

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

**KÖKKANALLARINDAN FARKLI KÖKKANAL ALETÇİKA
RMA TEKNİKLERİNİN DİNAMİK YÜKLEME SONRASI
KÖK KIRIKLARINA ETKİSİ**

Dt. Hayriye ERTÜRK

**ENDODONTİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Prof . Dr. Hamdi Oğuz YOLDAŞ**

ADANA 2023

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

**KÖKKANALLARINDAN FARKLI KÖKKANAL ALETÇİKA
RMA TEKNİKLERİNİN DİNAMİK YÜKLEME SONRASI
KÖK KIRIKLARINA ETKİSİ**

Dt. Hayriye ERTÜRK

**ENDODONTİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Prof . Dr. Hamdi Oğuz YOLDAŞ**

ADANA 2023

KABUL VE ONAY

Ç.Ü Diş hekimliği fakültesi uzmanlık programı çerçevesinde yürütölmüşolan
'KÖKKANALLARINDANFARKLIKÖKKANALALETÇIKARMA
TEKNİKLERİNİNDİNAMİK YÜKLEME SONRASI KÖK KIRIKLARINA ETKİSİ'

adlıçalışma,aşağıdaki jüri tarafından Uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.

Tarihi:29/03/2023

TEZ SINAV JÜRİSİ

Yukarıdaki Tez,Yönetim Kurulunun 29/03/2023 tarih ve 9/5 sayılı kararı ile kabul edilmiştir.

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bana bilgi ve birikimini aktaran, öğrencisi olma gururunu hayatım boyunca taşıyacağım, çalışmalarım sırasında bana motivasyon sağlayan, idealist ve saygıdeğer hocalarıma,

Uzmanlık eğitimim süresince bana kendimi aile sıcaklığı ve güveninde hissettiren sevgili çalışma arkadaşlarıma,

Bölüm hemşirelerimiz, sekreterimiz ve çalışanlarımıza ;

Uzmanlık sürem boyunca desteğini ve sevgisini hissettiğim tüm arkadaşlarıma;

Hayatımın her döneminde; gösterdikleri sevgi, aldığım kararlara duydukları saygı ve verdikleri destek için sevgili aileme;

Uzmanlık eğitim döneminde kaybettiğim ama sonsuza kadar benimle olacak canım dedem ve babaanneme;

Sonsuz ve en içten teşekkürlerimi sunuyorum...

İÇİNDEKİLER

Sayfa No:

TEŞEKKÜR	iv
İÇİNDEKİLER	v
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
TABLOALAR DİZİNİ	x
ÖZET	xi
ABSTRACT	xii
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	xiii
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Kök kanalı Şekillendirilmesinde Kullanılan Endodontik Aletler	6
2.2. Kökkanalışekillendirilmesindekullanılanaletlerdeki gelişmeler	6
2.2.1. PaslanmazÇelikAletler	7
2.2.1.1. Tirnerfler	7
2.2.1.2. Reamerlar	7
2.2.1.3. Eğeler.....	7
2.2.1.3.(1). Hedstroem.....	8
2.2.1.3.(2). K-File	8
2.2.2. Nikel-titanyumaletlerveözellikleri.....	8
2.3. KanalTedavisindeMeydana gelenKomplikasyonlar	9
2.4. Kanal Tedavisinde Alet Kırılma Sıklığı, Önemi ve Prognoza Etkisi	10
2.5. KanalAletlerininKırılmaNedenleri	12
2.6. KökkanalıçindealetlerinkırılmasınaİlişkinFaktörler	13
2.6.1. OperatöreilişkinFaktörler	13
2.6.2. DişileilgiliFaktörler	14
2.6.3. Çalışmatekniğivekullanılanaletlerleilgili faktörler	15
2.6.3.1. KökkanalaletlerininÜretimsüreci.....	15
2.6.3.2. Kanalaletlerininüretildiğimetalincinsi	15
2.6.3.3. Kanal aletlerinin dizaynı	15
2.6.3.4. Kanalaletinintipi	18

2.6.3.5. Kök kanal şekillendirilmesi sırasında uygulanan tork değeri.....	19
2.6.3.6. Kök kanal şekillendirilmesi sırasında hız değeri	19
2.6.3.7. Kök kanal şekillendirilmesi sırasında lubrikant uygulanması.....	20
2.6.3.8. Kanal şekillendirme tekniği.....	20
2.6.3.9. Sterilizasyon işlemlerinin kanalda alet kırılmasına etkisi	21
2.6.3.10. Kanal Yıkama Solüsyonlarının kanalda alet kırılmasına etkisi	22
2.6.3.11. Kanal aletlerinin çapı	23
2.6.3.12. Kanal aletlerinin kullanımsayı	23
2.7. Kanal aletlerinin kırılma mekanizmaları	24
2.8. Alet kırılmasına karşı alınacak önlemler	25
2.9. Kök kanallarından kırık alet çıkarılması	26
2.10. Kırık Aletlere Yaklaşım Prosedürleri	26
2.10.1. Kırık Aleti Çıkarmak	26
2.10.2. Kırık Aleti By-Pass Etmek	27
2.10.3. Kırık Aleti Kanalda Bırakmak	27
2.10.4. Kırık Aleti Cerrahi Olarak Çıkarmak	28
2.11. Kök kanallarından kırık alet çıkarılmasını etkileyen Faktörler	28
2.11.1. Dişe Ait Faktörler.....	29
2.11.2. Kırık Alete Bağlı Faktörler.....	29
2.11.3. Ekipman Faktörü	30
2.11.4. Hekim Faktörü.....	30
2.11.5. Hasta Faktörü	30
2.12. Kırık Alet Çıkarma Teknikleri	31
2.13. Kök kanalından Kırık Alet Çıkarılırken Kullanılan Teknikler	33
2.13.1. Ultrasonik sistem hakkında genel bilgi	34
2.13.1.1. Kırık alet çıkarma işleminde Ultrasonik Sistem Tekniği	35
2.13.1.2. Uçlar	37
2.13.2. Trepan frez ile Çıkarma Yöntemleri	37
2.13.3. Broken Tool Remover-BTR Pen.....	37
2.14. Dental Operasyon Mikroskobu (DOM)	38
2.15. Çiğneme Simülatörü	38

2.16. Kırılma Direnci Test Cihazı	39
2.17. Kırık Alet Çıkarma Sırasında Karşılaşılan Komplikasyonlar	39
2.18. Vertikal Kök Kırığı	42
2.19. Kök kanallarından kırık alet çıkarma ile ilgili yapılmış araştırmalar	43
3. GEREÇ VE YÖNTEM	46
3.1. Gereç	46
3.2. Yöntem	47
3.3. Deney kurgusu	47
3.3.1. Dişlerin Seçimi	47
3.3.2. Dişlerin Hazırlanması	48
3.3.3. Deney gruplarının oluşturulması	49
3.3.4. Kanallardan kırık alet çıkarma işlemlerinin uygulanması	53
3.3.4.1. Deney Grupları	55
3.3.5. Kök Kanallarının Şekillendirilmesi, Doldurulması, Periapikal filmlerinin alınması	62
3.3.6. Çiğneme Simülatörü için Örneklerin Hazırlanması	63
3.3.6.1. PDL Simülasyonu ve Akrilik Bloklara Gömülmesi	63
3.3.7. Örneklerin Çiğneme Simülatörü ile Yaşlandırılması	68
3.3.8. Kırılma testi için örneklerin hazırlanması	71
3.3.9. Dişlerin Kırılma Dirençlerinin Ölçülmesi	72
3.3.10. Etkinliklerin değerlendirilmesi	76
3.3.11. İstatistiksel Analiz	76
4. BULGULAR	77
4.1. Kırık Aletin Kök Kanalından Çıkarılabilme Başarısına İlişkin Bulgular	77
4.2. Kırık alet çıkarma süresine ilişkin Bulgular	78
4.3. Dişlerin kök kırılma dirençlerine ilişkin bulgular	80
5. TARTIŞMA	82
6. SONUÇLAR	94
7. KAYNAKLAR	95
ÖZGEÇMİŞ	Error! Bookmark not defined.

