklı harf gruplar arasındaki anlamlı farklılığı ifade etmektedir (p<0,05).

BL: Bukkolingual, MD: Meziodistal

## 5. TARTIŞMA

Kök kanallarında alet kırılmasından önce kanalların yetersiz temizlenmesi ve apikal sahaya kadar etkin bir temizleme yapılamaması prognozu olumsuz yönde etkileyebilir (15, 155). Özellikle mevcut periapikal lezyonu olan dişlerde, kanalda kırık alet varlığının prognozu olumsuz yönde etkilediği bildirilmiştir (14, 156). Bu nedenle, kanalda kırık alet varlığında en ideal tedavi yönetimi, kök kanal sisteminin temizlenme ve şekillendirilmesinin etkin bir şekilde tamamlanabilmesi için, kırık aletin kanaldan uzaklaştırılması ve sonrasında kök kanalının şekillendirilip doldurulmasıdır (16, 17).

Bu çalışmada farklı giriş platformları hazırlanmasının ve farklı kırık alet çıkarma teknikleri kullanılmasının, kanaldan kırık alet uzaklaştırma üzerindeki etkinlikleri ve köklerin kırılma dayanımına olan etkileri değerlendirilmiştir. Elde edilen verilere göre kontrol grubu, en yüksek kırılma dayanımı değerlerine sahipti. Bu bulgu, literatürdeki farklı kırık alet uzaklaştırma yöntemlerinin kırılma dayanımına etkisini inceleyen diğer çalışmalarla uyumludur (153, 157, 158). Kırık alet uzaklaştırma tekniklerinin genel olarak kökleri zayıflattığı ve özellikle kanalın orta üçlü ve apikal üçlü bölgelerinden kırık alet uzaklaştırmanın köklerin kırılma dayanımlarını, kontrol grubuna göre %30-40 oranında azalttığı bildirilmiştir (18). Öte yandan, çalışmamızda kontrol grubuna göre UTB grubundaki değerler daha düşük seyretse de istatistiksel analizlere göre kontrol grubu ile UTB grubu arasında kırılma dayanımı açısından fark bulunmamıştır. Bunun nedeni, UTB grubunda kırık aleti kanaldan uzaklaştırmak için, kırık aletin çevresinden az miktarda dentin uzaklaştırılmış olması olabilir. BTR Pen kullanımında, kırık aletin kanaldan uzaklaştırılabilmesi için kırık aletin üçte birlik kısmının açığa çıkarılması teknik olarak yeterlidir (22). BTR Pen gibi bir kement tekniğinin kullanılmadığı, sadece ultrasonik uçlarla kırık aletin kanaldan uzaklaştırıldığı durumlarda, kırık aletin kanalda gevşemesi ve hareketlenmesi için ultrasonik uçlarla daha fazla dentin uzaklaştırmak ve dentin uzaklaştırma seviyesini apikale doğru daha da derinleştirmek gerekebilmektedir. Bu durum sadece ultrasonik uç kullanılan grupların, kontrol grubuna göre daha düşük kırılma dayanımı sonuçları göstermesini açıklayabilir. Kement tekniği kullanan ve çalışma prensibi açısından BTR Pen'e

benzeyen, başka bir kırık alet çıkarma kiti olan, Terauchi File Retrieval Kit (TFRK) (DELabs, Santa Barbara, CA, USA)'in eğimli kanallardan bile kırık aleti minimum dentin kaldırarak uzaklaştırılabileceği bildirilmiştir (134). Kök kanalının orta üçlü bölgesinden kırık aletin farklı tekniklerle uzaklaştırıldığı bir çalışmada, TFRK'nın, Gates Glidden frezlerle giriş platformu oluşturulup ultrasonik uçların kullanıldığı gruba göre kanal hacminde daha az artışa neden olduğu ve bu nedenle daha konservatif bir yöntem sayılabileceği bildirilmiştir (159). Öte yandan, çalışmamızda BTR Pen kullanılan bir diğer grup olan GTB grubunun kırılma dayanımı kontrol grubundan anlamlı olarak daha az bulunmuştur. Bu durum, Gates Glidden frezlerle kırık alete erişim yapılmasının ve giriş platformunun yine Gates Glidden frezlerle hazırlanmış olmasının fazla dentin kaybına veya dentinde çatlak oluşumuna sebep olması ile açıklanabilir. Yakın zamanda yapılan bir çalışmada, BTR Pen ile kanaldan kırık alet uzaklaştırılan köklerin kırılma dayanımı, ultrasonik uçlarla uzaklaştırılanlara göre daha düşük bulunmuştur (160) ve ilgili çalışmada hazırlık aşamasının Gates Glidden frezlerle yapılmış olması dikkat çekicidir (160). Ayrıca çalışmada, BTR Pen'in kırık aletin koronal kısmını kavrayabilmesi için, ultrasonik uçlarla kırık alet çevresinden dentin uzaklaştırılırken, kırık aletin aşınarak boyunun küçüldüğü ve buna bağlı olarak apikale doğru daha fazla dentin uzaklaştırılması yapmak durumunda kalındığı belirtilmiştir (160). Çalışmamızda ise BTR Pen gruplarında böyle bir problem ile karşılaşmamıştır. Başka bir çalışmada, kırık aletin kanaldan uzaklaştırılmasında Masseran kiti ve ultrasonik uçlar kıyaslanmış ve dişlerin kırılma dayanımı açısından aralarında anlamlı bir fark olmadığı bildirilmiştir (157). Masseran kiti gibi kırık aleti uzaklaştırmak için büyük çaplı tüplerin kanal içerisine yerleştirilmesi gereken tekniklerin, dişleri zayıflatarak, kırılma dayanımını daha çok azaltması beklenir (161). Geçmiş çalışmada, ultrasonik uçların kullanıldığı grup ile benzer sonuç göstermesi, her iki grupta da Gates Glidden frezlerinin giriş platformu hazırlığında kullanılmış olmasından kaynaklı olabilir (157). Çalışmamızda Gates Glidden frezlerinin kullanıldığı gruplarda kırılma dayanımı değerleri, sadece ultrasonik uçların kullanıldığı gruplara göre daha düşük olma eğilimindedir. Bunun nedeni, Gates Glidden frezlerinin yüksek çatlak oluşturma insidansına sahip olması ve dentin defektlerine neden olması olabilir (44, 162). Öte

yandan, bir çalışmada Gates Glidden frezleri ile koronal şekillendirme sonrası herhangi bir çatlak ve dentin defektine rastlanmadığı bildirilmiştir (163). Literatürde kırık aletin koronalinde yarım platform oluşturularak kırık aletin kanaldan uzaklaştırılmasının kalan dentin yapısını koruyacağı belirtilmiştir (23). Çalışmamızda yarım platform kullanılarak kırık alet uzaklaştırılan gruplar ile diğer deney grupları arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bunun nedeni, yarım platform oluşturulan kök kanallarında kırık aletin bir yarısının dentine sıkışmış durumda olmasından dolayı, ultrasonik uçlar ile daha fazla işlem yapılmış olması ve aletin kanalda gevşemesini sağlamak için apikale doğru daha fazla dentin uzaklaştırılmış olması olabilir. Çalışmamızda BTR Pen, yarım tur platform gruplarında kullanılmamıştır. Çünkü, teknik olarak BTR Pen ucunun kırık aletin koronalini kavrayabilmesi ve bunun için de kırık aletin etrafından tam tur dentin uzaklaştırılması gereklidir.