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No:Sayfa No:

Şekil 2.1.	GG frezlerinin uçlarının aşındırılarak SP(staging platform-çıkartma platformu) hazırlanmaya uygun hale getirilmesi	32
Şekil 2.2.	SP oluşturma ve kırık aletin koronalini trefanlama	32
Şekil 3.1.	Seçilen örneklerden iki tanesi	48
Şekil 3.2.	Deformeedilmiş#30k-file	50
Şekil 3.3.	Kırıkale(şema) gösterimi	50
Şekil 3.4.	Kırık alet periapikal	50
Şekil 3.5.	Röntgenlerin çekimi	52
Şekil 3.6.	OperasyonMikroskobu	53
Şekil 3.7.	Modifiye edilmiş #1, #2, #3 nolu GG frezle	54
Şekil 3.8.	Kanaldastaging platformoluşturulması	54
Şekil 3.9.	Ultrasonikcihaz	56
Şekil 3.10.	RT2(Elmaskaplıuç)	56
Şekil 3.11.	Kırık aletin BTR Pen ile kavranması ve BTR Pen	57
Şekil 3.12.	Kırık aletin x2,5 büyütme altında BTR Pen ile çıkarılma sırasındakigörüntüsü	58
Şekil 3.13.	x2,5büyütmealtındaortaüçlüdebulunankırıkaletingörüntüsü	58
Şekil 3.14.	Kırık aletin çıkarıldıktan sonraki görüntüsü	59
Şekil 3.15.	Trepanfrezler	61
Şekil 3.16.	Trepanfrezkullanımı	61
Şekil 3.17.	Kanalların şekillendirilmesi ve doldurulmasından sonraki görüntüsü	63
Şekil 3.18.	Kök yüzeyleri mum ile kaplanan diş	64
Şekil 3.19.	Örneklerin akrilik bloğa gömülmesi	65
Şekil 3.20.	Örneklerin silikon kalıplar içerisine yerleştirilmesi	65
Şekil 3.21.	Mum atımı sonrası örneklerdeki boşluklar	66
Şekil 3.22.	Boşlukların ölçü maddesi ile doldurulması	66
Şekil 3.23.	Periodontal ligamentin gösterilmesi	67
Şekil 3.24.	Akrilik rezine gömülmüş bazı örnekler	67
Şekil 3.25.	Periodontal ligament gösterilmesi	68
Şekil 3.26.	Çiğneme simülatöründe örneklerin gösterilmesi	70
Şekil 3.27.	Çiğneme Simülatörüne örnek yüklenmesi	71
Şekil 3.28.	Mine sement sınırında kesilmesi	72
Şekil 3.29.	Kırılma cihazı için örneklerin hazırlanması	72
Şekil 3.30.	Kırılma deneyinde kullanılan universal test cihaz	73
Şekil 3.31.	Universal test cihazına yerleştirilen bir örnek	74
Şekil 3.32.	Kırılma sırasında kullanılan çelik uç	74

Şekil 3.33.	Çelik ucun doğrudan kök yüzeyine dik gelmesi için düzenlenmiş kök yükleme modeli ²¹⁶	75
Şekil 3.34.	Kırılma deneyi sonrası alınan görüntü	75
Şekil 4.1.	Tekniklere göre kırık alet çıkarma başarı oranlarının karşılaştırılması	78
Şekil 4.2.	Grupların kırık alet çıkarma sürelerinin karşılaştırılması (dk)	80
Şekil 4.3.	Dişlerin kök kırılma dirençlerinin karşılaştırılması	81



TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo No:Sayfa No:

Tablo 3.1. ÇalışmaGrupları	51
Tablo 3.2. Çalışmagrupları	51
Tablo 3.3. Çiğneme simülatöründe kullanılan parametreler	69
Tablo 4.1. İki farklı tekniğe göre kırık aletin çıkarılabilme başarısının karşılaştırılması	77
Tablo 4.2. İki farklı tekniğe göre kırık aletin çıkarılabilme süresinin karşılaştırılması.....	79
Tablo 4.3. Herbirörnektekisürebulguları(dk)	79
Tablo 4.4. Dişlerin Kök Kırılma Dirençlerine İlişkinBulgular(1)	80
Tablo 4.5. Dişlerin Kök Kırılma Dirençlerine İlişkinBulgular (2).....	81

ÖZET

Kök Kanallarından Farklı Kök Kanal Alet Çıkarma Tekniklerinin Dinamik Yükleme Sonrası Kök Kırıklarına Etkisi

Bu çalışmanın amacı, ultrasonik-BTR-Pen veya trefanfrez BTR-Pen teknikleri ile kök kanallarından alet çıkarıldıktan sonra restore edilen dişlerin çığneme simülatöründe yaşlanma sonrası kırılma direncinin değerlendirilmesidir. Elli dört tek köklü insan dişi, kırılan enstrümanın çıkarılma yöntemine göre 4 gruba (2 kontrol grubu ve 2 çalışma grubu) ayrıldı. Kırık aletler ya ultrasonik+BTR-Pen sistemi ile ya da trepanfrez+BTRPen teknikleri kullanılarak çıkarıldı. Aletin çıkarılmasındaki başarı oranı ve harcanan süre kaydedildi. Kanallarından aletler çıkarıldıktan sonra restore edilen dişlere çığneme simülatörü ile yükleme yapıldı. Bu çalışmada 6 aya tekabül eden 120.000 devir (1.6 Hz) kullanılmıştır. Yaşlandırma işlemlerinden sonra dişler kesilmiş ve kök bölümleri universal test cihazında 1mm/dak hızla bir yüke maruz bırakıldı. Dişlerin kırık alet çıkarma başarı oranı, süresi ve kök kırılma direnci istatistiksel olarak analiz edildi. Trefanfrez + BTR Pen ve ultrasonik sistem + BTR Pen ile kırık aleti çıkarma başarıları sırasıyla %95,50 ve %86,40 olarak bulundu ve iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamadı ($p>0,05$). Süre karşılaştırıldığında, ultrasonik+BTR-Pen sistemi ($23,97\pm8,35$ dk), trepanfrez+BTR-Pen ($24,1 \pm 8,28$ dk) ile benzer sonuçlar gösterdi ($p > 0,05$). Dişlerin kök kırılma dirençleri incelendiğinde trefan ve ultrasonik grupları arasında fark yoktur ($p=0.989$). Hem Trefan hem de ultrasonik grup pozitif ve negatif kontrol gruplarına göre istatistiksel olarak kırılma dirençleri anlamlı derece daha düşüktür ($p<0,0001$).

Sonuç olarak trefanfrez +BTR Penveultrasoniksistem + BTR Pen grupları arasında kırık alet çıkarılabilme başarıları, süresi ve kök kırılma direnci açısından anlamlı derecede fark yoktur.

Anahtar Sözcükler: BTR-Pen, kırık alet, ultrasonik,trefanfrez

ABSTRACT

The Effect of Different Broken File Removal Techniques On Strength of Roots After Dynamic Loading

The aim of the study is to evaluate the fracture resistance of teeth restored after instrument removal from root canals with ultrasonic-BTR-Pen or trephine bur BTR-Pen techniques after aging in a chewing simulator.

Fifty-four human single-rooted teeth were divided into 4 groups (2 control groups and 2 study groups) according to the removal method of the broken instrument. Broken instruments were extracted either with ultrasonic+BTR-Pen system or removed using trephine bur BTR-Pen techniques. The success rate of instrument removal and consumed time were recorded. The teeth, which were restored after the removal of instruments from their canals, were loaded by a chewing simulator. In this study, 120,000 cycles (1.6 Hz) corresponding to 6 months. After aging procedure, the teeth were cut and the root sections were subjected to a load at a 1 mm/min. rate in a universal testing device. Broken instrument removal success rate, duration and root fracture resistance of the teeth were statistically analyzed. The success of removing the broken instrument with Trephine bur + BTR Pen and ultrasonic system + BTR Pen was found to be 95.50% and 86.40%, respectively, and there was no statistically significant difference between the two techniques ($p > 0.05$). When the time is compared, the ultrasonic+BTR-Pen system (23.97 ± 8.35 min) showed similar results to that of the trephine bur+BTR-Pen (24.1 ± 8.28 min) ($p > 0.05$). When the root fracture resistance of the teeth were examined, there were no statistically significant difference between the trephine and ultrasonic groups ($p = 0.989$). Both trephine group and ultrasonic group were statistically significantly lower than the positive and negative control groups ($p < 0.0001$).

In conclusion, there was no significant difference between the trephine bur + BTR Pen and ultrasonic system + BTR Pen groups in terms of the success, duration and root fracture resistance of the broken instrument.

Keywords: BTR-Pen, broken instrument, ultrasonic, trepan bur

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

Niti	: Nikel Titanyum
SS	: Paslanmaz Çelik
SP	: Çıkartma Platformu
ITD	:İntertübülerDentin
PRD	:PeritübülerDentin
dk	: Dakika
mm	: Milimetre
NaOCl	: Sodyum Hipoklorit
GG	: Gates gliddenfrez
SG	: Stagingplatorm- çıkartma platformu
VRF	: Vertikal Kök Kırığı
°	: Derece
SD	: Standart Sapma

1.GİRİŞ VE AMAÇ

Endodontik tedavide başarı, bir çok faktöre bağlıdır. Kök kanalının şekillendirilmesi, kanal tedavisinde enfeksiyon ve kanal dolgusu gibi sorunları aşamaları tamamını etkileyen, en önemli basamaklardan biridir¹.

Kök kanallarının doğru şekillendirilmesi tedavinin başarısındaki en önemli adımlardan biridir ve sadece mekanik bir müdahale olarak değerlendirilmeyip biyolojik prensipler içinde ele alındığından biyomekanik hazırlık olarak da adlandırılır².

Kök kanallarının büyük bir bölümü eğimli bir anatomik yapıya sahiptir, öteyandan endodontik eğeler düz metallerden üretilmektedir. Bu şekilde üretilen kanal aletleri ile yapılan şekillendirme sonrasında dengesiz kuvvet dağılımı sonucu, kök kanalı içinde belli bölgelerde fazla aşınma meydana gelir. Kanal aletleri şekillendirme sırasında, düzleşmeye çalışacağı için alet kırılması gibi komplikasyonlar ortaya çıkabilir¹.

Bazı çalışmalar kırık alet varlığının, bulunduğu dişteki iyileşme üzerine etkisi olmadığını belirtirken^{3,4}, özellikle periapikal lezyonlu dişlerde tedavinin başarısı için kırık aletin çıkarılması gerektiğini vurgulayan çalışmalar da vardır^{5,6}.

Kanal içinde kalın kırık parça, kök kanal sisteminin bloke ederek, başarılı bir kanal şekillendirme, temizleme ve doldurmayı engeller⁷. Sonuç olarak, tedavinin başarısını olumsuz yönde etkilebilir^{6,8-11}.

Kök kanalından kırık aletleri çıkarmak oldukça zor ve zamanlıdır. Kırık parçaları kanaldan uzaklaştırabilme başarısını etkileyen faktörler arasında kırık aletin kanal kurvatürü ile ilişkisi, kanaldaki pozisyonu ve kanalın kurvatür açısı yer almaktadır¹².

Literatür araştırıldığında, kırık alet çıkarma işleminin indentinin aşırı uzaklaştırılmasına bağlı olarak kök dayanıklılığını %30-%40 oranında azalttığı ve bu işlemin dikey kök kırığı oluşumu için predispozan bir faktör olarak rol oynadığı görülmüştür¹³.

Kırık alet çıkarma işlemi, dişte herhangi bir komplikasyon oluşturmadan uygulanmalıdır. Bu işleme başlanmadan önce, kırık alet çıkarma işleminin avantaj ve dezavantajlarını değerlendirerek bir karar vermelidir¹⁴.

Kırık aletlerin başarılı bir şekilde çıkarılması, kök kanal tedavisinin başarısını garanti etmez. Bu nedenle, bir klinisyen, kırık aletin başarılı bir şekilde çıkarılması ile maksimum miktarda diş dokusunun kalite ve miktar bakımından korunması arasında bir denge bulmalıdır.

Kırık aletlerin kanal sisteminden çıkarılması için çeşitli cihazlar ve teknikler değerlendirilmiştir¹².

Kanallardan kırık alet çıkarmaya yönelik geliştirilen ilk sistem Masseran kitsistemidir¹⁶. Massearan kit, farklı çapta trepanfrezler ve ekstraktör tüpünden meydana gelir. Masseran kit; işlem sırasında radikuler dentini aşırı miktarda uzaklaştırdığı¹⁶, kökün zayıflamasına ve perforasyon riskinin ortaya çıkmasına neden olduğu için dikkatle kullanılması gerektiği belirtilmiştir¹⁷.

Uzun yıllar sonra bu sistemin modifikasyonları farklı isimlerle tanıtılmıştır. Ultrasonik sistem, Siyanoakrilat gibi adezivlerin kullanımı, Canal-Finder System, Tube and Hedstroem tekniği, İyodine Triklorit gibi kimyasal ajanların kullanımı, Loop tekniği, IRS (Instrument Removal System), SIR (Separated Instrument Retrieval), FRS (File Removal System) gibi sistemler kırık alet çıkarma işlemlerinde geçmişten bugüne kadar kullanılmış olan sistemlerdir¹⁸.

Kırık enstrümanı çevreleyen dentinin çıkarılması ve kırık fragmanların çıkarılması için bir dental operasyon mikroskobu (DOM) ile birleştirilmiş ultrasonik cihazların ve uçların etkinliği bildirilmiştir^{12,19}. Kırık Alet Çıkarıcı (BTR)-Kalem sistemi (Cerkamed Medical Company, Polonya) yakın zamanda tanıtılan bir çıkarma sistemidir²⁰.