Köklerin kırılma dayanımına olan etkisini inceleyen çalışmalarda kontrol edilebilir tüm faktörler standartlaştırılmalıdır (164). Sonuçların dişlerin anatomik farklılıklarından etkilenmemesi için, çalışmamızda benzer genişlikte tek köklü ve tek kanallı dişler kullanılmış ve kök uzunlukları aynı boyda olacak şekilde koronal doku uzaklaştırması yapılmıştır. Çalışmamızda dişlerin kronlarının uzaklaştırılması, örnekler arasında standart boy sağlamanın yanında, test edilen parametrelerin kök yapısı üzerindeki kırılma dayanımı etkisine odaklanılmasını sağlamıştır. Böylece, koronal faktörlerin sonuçları etkilemesinin önüne geçilmiştir. Kök kanalının ve özellikle de eğimin apikal kısmında kırılan kanal aletlerinin kolayca çıkarılamayacağı (21) ve daha koronalde kırılan kanal aletlerinin kök kanalından uzaklaştırılma başarısının daha yüksek olduğu bildirilmiştir (119). Kök kanalının apikalinde kırılan kanal aletlerini kanaldan uzaklaştırmaya çalışılırken perforasyon, basamak oluşumu veya fazla madde kaybı gibi komplikasyonların meydana gelme olasılığı, diğer bölgelere göre daha yüksektir (18, 20, 119). Ayrıca mekanik şekillendirmenin son aşamasında apikalde kırılan kanal aletlerinin prognozu önemli ölçüde etkilemeyeceği bildirilmiştir (33, 137). Bu nedenle, kök kanal temizleme ve şekillendirmesinin son aşamasında apikalde kırılan kanal aletlerini kanaldan uzaklaştırmak yerine kök kanalının kırık alete kadar şekillendirilip doldurulması ya da kırık aletin yanından

geçilmesi önerilmektedir (13, 33, 137). Öte yandan, orta üçlü ve koronal üçlüde kırılan aletlerin temizleme, şekillendirme ve doldurma aşamalarına engel olmaması için kanaldan uzaklaştırılmaları gereklidir (153). Kesit alanı büyük olan eğelerin döngüsel yorgunluk dirençlerinin daha az olduğu, kanal içerisinde daha fazla strese maruz kaldıkları ve bu nedenle kesit alanı küçük olan eğelere göre kök kanalındaki kırılma insidanslarının daha fazla olabildiği bildirilmiştir (91, 92). Bu nedenle, klinik duruma daha uygun olması için, çalışmamızda 25.06 numaralı döner eğelerinin kanalların orta üçlü bölgesinde kırılması uygun görülmüştür. Bu aletler kanal içerisinde kırılmadan önce, kök kanalları 15 ve 20 numaralı K-tipi el eğeleri ile çalışma boyuna kadar mekanik olarak şekillendirilmiştir. Böylece, tüm örneklerde kanal genişliklerinin standardizasyonunun sağlanması yanında, kırık aletin kanalın orta üçlü bölgesinde iyice sıkışması için uygun bir ortam hazırlanmıştır.

Kırık aletin uzunluğu, kırık aletin kanaldan uzaklaştırılmasını etkileyen bir faktördür. Döner aletler genellikle uç kısımlarının 3 mm (D3), 4 mm (D4) veya 5 mm (D5) seviyelerinden kırılma eğilimindedir (24). Önceki bir çalışmada, kanal eğiminin 30°'den küçük olduğu kanallarda, 3,1 mm'den daha kısa kırılan aletlerin çoğunlukla 1 dakika içinde gevşetilebildiği ve birkaç saniye içinde ultrasonik uçlar kullanılarak kanaldan uzaklaştırılabildiği bildirilmiştir (121). Aynı çalışmada, kök kanalının eğim açısı arttıkça, uzunluğu 3,1 mm'nin üzerindeki kırık aletlerin uzaklaştırılabilmesi için daha fazla hazırlık süresine ve ek yöntemlere ihtiyaç duyulduğu rapor edilmiştir (121). Dolayısıyla, çalışmamızda farklı yöntemlerin kırık aletin kanaldan uzaklaştırılma etkinliğine etkilerini daha iyi bir şekilde karşılaştırılabilmek için döner aletler kök kanalında 4 mm uzunluğunda kırılmıştır.

Ultrasonik bir cihazla birlikte bir dental operasyon mikroskobunun kullanımının, kırık aletlerin çıkarılması için etkili ve güvenli bir yöntem olduğu gösterilmiştir (19, 20). Dental operasyon mikroskobunun kullanımı operatöre kırık aletin kanaldaki lokalizasyonunu bulmak ve kırık aleti uzaklaştırırken kanalın merkezinde kalabilmek için daha fazla aydınlatma ve doğrudan bir görüş sağlar (165).

Bu nedenle, çalışmamızda deneyler sırasında kanaldan kırık alet uzaklaştırma aşamaları dental operasyon mikroskobu altında gerçekleştirilmiştir.

Kök kanalının mekanik olarak şekillendirmesinin fazla yapılması, kanalın doldurulması sırasında uygulanan fazla basınç, dentinin dehidrasyonu ve post boşluğunun hazırlanması gibi durumlar dişlerin kırılmasına neden olabilir (148, 166, 167). Soğuk lateral sıkıştırma tekniği ile obturasyon sırasında spreadera uygulanan kuvvetler, vertikal kök kırığının ortaya çıkmasına neden olan faktörler arasındadır (168). Çalışmamızdaki örnekler, oval kanalların ve özellikle kırık alet uzaklaştırıldıktan sonra ortaya çıkan düzensiz geniş alanların doldurulabilmesi için soğuk lateral sıkıştırma tekniği ile doldurulmuştur. Dolayısıyla, uygulanan doldurma tekniğinin de dişlerin kırılma dayanımına etkisi olmuş olabilir. Ancak tüm gruplarda aynı doldurma tekniğinin kullanılmasıyla bu limitasyonun önüne geçilmeye çalışılmıştır.

Kırılma dayanımı analizinde periodontal ligamenti taklit etmenin gerekliliği literatürde tartışmalıdır. Soares ve ark. (169) periodontal ligamenti taklit etmenin dişlerin kırılma dayanımı üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğunu bildirmişlerdir. Öte yandan, Marchionatti ve ark. (170) periodontal ligamenti taklit etmenin kırılma dayanımı sonuçlarını etkilemediğini rapor etmişlerdir. Teknik olarak, dişlerin tüm kök yüzeylerinde eş kalınlıkta olacak şekilde periodontal ligamenti taklit etmek oldukça zordur. Dişler arasındaki ve hatta kök yüzeyleri arasındaki farklı kalınlıklarda taklit edilen periodontal ligament, çalışmanın sonuçlarını etkileyebilir. Bu nedenle örnek standardizasyonunun bozulmaması ve çalışma sonuçlarının örnek hazırlama süreçlerinden en az miktarda etkilenmesi için çalışmamızda periodontal ligament taklit edilmemiştir.

Terauchi ve ark. (128) tarafından yapılan bir çalışmada, deneyimli ve daha az deneyimli operatörler arasında kırık aleti kanaldan uzaklaştırma süresi ve dişte kalan dentin miktarı açısından anlamlı farklılıklar olduğu bildirilmiştir. Bu nedenle, çalışmamızda deneylere başlamadan önce, operatörün deneyim kazanması ve standardizasyon sağlanması için çalışmada test edilecek kırık alet uzaklaştırma teknikleri kullanılarak belirli bir süre ön çalışma yapılmıştır. Kırık aletin ilgili

yöntemlerle uzaklaştırılma etkinliği, aletin çıkarılma süresi ve radyografik kontrollerde oluşan dentin kaybı göz önünde tutularak, operatörün belli bir deneyime ulaştığı düşünülünce deneylere başlanmıştır.