Nikel (Ni) halkasına sahip ultra ince ve oldukça elastik bir çalışma ucunun kullanılması, kırılan aletin olası bir şekilde kavranmasını sağlar. Dar ve kavisli kök kanallarına yerleştirilmesine izin veren şekil hafızası sayesinde kanalın aşırı genişletilmesine ihtiyaç duymaz. BTR-Pen sistemi hakkındaki bilgilerimiz, büyük ölçüde, çoğunlukla klinik vakalardan elde edilen çok sınırlı verilere dayanmaktadır ve literatürde BTR-Pen'in etkinliği ile ilgili herhangi bir araştırma yapılmamıştır²¹.

Günümüzde kadar çok sayıda kırık alet çıkarma sistemi ve tekniği, kullanılmış olmasına rağmen başarı oranı ve güvenilirliği kesinlik kazanmış tek bir tekniktensözüdeilememektedir¹⁸.

Bu çalışmanın amacı ultrasonik-BTR-Pen ve trepanfrez-BTR-Pen teknikleri ile kök kanallarından alet çıkarılması sonrası restore edilen dişlerin çiğneme simülatöründe yaşlandırılması sonrası kırılma dirençlerinin değeriendirilmesidir. Değeriendirmekriterlerimiz;kırıkaleitlerinkanaldanıkarılabilirliğı,kanaldanıkarılmasıiğnereken süreveıkarılmasonrasında dişin kırılmaya karşı gösterdiği direncin miktarınınölölmesidir.



2.GENEL BİLGİLER

Endodontik tedavinin amacı, pulpa ve periapikal doku hastalığı bulunan dişlerin,biyolojik ortamla uyumlu bir şekilde, çene arkları üzerinde devamlılığını sağlamaktır²². Endodontik tedavinin başarısı, doğru bir tanıdan sonra, kökkanalının temizlenmesi ve şekillendirilmesi, üç boyutlu olarak sızdırmaz bir şekildedoldurulmasınabağlıdır²²⁻²⁵. Bu faktörlerarasında en önemli aşamalardan biri, kök kanalının şekillendirilmesi ve temizlenmesidir.²⁵⁻²⁸. Kök kanalının temizlenmesi sadece kanal aletleri yardımıyla gerçekleştirilebilenmekanik bir işlem değildir. Kanal eğeleriile mekanik temizlemenin, kök kanalındabulunan pulpa artıkları, debris ve mikroorganizma sayısınıönemli ölçüde azaltmaklabirlikte, tümüyle temizleyemediği bilinmektedir. Bunun nedeni kök kanallarının sonderecekarmaşıkbiranatomikyapıyasahipolmasıdır.Bumekanikişlemler‘Biyomekanik preparasyon’ olarak adlandırılmaktadır^{26,29}.Mekaniktemizliğeekolarakuygunbiryıkamasolüsyonukullanılması nın temizlik etkisini fazlasıylaarttırdığı gösterilmiştir.Mekanik temizliğeek olarak yıkama solüsyonu kullanılması “Kemomekanikpreparasyon” olarak ifadeedilmektedir^{26,29}.

Schilder²⁴yayınladığı çalışmada,kök kanalı preparasyonuişlemlerinin“Cleaning&Shaping” (temizleme ve şekillendirme) olarak adlandırılması gerektiğinedikkat çekmiş ve bu gün bile geçerliliğini koruyan biyolojik ve mekanik prensipleritanımlamıştır.

Schilder’e²⁴göre

Kökkanalıpreparasyonununmekanikprensipleri:

- Kökkanalıapekstenbaşlayıpkuronaladoğrubüyüyenkonikbirformda şekillendirilmelidir.
- Kökkanalınınorijinalformunasadık alınmalıdır.
- Foramenapikale’ninpozisyonudeğişmemelidir.
- Foramenapikale, kanalınendaryeri olmalıdır.
- Dilaserasyonlu kanallarınherbiri farklı seviyelere bölünerek,herbirkanal herdüzeyde ayrıayrışekillendirilmelidir.

Biyolojik prensipler:

- Kök kanallarında bulunan mikroorganizmalar, pulpa artıkları ve tüm debrisler temizlenmelidir.
- Artık maddeler foramen apikale denitilmemelidir.
- Kök kanal tedavisitekse anstatamamlanmalıdır.

Peters ve Peters²⁸ , ise kök kanal sisteminin temizlenip şekillendirilmesindeki amaçları aşağıdaki gibi özetlemiştir:

- Kök kanalındaki yumuşak vesert dokuyu uzaklaştırmak
- İrrigasyon solüsyonlarını, kök kanalının girişinden, foramen apikaleye kadar ulaştırıp dezenfeksiyon etkinliklerini sağlayabilmek
- Kanal içi medikamentler ve yapılacak kanal dolgu su için yeterli bir uygun boşluk oluşturulabilmek
- Kök yapılarının bütünlüğünü koruyabilmektir.

Başarılı bir kanal temizleme ve şekillendirme için ilk adım, yeterli genişlikte bir kural giriş elde etmektir. Kök kanalının apikal şekillendirilmesi sırasında kanalaletlerinin kanal dışına çıkmaması gereklidir. Kök kanalına, kök ucuna doğru daralankonik bir form verilmesinin, kanal dolgu işlemlerini kolaylaştıracağı çalışmalar da gösterilmiştir. Bu şekilde bir form verilmesi, plugger, spreader ya da diğer kanal dolgu aletlerinin, kanal içine serbestçe girmesini ve bulaletlere yeterli kuvvet uygulanabilmesini sağlar. Aynı zamanda, güta perkanın kök kanalına uyumlu bir şekilde yerleştirilmesini kolaylaştırır²⁸.

2.1. Kök kanalı Şekillendirilmesinde Kullanılan Endodontik Aletler

Kök kanalı şekillendirme aletleri ilk olarak, karbon çeliğinden üretilmişlerdir. Karbon çeliğinden yapılan kanalaletleri, kimyasallar (iyodine vb) ve buhar ile sterilizasyondan dolayı korozyona uğrarlar. Bu kanalaletleri, yetersiz elastik özellikleri, kırılma olmaları, otoklav işlemleri ve yıkama solüsyonları ile korozyona uğramaları, 150°C fazla ısıya dayanıklı olmamaları gibi nedenlerle terk edilmişlerdir³⁰.

Daha sonra kök kanal aletleri üretiminde paslanmaz çelik alaşımlar kullanılmaya başlanmıştır³¹. Son dönemlerde de Nikel-Titanyum alaşımlardan endodontik aletler üretilmesi ile önemli gelişmeler meydana gelmiştir³⁰. Kök kanal sisteminin temizlenmesi ve şekillendirilmesi için çok sayıda kök kanal aleti ve kanal şekillendirme tekniği ortaya çıkarılmıştır. Kök kanal şekillendirilmesinde kullanılan aletler 3 ana gruba ayrılmıştır. Bunlar³⁰:

- Grup 1: El ve parmak ile kullanılan kanalaletleri (K-file, Hedstroem, Tirner f)
- Grup 2: Düşük hızda kullanılan, mandal tipi parça aletler (mandal şeklindeki parça aletin çalışan kısmında bulunur) (Gates glidden frezleri, (GG), Peeso reamer)
- Grup 3: Anguldrua ile kullanılan aletler. El ile kullanılan aletlere benzerler. Nikel-titanyum aletlerin popülerleşmesiyle birlikte, çok sayıda alet bu gruba katılmıştır³⁰.

2.2. Kök kanal şekillendirilmesinde kullanılan aletlerdeki gelişmeler

Fabrikasyon olarak üretilen ilk kanal eğeleri 1900 lü yılların başında (Kerr Manufacturing Co. of Romulus, Michigan, USA) firması tarafından üretilmiş olup bundan sonra da K-Tipi eğeler olarak isimlendirilirler. K-Tipi eğeler, K-reamer ve K-file olarak iki çeşit olup aynı şekilde üretilirler. Aralarındaki temel fark; K-reamer'ın üçgen kesitli birtelin, K-file'ın ise kare kesitli birtelin bükülmesi ile elde edilmesidir. Teknolojik gelişmeye paralel olarak, zaman içinde farklı dizaynlar sahip, pek çok kanal eğesi kullanıma sunulmuştur. Bu alandaki en önemli aşama, Ni-Ti alaşımından yapılan kanalaletlerinin endodonti pratiğine girilmesi ile ortaya çıkmıştır.

Bu aletler, sadece metal düzeyde değil, dizayn, tapergibi pek çok konuda ISO standartlarından farklı

iklar göstermektedir. Kanal tedavisinde kullanılan aletler paslanmaz çelik ya da nikel-titanyum alaşımlardan olmak üzere iki tip metalden üretilmektedir³⁰.

2.2.1. Paslanmaz Çelik Aletler

Üretim şekilleri ve kullanımı yöntemlerine göre 3 grupta değerlendirilebilir.

2.2.1.1. Tirnerfler

Kök kanalından pulpa dokusunu çıkarmak için tasarlanmış aletlerdir²⁸. Uzun yıllar, kanal şekillendirilmesi için kullanılmış olsa da, basınç altında kolay kırılabilmesi için, ancak yumuşak dokuyu uzaklaştırabilmek için kullanılır²⁷. Yumuşak çelik tellerden hazırlanır. Farklı çap veren kodları ile üretilmektedirler. En küçük tirnerf, 20 no'lubireğin çapına sahiptir. Bununla birlikte, darkanallara ilk giriş tirnerfi yapılmamalıdır²⁷. Ni-Ti döner aletlerin kullanıma girmesi ile beraber tirnerf kullanımı, önemsiz hale gelmiştir. Kanal şekillendirme işlemlerinin hızlı bir şekilde yapılması ve kanali içinde bulunan (pamuk pelet vb.) materyallerin uzaklaştırılması amacı ile kullanılmaktadır^{27,28}.

2.2.1.2. Reamerlar

1900' lü yılların başından beri, pulpanın çıkarılması ve kanal duvarlarının genişletilmesi amacı ile kullanılmaktadır²⁷. Reamer, kanala yerleştirildiğinde direnç hissedilen noktada, saat yönünde 120° döndürülerek, geri çekilir³². Bu şekilde dentini keser. Kesici kenar açısı, 60° olan esnek bir materyaldir^{27,32}. Reamer ile eğileme yapıldığında, düşük etkinlik gösterir²⁷. K-Reamer ve K-Flexoreamer ise reamer modifikasyonları olarak üretilmişlerdir.

2.2.1.3. Eğeler

Kanal şekillendirilmesinde, sert doku uzaklaştırılmasında kullanılırlar. Reamer indizaynında bazı değişiklikler yapılarak, kanal duvarlarını reamera göre daha etkili ve hızlı şekillendirebilmek için tasarlanmış aletlerdir²⁷. Tümeğeler, eğileme hareketi ile çalışır. Çünkü eğeler, kırılmaya karşı az fleksural direncine sahiptirler. Eğelerin kesme yeteneğinde, aletin kesici adımlarının sayısı ve alet ucunun formu etkilidir.

2.2.1.3.(1). Hedstroem

1950'lerin başında Ostby tarafından tanıtılmıştır. Dairesel bir yatay kesite sahiptir. Kanalda sadece eğilemeyebilir. Torsiyonel kırılmaya karşı direnci az olduğu için, dönme hareketi ile kullanılamaz^{32,33}. Frezlenerek elde edildiği için, kesici kenar çok keskin olarak şekillendirilebilir. Kök kanallarının şekillendirilmesinde, diğer kanal aletlerine göre oldukça hızlıdır ve daha fazla dentin uzaklaştırır. Geniş kanalların şekillendirilmesinde kullanımı önerilmektedir^{27,28}. Hedstroem eğeler, aynı büyüklükteki diğer kanal aletlerine göre dentini çok daha etkili şekilde keserken, diğer kanal aletlerine göre daha küçük çaplı yatay kesite sahip olduğu için, kırılmaya daha yakındır. Uni-file ve Seğeler, Hedstroem eğelerin modifikasyonlarıdır^{32,33}.

2.2.1.3.(2). K-File

Kare ya da üçgen kesitli bir metalin burkulması ile meydana gelir. ISO sembollerinde dörtgen şekli ile gösterilir²⁸. Reamerden daha çok kesici kenara sahiptir, eğileme yapar²⁸. K-file eğeler 90° döndürülüp çekilir, eğileme yapabilir. K-eğeleri, tüm k-tipi eğe (Flexicut, K-Flexo, K-Flex) modifikasyonlarının prototipidir. Mekanik dayanıklılığı, reamer ve Hedstroem eğelerin den daha fazladır^{27,32}. Burkulmaya karşı, reamerden daha çok direnç gösterir³⁴. K-file kullanımı, iyi kesme yeteneği ve fleksibilitesi nedeniyle önerilmektedir.

2.2.2. Nikel-titanyum aletler ve özellikleri

Nikel-titanyum kanal aletleri, son 20 yıl içinde kök kanal tedavisinde kullanılan önemli materyallerden biri olmuştur^{18,35,36}. Nikel titanyum döner aletlerin ortaya çıkması, endodontik tedavide devrim olarak kabul edilmektedir^{37,38}. İlk olarak 1960'lı yıllarda Buehler şekil hafızası ve süper elastiklik özelliklerine sahip olan nikel-titanyumu geliştirmiş ve bu alaşımı Nitinol olarak adlandırmıştır^{37,39}, Ni-Ti alaşımları endodontiye giriş yapmıştır. Paslanmaz çelik eğeler ile karşılaştırıldıklarında, Ni-Ti kanal eğelerinin en belirgin avantajları, süper elastiklik özellikleridir. Bu özelliklerinden dolayı dar ve eğimli kanallarda herhangi bir düzensizlik ya da sapma meydana getirmeden kanalın orjinal şeklini koruyarak

kanal şekillendirmesi yapılabilir^{33,34,37,40,41}, Ni-Ti

kanal aletlerinin, diğer bir önemli özelliği şekil hafızasıdır. Bu özellik, deformasyon uğradıktan sonra, bile aletin orijinal şekline geri dönebilmesini sağlar^{33,44}. Ni-Ti kanal aletleri, geleneksel aletlerinde bulunmayan, çeşitli konisite açıları, dizayn özellikleri, yiv sayısı, kesme açıları, kesit şekli gibi, özgün niteliklere sahiptirler⁴¹. Döner sistemler ile kullanılan Ni-Ti kanal aletleri, torsiyonel yükleri azaltmak için genellikle Crown-down tekniği ile kullanılmaktadır⁴².

Ni-Ti kanal aletlerinin uygulama kolaylığı, tedavi zamanının kısalması gibi avantajlarının yanı sıra, eğimlik kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında ortaya çıkabilecek komplikasyon olasılığı da azalmıştır^{43,44}. Tüm bu avantajlarına rağmen, bu aletler de kanal tedavisi sırasında bir belirti vermeden kırılabilirler^{14, 37, 41, 45, 46}.