Suter ve ark. tarafından, kırık alet çıkarma süresinin artmasıyla birlikte diş yapısının aşırı zayıflaması ve perforasyon oluşumu gibi riskler artabileceğinden ve tedavinin başarı oranı düşebileceğinden kırık alet uzaklaştırma girişimlerinin 45-60 dk'yı geçmemesi gerektiği bildirilmiştir (20). Bu nedenle, çalışmamızda kırık aleti çıkarma süresi üst sınırı olarak 45 dk belirlenmiş ve 45 dk'yı aşan durumların başarısızlık olarak değerlendirilmesine karar verilmiştir. Öte yandan, çalışmamızda tüm kırık aletler 0-45 dk içerisinde kanaldan uzaklaştırılabildiği görülmüştür. Çalışmamızda kırık alete erişim sürelerinde (hazırlık süresi), gruplar arasında anlamlı farklılıklar ortaya çıkmıştır ve genel olarak Gates Glidden frezlerle kırık alete erişim yapılan gruplarda hazırlık aşamasının daha kısa süre sürdüğü görülmüştür. Ultrasonik uçlara göre, Gates Glidden frezlerle kırık alete daha kısa sürede erişim yapılabilmesinin sebepleri, ultrasonik enerji uygulamasına 15 sn'de bir dişin soğutulması için ara verilmiş olması, sık sık irrigasyon yapılmış olması ve Gates Glidden frezlerin rotasyon hareketi ile çalışması sonucu daha hızlı bir şekilde dentin uzaklaştırmış olması olabilir. Öte yandan, çalışmamızda kırık aleti uzaklaştırma süresi ve toplam süre açısından gruplar arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Bu sonuç, literatürdeki BTR Pen'in (160) veya başka bir kement tekniği olan TFRK'nın (159) ultrasonik uçlar ile karşılaştırıldığı çalışmalar ile benzerlik göstermektedir. Kök kanalının orta üçlüsünden kırık alet uzaklaştıran önceki çalışmalarda, ortalama toplam süre 15 ile 42 dk arasında değişmektedir (34, 159, 160). Çalışmamızda, tüm gruplar birlikte ele alındığında, ortalama 18,65 dk'da kırık aletler kanallardan uzaklaştırılmıştır. Çalışmalar arasındaki süre farklılıkları, çalışmalara dahil edilen dişlerin kanal eğim miktarına, kanalın çapına, kırılan aletin tipine ve uzunluğuna, kırık aletin nerede kırıldığına ve operatörün deneyimine bağlı olabilir.

Kırık aletlerin uzaklaştırılmasında yalnızca ultrasonik uçların kullanımının başarı oranları Fu ve ark. (122) tarafından %88, Pruthi ve ark. (171) tarafından %90,

Cujé ve Hülsmann (118) tarafından %95 olarak bildirilmiştir. Pruthi ve ark. (171) ultrasonik uç ile beraber bir kement tekniğinin kullanımının başarısını ise %95 olarak bildirmişlerdir. Terauchi ve ark. (121) ise yalnızca ultrasonik uç kullanımının başarı oranını %89,9 ve beraberinde bir kement tekniğinin kullanımının başarı oranını %100 olarak rapor etmiştir. Sonuçlarımıza göre, yalnızca ultrasonik uç kullanımı ile ultrasonik uçla beraber bir kement tekniği olan BTR Pen kullanımı arasında kırık alet uzaklaştırma etkinliği açısından fark bulunmamıştır. Ultrasonik uç kullanılan ve ultrasonik uçla beraber BTR Pen kullanılan gruptaki tüm kırık aletler başarı ile kanaldan uzaklaştırılmıştır. Çalışmamız benzer yöntemlerle kırık alet uzaklaştırılmasındaki yüksek başarı oranıyla literatürle paralellik göstermektedir. Çalışmalar arasındaki az da olsa mevcut olan yüzdesel farklılıklar kırık aletin kanaldaki lokalizasyonu, kanalın eğim derecesi, kırık alet uzaklaştırılan dişin tipi ya da operatör deneyimi ile ilgili olabilir.

Madarati ve ark. (172) kanaldan kırık alet uzaklaştırırken çok sayıda komplikasyon yaşanabildiğini ve en yaygın görülen komplikasyonun da aşırı dentin kaybı olduğunu bildirmişlerdir. Bu durum dişin kırılmaya karşı olan direncini azaltabilir (173) ve diş ileri dönemde vertikal kök kırığına yatkın hale getirebilir (18, 148). Bu nedenle, kırık aleti kanaldan uzaklaştırma prosedürleri her zaman minimum dentin kaybına neden olan yöntemleri ve teknikleri içermelidir (128). Vertikal kök kırığı, endodontik tedavili dişlerde sıklıkla görülen bir durumdur ve genelde bukkolingual yönde oluşur (34, 174). Madarati ve ark. (34) kanaldan kırık alet uzaklandırdıktan sonra, dişlerin kırılma dayanımını incelemiş ve örneklerin %44,3'ünde bukkolingual yönde, %32,7'sinde meziodistal yönde ve %17'sinde ise her iki yönde kırıklar görüldüğünü bildirmişlerdir. Benzer şekilde, çalışmamızda örneklerin %50'sinde bukkolingual yönde, %11'inde meziodistal yönde ve %39'unda her iki yönde kırıklar görülmüştür.

Kök kanalından kırık alet uzaklaştırılırken meydana gelebilecek diğer komplikasyonlar ise kök kanalının perforasyonu, basamak oluşumu, kökte çatlak oluşumu, apikal transportasyon oluşumu, kanaldaki kırık aletin ikincil kırılmaya



uğraması ve kırık aletin kanal içerisinde daha apikale itilmesi olarak sıralanabilir (18, 21, 79). Çalışmamızda kırık aletin kanaldan uzaklaştırılması sırasında hiçbir dişte kök perforasyonu meydana gelmemiştir. Bu duruma, işlemlerin dental operasyon mikroskobu kullanılarak büyütme altında yapılmış olması ve ultrasonik uçların düşük güç ayarında kullanılmış olması katkı sağlamış olabilir. Kırık aletin kanaldan uzaklaştırılması sırasında GTU grubundan 2, GTB grubundan 3, GYU grubundan 4 örnek olmak üzere toplam 9 örnekte kırık aletler, kök kanalının apikal üçlü bölgesine itilmiş, ancak bu aletler belirlenen maksimum süre içerisinde kanaldan uzaklaştırılabildiği görülmüştür. İlginç bir şekilde, kırık aletin apikale itildiği tüm örnekler, Gates Glidden frezler ile hazırlık yapılan gruplarda yer almaktaydı. Bu durum, Gates Glidden frezlerinin döngüsel hareket ile çalışıyor olması, çalıştırıldıkları hız ve kırık aletin çapına kıyasla büyük boyutları ile ilişkili olabilir. GYU grubundan 2 örnekte kırık aletler kanalda ikincil kırılmaya uğramıştır. İkincil kırılmaların nedenlerinden biri, NiTi aletlerde üretim aşamasında meydana gelen yapısal kusurlar olabilir (175, 176). NiTi aletlerde mevcut olan yapısal düzensizlikler, ultrasonik ucun doğrudan temasıyla ve titreşimlerin de etkisiyle ikincil kırılmaları kolaylaştırabilir (133, 177). Ayrıca sıcaklığın artmasıyla, NiTi alaşımlarının özelliklerinin değiştiği, elastisitenin azaldığı ve sertliğinin arttığı bildirilmiştir (178). Bu durum, ultrasonik enerji ile ısınan NiTi aletlerini ikincil kırılmalara karşı daha duyarlı hale getirebilir (133). İkincil kırıkların mümkün olduğunca önüne geçmek için çalışmamızda ultrasonik uçlar düşük güç ayarında kullanılmış, ultrasonik enerji aralıklı olarak uygulanmış ve her ara verildiğinde kanallarda irrigasyon yapılarak kanal içerisindeki sıcaklık düşürülmeye çalışılmıştır. Çalışmamızda az da olsa görülen ikincil kırıkların özellikle yarım tur platform tekniğinde görülmüş olması, ultrasonik uçların kırık aletin hep aynı tarafından uygulanması ve BTR Pen kullanılan gruplara göre ultrasonik enerjinin daha uzun süre uygulanması ile ilişkili olabilir.