Ni-Ti kanal aletlerinin özellikleri:

- Süper elastiklik
- Biyolojik uyum
- Klinik direnç
- Yüksek yorgunluk direnci
- Termal şekil değişikliği
- Stressürekliliği
- Elektrik direnci
- Şekil hafızasıdır.

2.3. Kanal Tedavisinde Meydana Gelen Komplikasyonlar

Kanal tedavisi esnasında meydana gelebilecek komplikasyonları Torabinejad ve Lemon⁴⁷ şöyle sınıflamışlardır.

A. Giriş şekillendirme sırasında meydana gelen perforasyonlar

B. Kanal şekillendirme ve temizleme sırasında meydana gelen komplikasyonlar

1. Basamak oluşumu

2. Yapay kanal oluşturma

3. Kök perforasyonları

4. Kırık aletler

5.Diğer komplikasyonlar

C.Kanal dolgusu sırasında meydana gelen komplikasyonlar

1.Eksik kanal dolgusu

2.Taşkın kanal dolgusu

3.Dikey kök kırıkları

D.Post boşluğu hazırlanması sırasında meydana gelen komplikasyonlar

2.4. Kanal Tedavisinde Alet Kırılma Sıklığı, Önemi ve Prognoza Etkisi

Kök kanalına normal boyunda yerleştirilen eğenin, kanaldan boyu kısalarak ucunun körleşerek çıkması, başlangıçtaki çalışma boyuna kadar oluşturulan patensi kaybı,

gibi durumlarda kanalda alet kırılmasından şüphelenilebilir. İlgili dişten radyografi çekilerek, bir yargıya varılabilir⁴⁸.

Kanal tedavisi görmüş dişlerde, kırık alet bulunma insidansı ile ilgili çeşitli bilgiler mevcuttur. Tedavi sırasında kullanılan aletler incelendikten sonra yapılan çalışmalarına göre; Sattapan ve ark.⁴⁹, bu oranı % 21 olarak bildirirken; Parashos ve ark.⁵⁰ % 5, Alapati ve ark.⁵¹ % 5,1; Arens ve ark.⁵² % 0,9 olarak bildirmişlerdir.

Kanal içinde kırılan aletlerle ilgili yapılan çalışmalara göre elle kullanılan kanal aletlerinin (genellikle paslanmaz çelik) kırılma insidansı ort. % 1,6^{3,9,54}; döner sistemler ile kullanılan Ni-Ti aletlerin kırılma insidansı ort. % 1,0 olarak belirtilmiştir^{10,46,54,55,56}.

Kök kanallarında alet kırılması, özellikle eğimli ve dar kanallarda şekillendirmeyapılırken meydana gelen önemli komplikasyonlardan biridir⁵⁷. Kırılan kanal aleti, kök kanalının şekillendirilmesi ve dezenfeksiyonunun ideal olarak tamamlanmasını önlerken, apekte ulaşmayı zorlaştırmakta hatta engelleyebilmektedir^{6,14,18,58,59}. Kök kanalı içinde alet kırıldığında, tercih edilen uygulama, kırık aletin kanaldan çıkarılmasıdır⁶¹. Ancak, kırık alet kanaldan çıkarıldıktan sonra kök kanalı optimal şekile temizlenip şekillendirilir, kanal içi engeller ortadan kaldırılabilir¹⁴. Eğer kırılmış kanal aleti, bulunduğu bölgenin ilerisinde, başarılı bir kanal temizlenmesini engelliyor ve kanal içinde mikrobiyal kontrol sağlanamıyor ise; kanalı içinde pulpa doku artıkları, bakteri ve toksinleri kalabilir. Bu durumda, dişin prognozu olumsuz etkilenebilir^{9,46,61,62}.

Günümüzekadarazsayıdaçalışma,kanaliçindekırıkaletbulunmasının,endodontik tedavinin sonucunu etkileyip etkilemediğini değerlendirmiştir. Grossman⁶, Fox ve ark.⁶³, Kerekes ve Tronstad⁵³ gibi bazı araştırmacılar, kanaldakırık alet bulunmasının özellikle kök ucunda bir lezyon varlığında tedavi sonucu üzerineolumsuz etkisi olduğunu; Ingle ve Glick⁶⁴, Crump ve Natkin⁴, Sjögren ve ark.⁹ gibi araştırmacılar ise kanaldaki alet kırığının, iyileşme üzerine bir etkisiolmadığınıbildirmişlerdir. Operasyon öncesiolarakdişteperiapikal lezyonbulunması,prognozu etkileyen ana faktördür^{6,46,63,65}. Parashos ve Messer⁶², araştırmalarında olguların yarısında kalankırık aletin iyileşmeyi etkilediğini, diğer yarısında ise herhangi bir etki göstermediğinibildirmişlerdir. Spili ve ark.⁴⁶, kanal içinde kırık alet bulunmasının tek başınaprognozetkileyenbirtaktör olmadığını,işlemöncelikteperiapikal lezyonbulunmasınınprognozetkileyenönemlifaktör olduğunubildirmişlerdir. Araştırmacılar, tedavi sonrası iyileşme düzeyinin,lezyonu olan dişlerde olmayanlara göre%11,7 daha az olduğunu,aradaki farkınistatistikselolarakanlamlı olduğunubildirmişlerdir. Araştırmacılarçalışmalarındaoperasyon öncesi lezyonu olmayandışlerde,hastanınyaşı,cinsiyeti,diş tipi,tedavininilktedaviyadaretreatment olması,kanal içinde aletin hangi seviyede kırıldığı, kırık aletin üretildiği metalin tipi(nikel-titanyum/paslanmaz çelik),kırıkaletin kanal içindebypass edilip edilemediğigibi değişkenlerin, tedavi sonucunu önemli şekilde etkilemediğini,sonucu etkileyendeğişkenlerin endodontik tedavi ile ilgili olduğunu bildirmişlerdir. Saunders ve ark.⁶⁶ ise;kanaliçindebulunankırıkaletin,bakterigeçişiniengellemediğibunedenle tedavibaşarısınınolumsuz etkilenebileceğinibildirmişlerdir.

Kanal içinde alet kırılan dişlerin prognozu, kanalın apikal kısmının ne kadartemizlenebildiğine ve doldurulabildiğine, kanal dolgusunun, kalan kırıkaleti ne kadarkapsadığına, kısaca mikrobiyal kontrolün sağlanabilmesine bağlıdır^{46,48}. Eniyiprognoz,kanalşekillendirilmesininsonsafhalarında, çalışma boyunda büyük bir kanal aletin kırılması sonucu ortaya çıkabilir.Kırık alet, kanal debrislerden temizlenemediğinden önce apeksten kısa ya da apeksin dışınataşmış şekilde kırılmış ve boyu kısa ise prognozun zayıf olduğu ileri sürülmektedir⁴⁸. Kanal tedavisi uygulanırken, yüksek teknik standartlarda çalışılmış ise; operasyon öncesi periapikal lezyon bulunmasının,prognoz üzerine etkisinin daha az olacağı; çalışma teknik olarak yetersiz yapılmışsa,lezyonun başarı üzerine etkisinin önemliolacağı belirtilmiştir⁹.