## 6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

1. Çalışmamızda, tüm gruplarda kırık aletler kanaldan başarıyla uzaklaştırılmıştır. Buna dayanarak, Gates Glidden frezlerle veya ultrasonik uçlarla kırık alete erişim sağlamanın, sonrasında tam veya yarım tur platform oluşturmanın ve kırık aleti kanaldan uzaklaştırırken BTR Pen veya ultrasonik uçlar kullanmanın kırık alet uzaklaştırma etkinliğine etkisinin benzer olduğu söylenebilir.
2. Çalışmamızda, genel olarak Gates Glidden frezlerle kırık alete erişim sağlamak ultrasonik uçlara göre daha kısa süre gerektirmiştir. Tam ve yarım tur platform hazırlığının süre açısından farklılık oluşturmadığı görülmüştür. Toplam süre açısından ele alındığında ise kırık aleti kanaldan uzaklaştırmada gruplar arasında farklılık bulunmamıştır.
3. Ultrasonik uçlarla kırık alete erişim sağlanan ve kırık alet uzaklaştırılırken BTR Pen kullanılan grupta, kırılma dayanımı kontrol grubuna benzerdir. Kırık alet uzaklaştırılan diğer gruplarda ise kırılma dayanımı, kontrol grubuna göre anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur. Bu nedenle, ultrasonik uçlar ile kırık alete erişim sağlanması ve yine ultrasonik uçlar ile tam tur platform oluşturup BTR Pen gibi bir kement tekniği kullanılarak kırık aletin kanaldan uzaklaştırılması klinik uygulamalar için önerilebilir.

## 7. KAYNAKLAR

1. Zehnder M, Gold SI, Hasselgren G. Pathologic interactions in pulpal and periodontal tissues. *J Clin Periodontol*. 2002;29(8):663-71.
2. Quality guidelines for endodontic treatment: consensus report of the European Society of Endodontology. *Int Endod J*. 2006;39(12):921-30.
3. Paqué F, Balmer M, Attin T, Peters OA. Preparation of oval-shaped root canals in mandibular molars using nickel-titanium rotary instruments: a micro-computed tomography study. *J Endod*. 2010;36(4):703-7.
4. Gallottini L. Shaping of the Root Canal System: A Multistep Technique. *J Contemp Dent Pract*. 2017;18(9):851-5.
5. Tomson PL, Simon SR. Contemporary Cleaning and Shaping of the Root Canal System. *Prim Dent J*. 2016;5(2):46-53.
6. Ruddle CJ. Current concepts for preparing the root canal system. *Dentistry today*. 2001;20(2):76-83.
7. Ruddle CJ. Nickel-Titanium Rotary Instruments: Current Concepts For Preparing The Root Canal System. *Aust Endod J*. 2003;29(2):87-98.
8. Versümer J, Hülsmann M, Schäfers F. A comparative study of root canal preparation using Profile .04 and Lightspeed rotary Ni-Ti instruments. *Int Endod J*. 2002;35(1):37-46.
9. Schäfer E. Shaping ability of Hero 642 rotary nickel-titanium instruments and stainless steel hand K-Flexofiles in simulated curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2001;92(2):215-20.
10. Schäfer E, Lohmann D. Efficiency of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile--Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J*. 2002;35(6):505-13.
11. Schäfer E, Florek H. Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J*. 2003;36(3):199-207.
12. Madarati AA, Watts DC, Qualtrough AJ. Factors contributing to the separation of endodontic files. *Br Dent J*. 2008;204(5):241-5.
13. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod*. 2006;32(11):1031-43.
14. Spili P, Parashos P, Messer HH. The impact of instrument fracture on outcome of endodontic treatment. *J Endod*. 2005;31(12):845-50.
15. Lin LM, Rosenberg PA, Lin J. Do procedural errors cause endodontic treatment failure? *J Am Dent Assoc*. 2005;136(2):187-93; quiz 231.
16. Madarati AA, Hunter MJ, Dummer PM. Management of intracanal separated instruments. *J Endod*. 2013;39(5):569-81.

17. Roda RS GB. Nonsurgical retreatment. In: Hargreaves KM BL, editor. *Cohen's Pathways Pulp*. 11 ed. St Louis: Elsevier; 2016. p. 324–86.
18. Souter NJ, Messer HH. Complications associated with fractured file removal using an ultrasonic technique. *J Endod*. 2005;31(6):450-2.
19. 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.
20. Suter B, Lussi A, Sequeira P. Probability of removing fractured instruments from root canals. *Int Endod J*. 2005;38(2):112-23.
21. 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.
22. Ruddle CJ. Nonsurgical retreatment. *J Endod*. 2004;30(12):827-45.
23. Narasimhan B, Vinothkumar TS, Praveen R, Setzer FC, Nagendrababu V. A Modified Partial Platform Technique to Retrieve Instrument Fragments from Curved and Narrow Canals: A Report of 2 Cases. *J Endod*. 2021;47(10):1657-63.
24. Pierre Machtou, Ruddle CJ. Endodontic Orthograde Retreatment and Management of Mishap. In: Rotstein I, editor. *Ingle's Endodontics*. 7 ed. Raleigh, North Carolina: PMPH-USA; 2019. p. 729-98.
25. 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.
26. Peng B, Shen Y, Cheung GS, Xia TJ. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: longitudinal examination. *Int Endod J*. 2005;38(8):550-7.
27. 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.
28. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL, Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*. 1997;23(2):77-85.
29. Iqbal MK, Kohli MR, Kim JS. A retrospective clinical study of incidence of root canal instrument separation in an endodontics graduate program: a PennEndo database study. *J Endod*. 2006;32(11):1048-52.
30. 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.
31. McGuigan MB, Louca C, Duncan HF. Endodontic instrument fracture: causes and prevention. *Br Dent J*. 2013;214(7):341-8.
32. Setzer FC, Böhme CP. Influence of combined cyclic fatigue and torsional stress on the fracture point of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2013;39(1):133-7.