Kırık aletin çıkarılması sırasında, diş yapısından aşırı madde uzaklaştırılması da, prognozu olumsuz etkileyen faktörlerden biridir^{14,67}. Kanal aletinin, kökün apikal kısmında kırılmış ve bu bölgeyi tıkamış olduğudurumlarda, kırık parçanın kanal dolgusu ile aynı etkiye sahip olduğu; bu nedenle alet kırılması sonrası yapılan kanal dolgularının başarı oranının, iyi doldurulmuş bir kanalın başarı oranı kadar yüksek olduğu yapılan çalışmalarda belirtilmiştir^{4,63}. Rahimi ve Parashos⁶⁸, periapikal lezyonu olmayan dişlerin tedavisi sırasında, kemomekanik işlemlerin tamamlanmasına yakın kanal aletinin kırılması ve kırık aletin kanal içinde bırakılabilmesini bildirmişlerdir.

Suter ve ark.⁶⁷, vital bir dişte şekillendirme ve temizleme aşamasının son bölümlerinde veya kanaldan kalsiyum hidroksit uzaklaştırılması sırasında kanal içinde alet kırıldığında, kırık aletin kanal içinde bırakılabilmesini bildirmişlerdir.

Kanalda kırık alet bulunan dişlerde, ortograd yol ile kırık alet çıkarılmıyor ve dişte semptomlar mevcut ise; apekse ulaşabilmek, sonuç için kritik önem taşıyor. Butip olgularda, apikal rezeksiyon ve sonrasında retrograd dolgu yapılarak tedavi tamamlanabilir⁴⁸.

2.5. Kanal Aletlerinin Kırılma Nedenleri

Kanal aletlerinin üretildiği alaşım (paslanmaz çelik ya da nikel-titanyum) ve şekillendirme tekniği (El aleti ya da döner alet) ne olursa olsun, her türlü kanal aleti tedavisindeki kırılabilir⁵⁹. Yetersiz esneklik ve dayanıklılığa sahip kanal aletlerinin, yanlış kullanımları kanal içinde kırılmaya neden olabilir⁴⁸.

En sık karşılaşılan alet kırılma nedeni ise; aletin yanlış kullanımı ya da aşırı kullanımıdır⁶⁹. Bu gibi durumlarda, kanal aleti daha fazla kullanılmamalı, yeni bir kanal aleti ile değiştirilmelidir. Kanal şekillendirilmesi sırasında alete aşırı apikal basınç uygulanması, kanal aletinin vidalanmasına ya da sürtünmenin artmasına ve metalin aşırı stres yüklenmesine neden olduğu için, kırılmaya yol açabilir^{48,59}.

Kök kanalları içinde kırılan kanal aletleri, eğetipleri, gates glidden frezleri, peeso drilleri, lentül spiral pat doldurucuları, termomekanik güta perkompaktörleri ve aletlerinin (spreadervb) uçlarıdır^{59,62}. Son on yılda Ni-Ti

dönerelet sistemlerinin kullanımının artması nedeniyle kanalda alet kırılma insidansı, oldukça artmıştır⁵⁰.

2.6. Kökkanalı içinde aletlerin kırılmasına ilişkin Faktörler

Kök kanalı içinde alet kırılmasını etkileyen faktörler; operatör ile ilgili faktörler, dış ile ilgili faktörler ve çalışma tekniği ile ilgili faktörler olarak 3 ana başlık altında değerlendirilebilir.

1. Operatöre ilişkin faktörler

- Operatörün deneyimi

2. Dış ile ilgili faktörler

- Kök kanalı anatomisi, kanala girme yarıçapı ve derecesi

3. Çalışma tekniği ve kullanılan aletlerle ilgili faktörler

- Kanalalet dizaynı ve teknik
- Dönme Hızı
- Tork
- Üretim aşamaları
- Lubrikant kullanımı
- Daha önceki kullanımlar
- Sterilizasyon işlemleridir.

2.6.1. Operatöre ilişkin Faktörler

Kök kanalaletlerinin kırılmasında etkili olan faktörlerden kanalı geometrisi, kullanılan kanalı aletleri, dönme hızı gibi faktörlerin yanında, operatörün deneyimi de önemli faktörlerden biridir^{36,70-73}. Mandel ve ark.⁷¹, kanalda alet kırılmasının genellikle bir tekniğin öğrenilmesi sırasında meydana geldiğini; alet kırılmasına neden olan diğer faktörler aynı etkiye sahipken, operatör deneyiminin tek başına çok etkili bir faktör olduğunu vurgulamışlardır. Deneyim, operatörün kullanmayı seçtiği sistem ve doğru uygulamasından, kanalı aletlerinin kullanım sayısına kadar vereceği kararlarda önemlidir⁷³. Özellikle belli bir açısal düzeni takip eden kanalaletlerinin kullanımı sırasında, vidalanma etkisinin hissedilebil

mesiancakoperatörünedindiğitecrübelerlemümkünolabilir.Yapılançalışmalarda,aletkırılma
mainsidansınınfarklılıkgöstermesioperatöründeneyimiileilişkilendirilmiştir⁶².

2.6.2. DişileilgiliFaktörler

Kökkanalının karmaşık anatomisi, kanalaletlerinde stres birikimine ve kırılmaya neden olan en önemli faktörlerden biridir^{38,70,74-79}. Kök kanalı şekillendirilmesindeki hedefler, düz köklü kanallarda kolayca sağlanabilirken, dar ve eğimli kök kanallarında zordur. Butip kanalların şekillendirilmeleri sırasında kanal aletlerinin distorsiyon, aşınma ya da kırılma olasılığı fazladır^{7,32,58}. Ayrıca basamak, blokaj, kök perforasyonu, apikal zip, elbow oluşumu, stripper perforasyon, debrisin kanaldışına ekstrüzyon gibi komplikasyonlar, en çok eğimli, kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında meydana gelir²⁷. Büyük azı dişleri, genellikle eğimli ve ince kök kanallarına sahiptir. Eğimli ve ince kanalların yatay kesitte, oval ya da kurdele şeklinde düzensiz bir yapıda oldukları bilinmektedir, bu nedenle şekillendirilmesi zordur. Endodontik tedavide kanal aletleri en çok kökün apikal 1/3 bölgesinde^{73,80-83} ve büyük azı dişlerinde kırılırlar^{10,79}. Yüksek eğim derecesi ile küçük yarıçapa sahip kök kanalları, şekillendirme sırasında kolaylıkla kanalaletlerinin kırılabilceği yapıda kanallardır. Üst büyük azı dişlerinin palatinal kökleri ve alt büyük azı dişlerinin distal kökleri bu anatomik yapıda dişlerdir⁸⁴. Alt büyük azı dişlerinin mesial köklerinde alet kırığının sık görülmesinin bir nedeni de, radyografide farkedilemeyen ancak, yüksek oranda proksimal yönde bulunduğu bilinen kök eğimleridir⁸⁵. Alet kırığının en çok meydana geldiği dişler sırasıyla; alt büyük azı dişlerinin mesial kökleri ve üst büyük azı dişlerinin mesiobuccal kökleridir^{67,80,83,88}. Üst büyük azı dişlerinde, anatomik yapı nedeniyle, kanal girişinin sağlanmasının zor olduğu bölgelerde, direk çalışmak mümkün olmayabilir, indirek çalışmak gerekebilir. Aynı zamanda, bu dişlerdeki anatomik varyasyonlardan dolayı mesioantral kanal gibidördüncü hatta beşinci kanallargörülebilir.

2.6.3. Çalışma tekniği ve kullanılan aletlerle ilgili faktörler

2.6.3.1. Kök kanalaletlerinin Üretim süreci

Kök kanalaletlerinin üretildiği alaşıma yapısının yanı sıra, üretim sırasında geçirdikleri yüzey bitirme işlemleri, üretim süreci ve üretici firmanın kullanıcıya önerdiği talimatlar, kanalaletlerinin kullanımı ve kırılmaya eğiliminde önemli rol oynamaktadır⁸⁷.