33. 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):172-4, 6, 8-9.
34. Madarati AA, Qualtrough AJ, Watts DC. Vertical fracture resistance of roots after ultrasonic removal of fractured instruments. *Int Endod J*. 2010;43(5):424-9.
35. Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod*. 1988;14(7):346-51.
36. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J*. 2000;33(4):297-310.
37. Lyon KF. Endodontic instruments for root canal therapy. *Clin Tech Small Anim Pract*. 2001;16(3):139-50.
38. Chaniotis A, Ordinola-Zapata R. Present status and future directions: Management of curved and calcified root canals. *Int Endod J*. 2022;55 Suppl 3:656-84.
39. Peters OA, Peters CI, Basrani B. Cleaning and shaping of the root canal system. In: Hargreaves KM, Berman LH, editors. *Cohen's Pathways of the Pulp*. 12 ed. st. Luis: Elsevier; 2021.
40. Schäfer E. Root canal instruments for manual use: a review. *Endod Dent Traumatol*. 1997;13(2):51-64.
41. Carrotte P. Endodontics: Part 5. Basic instruments and materials for root canal treatment. *Br Dent J*. 2004;197(8):455-64; quiz 505.
42. Davis RD, Marshall JG, Baumgartner JC. Effect of early coronal flaring on working length change in curved canals using rotary nickel-titanium versus stainless steel instruments. *J Endod*. 2002;28(6):438-42.
43. Gluskin AH, Brown DC, Buchanan LS. A reconstructed computerized tomographic comparison of Ni-Ti rotary GT files versus traditional instruments in canals shaped by novice operators. *Int Endod J*. 2001;34(6):476-84.
44. Arslan H, Karataş E, Capar ID, Ozsu D, Doğanay E. Effect of ProTaper Universal, Endoflare, Revo-S, HyFlex coronal flaring instruments, and Gates Glidden drills on crack formation. *J Endod*. 2014;40(10):1681-3.
45. Torabinejad M, RE. W. *Principles and practice of endodontics*. 4 ed. st. Louis: Saunders; 2009.
46. Hülsmann M, Peters OA, Dummer PM. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic topics*. 2005;10(1):30-76.
47. Silva E, Martins JNR, Lima CO, Vieira VTL, Braz Fernandes FM, De-Deus G, ve ark. Mechanical Tests, Metallurgical Characterization, and Shaping Ability of Nickel-Titanium Rotary Instruments: A Multimethod Research. *J Endod*. 2020;46(10):1485-94.

48. Shen Y, Coil JM, Haapasalo M. Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 3: a 4-year retrospective study from an undergraduate clinic. *J Endod.* 2009;35(2):193-6.
49. Tzanetakakis GN, Kontakiotis EG, Maurikou DV, 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.
50. Thompson S. An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J.* 2000;33(4):297-310.
51. Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E. New thermomechanically treated NiTi alloys—a review. *Int Endod J.* 2018;51(10):1088-103.
52. Zhou H, Peng B, Zheng YF. An overview of the mechanical properties of nickel–titanium endodontic instruments. *Endodontic topics.* 2013;29(1):42-54.
53. Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. *Endodontic topics.* 2013;29(1):3-17.
54. Bryant ST, Dummer PM, Pitoni C, Bourba M, Moghal S. Shaping ability of .04 and .06 taper ProFile rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. *Int Endod J.* 1999;32(3):155-64.
55. Gavini G, Pessoa OF, Barletta FB, Vasconcellos MA, Caldeira CL. Cyclic fatigue resistance of rotary nickel-titanium instruments submitted to nitrogen ion implantation. *J Endod.* 2010;36(7):1183-6.
56. Bonaccorso A, Schäfer E, Condorelli GG, Cantatore G, Tripi TR. Chemical analysis of nickel-titanium rotary instruments with and without electropolishing after cleaning procedures with sodium hypochlorite. *J Endod.* 2008;34(11):1391-5.
57. 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.
58. Plotino G, Grande NM, Cotti E, Testarelli L, Gambarini G. Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of vortex nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 2014;40(9):1451-3.
59. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2011;37(7):997-1001.
60. Kim J-W, Ha J-H, Cheung GS-P, Versluis A, Kwak S-W, Kim H-C. Safety of the factory preset rotation angle of reciprocating instruments. *J Endod.* 2014;40(10):1671-5.
61. Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J.* 2008;41(4):339-44.
62. Fidler A. Kinematics of 2 reciprocating endodontic motors: the difference between actual and set values. *J Endod.* 2014;40(7):990-4.

63. 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.
64. Hof R, Perevalov V, Eltanani M, Zary R, Metzger Z. The self-adjusting file (SAF). Part 2: mechanical analysis. *J Endod.* 2010;36(4):691-6.
65. Çapar ID, Arslan H. A review of instrumentation kinematics of engine-driven nickel-titanium instruments. *Int Endod J.* 2016;49(2):119-35.
66. Hashem AA, Ghoneim AG, Lutfy RA, Foda MY, Omar GA. Geometric analysis of root canals prepared by four rotary NiTi shaping systems. *J Endod.* 2012;38(7):996-1000.
67. 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.
68. Kim JY, Cheung GS, Park SH, Ko DC, Kim JW, Kim HC. Effect from cyclic fatigue of nickel-titanium rotary files on torsional resistance. *J Endod.* 2012;38(4):527-30.
69. Martín B, Zelada G, Varela P, Bahillo JG, Magán F, Ahn S, ve ark. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J.* 2003;36(4):262-6.
70. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod.* 2000;26(3):161-5.
71. Mounce R. Rotary nickel titanium instrumentation. A literature review. *Dent Today.* 2004;23(2):119-20, 24-6, 28; quiz 29.
72. Yum J, Cheung GS, Park JK, Hur B, Kim HC. Torsional strength and toughness of nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 2011;37(3):382-6.
73. Schäfer E, Dzepina A, Danesh G. Bending properties of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2003;96(6):757-63.
74. Terauchi Y, Renton TF. Managing iatrogenic events. In: Hargreaves KM, Berman LH, editors. *Cohen's Pathways of the Pulp.* 12 ed. st. Luis: Elsevier; 2021.
75. Hülsmann M. Research that matters - canal preparation, retreatment and working length studies. *Int Endod J.* 2013;46(4):293-5.
76. AAE. Glossary of Endodontic Terms. "American Association of Endodontists.". 2020.
77. Shabbir J, Zehra T, Najmi N, Hasan A, Naz M, Piasecki L, ve ark. Access cavity preparations: Classification and literature review of traditional and minimally invasive endodontic access cavity designs. *J Endod.* 2021;47(8):1229-44.
78. Mannan G, Smallwood E, Gulabivala K. Effect of access cavity location and design on degree and distribution of instrumented root canal surface in maxillary anterior teeth. *Int Endod J.* 2001;34(3):176-83.

79. Terauchi Y, Ali WT, Abielhassan MM. Present status and future directions: Removal of fractured instruments. *Int Endod J.* 2022;55 Suppl 3:685-709.
80. Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod.* 2004;30(8):559-67.
81. Grande NM, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino VA, Somma F. Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems. *Int Endod J.* 2006;39(10):755-63.
82. Pirani C, Cirulli PP, Chersoni S, Micele L, Ruggeri O, Prati C. Cyclic fatigue testing and metallographic analysis of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2011;37(7):1013-6.
83. 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.
84. Alghamdi S, Huang X, Haapasalo M, Mobuchon C, Hieawy A, Hu J, ve ark. Effect of Curvature Location on Fatigue Resistance of Five Nickel-titanium Files Determined at Body Temperature. *J Endod.* 2020;46(11):1682-8.
85. Valois CR, Silva LP, Azevedo RB. Atomic force microscopy study of stainless-steel and nickel-titanium files. *J Endod.* 2005;31(12):882-5.
86. Tripi TR, Bonaccorso A, Tripi V, Condorelli GG, Rapisarda E. Defects in GT rotary instruments after use: an SEM study. *J Endod.* 2001;27(12):782-5.
87. 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.
88. Condorelli GG, Bonaccorso A, Smecca E, Schäfer E, Cantatore G, Tripi TR. Improvement of the fatigue resistance of NiTi endodontic files by surface and bulk modifications. *Int Endod J.* 2010;43(10):866-73.
89. Anderson ME, Price JW, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2007;33(10):1212-6.
90. Cheung GS, 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.
91. 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.
92. Pedullà E, La Rosa GRM, Virgillito C, Rapisarda E, Kim HC, Generali L. Cyclic Fatigue Resistance of Nickel-titanium Rotary Instruments according to the Angle of File Access and Radius of Root Canal. *J Endod.* 2020;46(3):431-6.
93. de Vasconcelos RA, Murphy S, Carvalho CA, Govindjee RG, Govindjee S, Peters OA. Evidence for Reduced Fatigue Resistance of Contemporary Rotary Instruments Exposed to Body Temperature. *J Endod.* 2016;42(5):782-7.



94. Gündoğar M, Özyürek T. Cyclic Fatigue Resistance of OneShape, HyFlex EDM, WaveOne Gold, and Reciproc Blue Nickel-titanium Instruments. *J Endod.* 2017;43(7):1192-6.
95. Ruddle CJ. Single-File Shaping Technique: Achieving a Gold Medal Result. *Dent Today.* 2016;35(1):98, 100, 2-3.
96. Plotino G, Grande NM, Mercadé Bellido M, Testarelli L, Gambarini G. Influence of Temperature on Cyclic Fatigue Resistance of ProTaper Gold and ProTaper Universal Rotary Files. *J Endod.* 2017;43(2):200-2.
97. 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.
98. Arens FC, Hoen MM, Steiman HR, Dietz Jr GC. Evaluation of single-use rotary nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2003;29(10):664-6.
99. Plotino G, Grande NM, Sorci E, Malagnino VA, Somma F. A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo Ni–Ti rotary instruments. *Int Endod J.* 2006;39(9):716-23.
100. 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.
101. Zhao D, Shen Y, Peng B, Haapasalo M. Effect of autoclave sterilization on the cyclic fatigue resistance of thermally treated Nickel–Titanium instruments. *Int Endod J.* 2016;49(10):990-5.
102. 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.
103. Valois CR, 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.
104. Alexandrou GB, Chrissafis K, Vasiliadis LP, Pavlidou E, Polychroniadis E. SEM observations and differential scanning calorimetric studies of new and sterilized nickel-titanium rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2006;32(7):675-9.
105. Turpin YL, Chagneau F, Vulcain JM. Impact of two theoretical cross-sections on torsional and bending stresses of nickel-titanium root canal instrument models. *J Endod.* 2000;26(7):414-7.
106. Cheung GS. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endodontic Topics.* 2007;16(1):1-26.
107. Bardsley S, Peters CI, Peters OA. The effect of three rotational speed settings on torque and apical force with vortex rotary instruments in vitro. *J Endod.* 2011;37(6):860-4.

108. Pedullà E, Plotino G, Grande N, Scibilia M, Pappalardo A, Malagnino VA, ve ark. Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of M two instruments. *Int Endod J.* 2014;47(6):514-9.
109. Kyaw M, Ebihara A, Kasuga Y, Maki K, Kimura S, Htun P, ve ark. Influence of rotational speed on torque/force generation and shaping ability during root canal instrumentation of extracted teeth with continuous rotation and optimum torque reverse motion. *Int Endod J.* 2021;54(9):1614-22.
110. Dietz DB, Di Fiore PM, Bahcall JK, Lautenschlager EP. Effect of rotational speed on the breakage of nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 2000;26(2):68-71.
111. Lopes HP, Ferreira AA, Elias CN, Moreira EJ, de Oliveira JCM, Siqueira Jr JF. Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2009;35(7):1013-6.
112. Wang L, Lin R, Chen H, Li Z, Tay FR, Gu L. Influence of the Number of Pecking Motions at Working Length on the Shaping Ability of Single-file Systems in Long Oval-shaped Curved Canals. *J Endod.* 2022;48(4):548-54.
113. Bueno CSP, Oliveira DP, Pelegri RA, Fontana CE, Rocha DGP, Bueno C. Fracture Incidence of WaveOne and Reciproc Files during Root Canal Preparation of up to 3 Posterior Teeth: A Prospective Clinical Study. *J Endod.* 2017;43(5):705-8.
114. Ahn SY, Kim HC, Kim E. Kinematic Effects of Nickel-Titanium Instruments with Reciprocating or Continuous Rotation Motion: A Systematic Review of In Vitro Studies. *J Endod.* 2016;42(7):1009-17.
115. Kim HC, Kwak SW, Cheung GS, Ko DH, Chung SM, 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.
116. Pirani C, Paolucci A, Ruggeri O, Bossù M, Polimeni A, Gatto MR, ve ark. Wear and metallographic analysis of WaveOne and reciproc NiTi instruments before and after three uses in root canals. *Scanning.* 2014;36(5):517-25.
117. Attar OH, Chogle SM, Hsu T-Y. Instrumentation-related complications. *Common Complications in Endodontics: Prevention and Management.* 2018:87-100.
118. Cujé J, Bargholz C, Hülsmann M. The outcome of retained instrument removal in a specialist practice. *Int Endod J.* 2010;43(7):545-54.
119. Nevaes G, Cunha RS, Zuolo ML, Bueno CE. Success rates for removing or bypassing fractured instruments: a prospective clinical study. *J Endod.* 2012;38(4):442-4.
120. Peters OA, de Azevedo Bahia MG, Pereira ES. Contemporary Root Canal Preparation: Innovations in Biomechanics. *Dent Clin North Am.* 2017;61(1):37-58.
121. Terauchi Y, Sexton C, Bakland LK, Bogen G. Factors Affecting the Removal Time of Separated Instruments. *J Endod.* 2021;47(8):1245-52.

122. 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.
123. Lopes HP, Moreira E JL, Elias CN, de Almeida RA, Neves MS. Cyclic fatigue of ProTaper instruments. *J Endod.* 2007;33(1):55-7.
124. Madarati A, Watts D, Qualtrough A. Opinions and attitudes of endodontists and general dental practitioners in the UK towards the intracanal fracture of endodontic instruments: part 1. *Int Endod J.* 2008;41(8):693-701.
125. Farid H, Khan FR, Rahman M. ProTaper rotary instrument fracture during root canal preparation: a comparison between rotary and hybrid techniques. *Oral Health Dent Manag.* 2013;12(1):50-5.
126. Shen Y, Peng B, Cheung GS-p. Factors associated with the removal of fractured NiTi instruments from root canal systems. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology.* 2004;98(5):605-10.
127. 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.
128. 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.
129. Ormiga F, Gomes JADCP, de Araújo MCP. Dissolution of nickel-titanium endodontic files via an electrochemical process: a new concept for future retrieval of fractured files in root canals. *J Endod.* 2010;36(4):717-20.
130. Hülsmann M. Methods for removing metal obstructions from the root canal. *Dental Traumatology.* 1993;9(6):223-37.
131. Roig-Greene JL. The retrieval of foreign objects from root canals: a simple aid. *J Endod.* 1983;9(9):394-7.
132. Plotino G, Pameijer CH, Grande NM, Somma F. Ultrasonics in endodontics: a review of the literature. *J Endod.* 2007;33(2):81-95.
133. 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.
134. Terauchi Y, O'Leary L, Suda H. Removal of separated files from root canals with a new file-removal system. *J Endod.* 2006;32(8):789-97.
135. Ruddle CJ. Nonsurgical Retreatment. *J Endod.* 2004;30(12):827-45.
136. Pawlowski P. BTR PEN-Broken Tool Removal System 2021 [updated 2021]. Available from: <https://btr-pen.com/>.

137. 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.
138. 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.
139. Hashem AA. Ultrasonic vibration: temperature rise on external root surface during broken instrument removal. *J Endod.* 2007;33(9):1070-3.
140. Madarati AA. Temperature rise on the surface of NiTi and stainless steel fractured instruments during ultrasonic removal. *Int Endod J.* 2015;48(9):872-7.
141. 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.
142. Patel S, Bhuvu B, Bose R. Present status and future directions: vertical root fractures in root filled teeth. *Int Endod J.* 2022;55 Suppl 3(Suppl 3):804-26.
143. Karygianni L, Krenzel M, Winter M, Stampf S, Wrbas K. Comparative assessment of the incidence of vertical root fractures between conventional versus surgical endodontic retreatment. *Clinical oral investigations.* 2014;18:2015-21.
144. Yoshino K, Ito K, Kuroda M, Sugihara N. Prevalence of vertical root fracture as the reason for tooth extraction in dental clinics. *Clinical oral investigations.* 2015;19:1405-9.
145. Touré B, Faye B, Kane AW, Lo CM, Niang B, Boucher Y. Analysis of reasons for extraction of endodontically treated teeth: a prospective study. *J Endod.* 2011;37(11):1512-5.
146. Kishen A. Mechanisms and risk factors for fracture predilection in endodontically treated teeth. *Endodontic topics.* 2006;13(1):57-83.
147. Ferrari M, Vichi A, Fadda G, Cagidiaco M, Tay F, Breschi L, et al. A randomized controlled trial of endodontically treated and restored premolars. *J DENT RES.* 2012;91(7\_suppl):S72-S8.
148. Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. Patterns of vertical root fracture: factors affecting stress distribution in the root canal. *J Endod.* 2003;29(8):523-8.
149. Kishen A. Biomechanics of fractures in endodontically treated teeth. *Endodontic topics.* 2015;33(1):3-13.
150. Barreto MS, Moraes Rdo A, Rosa RA, Moreira CH, Só MV, Bier CA. Vertical root fractures and dentin defects: effects of root canal preparation, filling, and mechanical cycling. *J Endod.* 2012;38(8):1135-9.

151. Shemesh H, Lindtner T, Portoles CA, Zaslansky P. Dehydration induces cracking in root dentin irrespective of instrumentation: a two-dimensional and three-dimensional study. *J Endod.* 2018;44(1):120-5.
152. Arola D, Ivancik J, Majd H, Fouad A, Bajaj D, Zhang XY, ve ark. Microstructure and mechanical behavior of radicular and coronal dentin. *Endodontic Topics.* 2009;20(1):30-51.
153. 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.
154. 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.
155. Ungerechts C, Bårdsen A, Fristad I. Instrument fracture in root canals - where, why, when and what? A study from a student clinic. *Int Endod J.* 2014;47(2):183-90.
156. 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.
157. Gerek M, Başer ED, Kayahan MB, Sunay H, Kaptan RF, Bayırlı G. Comparison of the force required to fracture roots vertically after ultrasonic and Masserann removal of broken instruments. *Int Endod J.* 2012;45(5):429-34.
158. 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.
159. Abdeen MA, Plotino G, Hassanien EE, Turkey M. Evaluation of Dentine Structure Loss after Separated File Retrieval by Three Different Techniques: An Ex-vivo Study. *Eur Endod J.* 2023;8(3):225-30.
160. Dulundu M, Helvacioğlu-Yigit D. The Efficiency of the BTR-Pen System in Removing Different Types of Broken Instruments from Root Canals and Its Effect on the Fracture Resistance of Roots. *Materials (Basel).* 2022;15(17).
161. 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.
162. Shemesh H, Bier CA, Wu MK, Tanomaru-Filho M, Wesselink PR. The effects of canal preparation and filling on the incidence of dentinal defects. *Int Endod J.* 2009;42(3):208-13.
163. Liu R, Kaiwar A, Shemesh H, Wesselink PR, Hou B, Wu MK. Incidence of apical root cracks and apical dentinal detachments after canal preparation with hand

- and rotary files at different instrumentation lengths. *J Endod.* 2013;39(1):129-32.
164. Teixeira FB, Teixeira EC, 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.
  165. Carr GB. Microscopes in endodontics. *Journal of the California Dental Association.* 1992;20(11):55-61.
  166. Sornkul E, Stannard JG. Strength of roots before and after endodontic treatment and restoration. *J Endod.* 1992;18(9):440-3.
  167. Wilcox LR, Roskelley C, Sutton T. The relationship of root canal enlargement to finger-spreader induced vertical root fracture. *J Endod.* 1997;23(8):533-4.
  168. 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.
  169. Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. *Braz Oral Res.* 2005;19(1):11-6.
  170. Marchionatti AM, Wandscher VF, Broch J, Bergoli CD, Maier J, Valandro LF, et al. Influence of periodontal ligament simulation on bond strength and fracture resistance of roots restored with fiber posts. *J Appl Oral Sci.* 2014;22(5):450-8.
  171. Pruthi PJ, Nawal RR, Talwar S, Verma M. Comparative evaluation of the effectiveness of ultrasonic tips versus the Terauchi file retrieval kit for the removal of separated endodontic instruments. *Restor Dent Endod.* 2020;45(2).
  172. Madarati AA, Watts DC, Qualtrough AJ. Opinions and attitudes of endodontists and general dental practitioners in the UK towards the intra-canal fracture of endodontic instruments. Part 2. *Int Endod J.* 2008;41(12):1079-87.
  173. 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.
  174. Rivera E, Walton R. Cracking the cracked tooth code: detection and treatment of various longitudinal tooth fractures. *Am Assoc Endodontists Colleagues for Excellence News Lett.* 2008;2:1-19.
  175. Martins RC, Bahia MG, Bueno VT. Surface analysis of ProFile instruments by scanning electron microscopy and X-ray energy-dispersive spectroscopy: a preliminary study. *Int Endod J.* 2002;35(10):848-53.
  176. 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.

177. Feldman G, Solomon C, Notaro P, Moskowitz E. Retrieving broken endodontic instruments. *J Am Dent Assoc.* 1974;88(3):588-91.
178. Kapila S, Haugen JW, Watanabe LG. Load-deflection characteristics of nickel-titanium alloy wires after clinical recycling and dry heat sterilization. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1992;102(2):120-6.

## 8. EKLER

## EK-1: Etik Onay Belgesi



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

Sayı : 16969557 - *135*

Konu : ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

**Toplantı Tarihi** : 04 OCAK 2022 SALI  
**Toplantı No** : 2022/01  
**Proje No** : GO 21/1360 (Değerlendirme Tarihi: 21.12.2021)  
**Karar No** : 2022/01-57

Üniversitemiz Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı öğretim üyelerinden Doç. Dr. Selen Küçükaya EREN'in sorumlu araştırmacı olduğu, Dt. Esra YAVAŞ'ın uzmanlık tezi olan, GO 21/1360 kayıt numaralı "*Farklı Giriş Platformları Hazırlığının ve Alet Çıkartma Tekniklerinin Kök Kanalından Kırık Alet Uzaklaştırılması ve Dişlerin Kırılma Dayanımı Üzerindeki Etkisinin Değerlendirilmesi*" başlıklı proje önerisi araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup, 05 Ocak 2022 – 05 Ocak 2023 tarihleri arasında geçerli olmak üzere etik açıdan **uygun bulunmuştur**. Çalışma tamamlandığında sonuçlarını içeren bir rapor örneğinin Etik Kurulumuza gönderilmesi gerekmektedir.

1. Prof. Dr. G. Burça AYDIN	(Başkan)	8. Doç. Dr. Hande Güney DENİZ	(Üye)
2. Prof. Dr. M. Özgür UYANIK	(Üye)	9. Doç. Dr. Tolga YILDIRIM	(Üye)
3. Prof. Dr. Ayşe Kin İŞLER	(Üye)	10. Doç. Dr. Merve BATUĞ	(Üye)
4. Prof. Dr. Sibel PEHLİVAN	(Üye)	11. Doç. Dr. Gülten KOÇ	(Üye)
5. Doç. Dr. H. Tuna Çak ESEN	(Üye)	12. Dr. Öğr. Üyesi Müge DEMİR	(Üye)
6. Doç. Dr. Nüket Paksoy ERBAYDAK	(Üye)	13. Av. Buket ÇINAR	(Üye)
7. Doç. Dr. Betül Çelebi SALTIK	(Üye)		



## EK-2: Tez Çalışması Orjinallik Raporu

## Esra Yavaş TEZ

## ORJİNALLİK RAPORU

%4	%3	%2	%1
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

## BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	<a href="http://acikbilim.yok.gov.tr">acikbilim.yok.gov.tr</a> İnternet Kaynağı	%1
2	<a href="http://openaccess.hacettepe.edu.tr:8080">openaccess.hacettepe.edu.tr:8080</a> İnternet Kaynağı	<%1
3	<a href="http://www.utsakcongress.com">www.utsakcongress.com</a> İnternet Kaynağı	<%1
4	SALAMEH, Majd, ŞEREFÖĞLU, Burcu and PİŞKİN, Beyser. "Farklı Kök Kanal Genişletme Tekniklerinin Alt Çene Küçük Azı Dişlerinin Kırılma Dayanımı Üzerine Etkisinin İncelenmesi", Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 2016. Yayın	<%1
5	Submitted to Kocaeli Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<%1
6	<a href="http://www.ncbi.nlm.nih.gov">www.ncbi.nlm.nih.gov</a> İnternet Kaynağı	<%1
7	"Management of Fractured Endodontic Instruments", Springer Science and Business Media LLC, 2018	<%1

Yayın

8	<a href="http://www.researchgate.net">www.researchgate.net</a> İnternet Kaynağı	<% 1
9	<a href="http://earsiv.etu.edu.tr">earsiv.etu.edu.tr</a> İnternet Kaynağı	<% 1
10	<a href="http://www.science.gov">www.science.gov</a> İnternet Kaynağı	<% 1
11	<a href="http://www.sporbilim.com">www.sporbilim.com</a> İnternet Kaynağı	<% 1
12	<a href="http://www.gecekitapligi.com">www.gecekitapligi.com</a> İnternet Kaynağı	<% 1
13	Submitted to Bülent Ecevit Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<% 1
14	<a href="http://search.trdizin.gov.tr">search.trdizin.gov.tr</a> İnternet Kaynağı	<% 1
15	Submitted to Afyon Kocatepe University Öğrenci Ödevi	<% 1
16	Submitted to Hacettepe University Öğrenci Ödevi	<% 1
17	<a href="http://jmds.mums.ac.ir">jmds.mums.ac.ir</a> İnternet Kaynağı	<% 1
18	<a href="http://p.ayu.edu.kz">p.ayu.edu.kz</a> İnternet Kaynağı	<% 1

- 19 Yoshi Terauchi, Wagih Tarek Ali, Mohamed Mohsen Abielhassan. "Present status and future directions – Removal of fractured instruments", *International Endodontic Journal*, 2022  
Yayın <% 1
- 
- 20 KUMAGAE, Naosuke, Wataru KOMADA, Yuji FUKUI, Daizo OKADA, Hidekazu TAKAHASHI, Keiichi YOSHIDA, and Hiroyuki MIURA. "Influence of the flexural modulus of prefabricated and experimental posts on the fracture strength and failure mode of composite resin cores", *Dental Materials Journal*, 2012.  
Yayın <% 1
- 
- 21 Neslihan Büşra KESKİN, Taha ÖZYÜREK, Zeliha Uğur AYDIN. "Comparison of Root Canal Filling Material Removal Ability of Reciproc Blue, K3XF, and ProTaper Universal Retreatment Nickel-Titanium Rotary Files", *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 2019  
Yayın <% 1
- 
- 22 [jag.journalagent.com](http://jag.journalagent.com)  
İnternet Kaynağı <% 1
- 
- 23 ÖNAY, Emel Olga, ÜNVER, Saadet and ÜNGÖR, Mete. "İki farklı taşkın kök kanal dolgu patındaki boyutsal değişimin ve <% 1

periapikal iyileşme üzerindeki etkilerinin radyografik olarak incelenmesi", Gazi Üniversitesi, 2010.

Yayın

- |    |   |      |
|----|---|------|
| 24 | <a href="http://www.oasismedical.com">www.oasismedical.com</a><br>İnternet Kaynağı  | <% 1 |
| 25 | <a href="http://www.turkiyeklinikleri.com">www.turkiyeklinikleri.com</a><br>İnternet Kaynağı  | <% 1 |
| 26 | <a href="http://1library.org">1library.org</a><br>İnternet Kaynağı  | <% 1 |
| 27 | Hüseyin HATIRLI, Emine Şirin KARAARSLAN, Zülal TEKİROĞLU YELKEN, Gülşah TONGA, Osman DEMİR. "The Effect of Different Surface Treatments and Universal Adhesives on Bond Strength of Composite Resin to Hybrid Ceramic", Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences, 2020<br>Yayın                  | <% 1 |
| 28 | Merve SARI, Pelin TÜFENKÇİ, Zeynep Sena GÜNGÖRDÜ, Şule PEKUZ, Koray YILMAZ. "The Effects of Calcium Silicate Based Sealers Tested in Bulk or with Gutta-Percha on Fracture Resistance of Roots:Experimental Research (In Vitro Design)", Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences, 2023<br>Yayın | <% 1 |
| 29 | <a href="http://www.endoforum.ru">www.endoforum.ru</a><br>İnternet Kaynağı  |      |

&lt;% 1

30

"World Federation for Laser Dentistry (WFLD)  
Congress Hong Kong, 28 - 30 July 2008",  
Lasers in Medical Science, 2009  
Yayın

&lt;% 1

[Alıntılarını çıkart](#) [Kapat](#)[Eşleşmeleri çıkar](#) [Kapat](#)[Bibliyografyayı Çıkart](#) [Kapat](#)

### EK-3: Tez Çalışması Dijital Makbuz



## Dijital Makbuz

Bu makbuz ödevinizin Turnitin'e ulaştığını bildirmektedir. Gönderiminize dair bilgiler şöyledir:

Gönderinizin ilk sayfası aşağıda gönderilmektedir.

Gönderen: Esra Yavaş  
 Ödev başlığı: Esra Yavaş TEZ  
 Gönderi Başlığı: Esra Yavaş TEZ  
 Dosya adı: ESRA\_YAVAS\_TURNITIN.pdf  
 Dosya boyutu: 10.16M  
 Sayfa sayısı: 58  
 Kelime sayısı: 13,277  
 Karakter sayısı: 87,564  
 Gönderim Tarihi: 25-Eyl-2023 03:41ÖS (UTC+0300)  
 Gönderim Numarası: 2176354706