Kanalaletlerinin üretimleri sırasında, yüzeyde çukurcuklar, düzensizlikler ve üretim defektleri kalabilir. Bu defektler, mikro çatlakların meydana gelmesi için zemin oluştururken; kanal aletinin korozyona uğramasına ve kolay kırılmasına neden olur^{37,76,88-91}.

2.6.3.2. Kanalaletlerinin üretildiği metalin cinsi

Kanal aletlerine uygulanan kuvvetlerin, elastikiyet limitini aştığı durumlarda, kanal aleti kırılabilir⁴⁸. Nikel-Titanyum kanal aletleri, paslanmaz çelik aletlerle karşılaştırıldığında, çok daha esnek ve kırılmaya karşı yüksek direnç sahiptirler^{37,58}. Ni-Ti kanalaletleri, şekil hafızası özelliklerinden dolayı kuvvet karşısında esnedikten sonra, eski formuna geri döner. Halbuki paslanmaz çelik aletlerin böyle bir özelliği yoktur. Ancak, Ni-Ti kanalaletlerinin de belirli miktarda esneyebildiği, bu miktar aşıldığında distorsiyon ya da kırıkların meydana geldiği bilinmektedir⁵⁸. Literatürde kanalaletlerinin kırılma oranları el aletleri için (genellikle paslanmaz çelik) ortalama % 1,6 olarak belirtilmişken^{4,9,53,54}, döner sistemlerle kullanılan Ni-Ti kanal aletleri için % 1,0 olarak belirtilmiştir^{10,54,56}. Paslanmaz çelik kanalaletleri, kırılmadan önce belirgin distorsiyon ya da deformasyon gösterirken; döner sistemlerle kullanılan Nikel-titanyum aletlerin, görülebilir defektler meydana getirmeden (plastik deformasyon), tahmin edilemeyen kırıklar oluşturduğu yapılan araştırmalarda bildirilmiştir^{35,50,76,81,92-95}.

2.6.3.3. Kanal aletlerinin dizaynı

Kanalaletin dizaynı ve yatay kesit alanı, torsiyonel (burkulma) ve fleksural (bükülme) yükleri altında, aletin kırılmaya direncini etkilemektedir^{36,50,62,90,93}. Esneklik, keskinlik ve korozyona direnç; metal ve dizaynı ile ilişkili özelliklerdir. Kanal aletlerinin yatay kesit dizaynları, kare formdan, üçgen ya da eşkenar dörtgen forma değiştirildiğinde, her bir mm'deki yiv sayısı azalır. Büyük bir esneklik elde edilir³². Kanal

aletindeki alaşımın bütünlüğü de, kırılmasını etkileyen dizayna ilişkin diğer bir faktördür⁵⁰. Halbuki Ankrum ve ark.⁵⁸, ex vivo çalışmalarda, farklı dizayna sahip kanal aletlerinde, kırılma sıklığı bakımından bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Yared ve ark.⁷² kanal aletlerinin yatay kesit dizaynında değişiklikler yaparak, kanal duvarları ile kanal aleti arasındaki kontakt alanı azaltılmasını torsiyonel kırığın önlenebileceğini belirtmişlerdir.

Hedstroem ve benzer dizayna sahip eğeler (U veya S), torsiyonel kırılmaya karşı düşük düzeyde dirence sahip oldukları için, sadece eğeleme hareketi ile kullanılırlar³⁴. Hedstroem eğelerin, aynı büyüklükteki başka kanal aletlerine göre yatay kesitleri daha küçük çapa sahip olduğu için, kırılmaya eğilimleri fazladır. Reaming hareketi ile kullanıldıklarında, kanal duvarına vidalanarak torsiyonel dirençleri azalır ve kırılma meydana gelebilir. Üretim şekillerine bağlı olarak, k-file eğelerin kırılma oranı düşük, Hedstroem eğelerin kırılma oranı yüksek bulunmuştur. K-file ve Hedstroem eğelerin kırılma şekilleri de farklıdır. Frezlenerek üretilen Hedstroem eğeler, torsiyon kuvvetleri karşısında daha az eğilme gösterirken, bükülerek üretilen k-tipi eğelerin adımları, kırılmadan önce açılma gösterir. Bu durum, genişletme sırasındaki kanal aletinin kırılmasının görsel olarak kontrolünü sağlar. Hedstroem eğelerinde ise pratikte bir uyarı olmaksızın kırılma meydana gelmektedir³⁰.

Günümüzde üretilen büyük açığa sahip Ni-Ti döner aletlerin önemli bir bölümü, kanalda basamak, transportasyon ya da yanlış giriş oluşumunu engelleyebilmek için, inaktif ya da orta derecede aktif uçlara sahip olarak dizayn edilmektedir³⁸. Bu dizayn şekli, komplikasyon oluşma riskini minimuma indirmekle beraber, aletin kesme etkinliğini azaltarak, kanal içinde kendi çapından daha küçük çaplı bir bölgeye sıkışıp kalmasına ve torsiyonel stresli bir şekilde yükselterek aletin plastik deformasyona uğramasına neden olabilir^{38,96}.

Berutti ve ark.⁹⁷ stres dağılımının, üçgen kesitli (protaper) kanal aletlerinde, U yiv dizayn yapılı (profile) aletlerden daha orantılı, düşük ve eşit dağılımlı olduğunu; üçgen kesitli kanal aletlerinin dış kuvvetlere karşı direncinin daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. U şeklindeki yiv dizaynı ve küçük yatay kesit alanına sahip olan kanal aletlerinin, üçgen sarmal dizayna sahip aletlerden daha esnek oldukları, amate torsiyonel stresler karşısında daha zayıf oldukları bildirilmiştir^{97,98}. Shen ve ark.⁹⁹ düzenli açığıya sahip profile eğelerin kırılmadan önce

çözünmüş yivlerle belirti verebildiğini, aksine değişken açılı protapereğelerin kırılmadan önce herhangi bir belirti vermediklerini bildirmişlerdir. Yapılan bir çalışmada ise; Profile gibi düzenli açığa sahip kanal aletlerinde, protaper gibi değişken açılı kanal aletlerine göre, daha çok torsiyonel kırılma meydana geldiği belirtilmiştir⁵⁰.

Diemerveark.¹⁰⁰, kanalaletlerinin yivaralıklarının uzunluğunda, kırılmayı etkilediğini bildirmişlerdir. Halbuki, Biz ve ark.¹⁰¹ Ni-Ti kanal aletinin sapı ve yiv boyutlarının arasındaki oranın, taper açısı sayesinde sabit kaldığını; bundan dolayı yivaralıklarının uzunluğunun kırılmayı etkileyen bir faktör olmadığını bildirmişlerdir. Döner sistemlerle kullanılan Ni-Ti kanal aletlerinin deformasyon ağırlaması ve kırılmasının, kanalaletinin dizaynı ve kanal şekillendirme tekniği ile ilişkili olduğunu bildirilmiştir^{74,75}.

Yatay kesit (üçgen/kare/dairesel), alaşımın özellikleri (Paslanmaz çelik / Ni-Ti), uç dizaynı (kesen/kısmen kesen/kesmeyen) gibi özelliklerin yanında, rake açısı (pozitif/negatif), bıçak tasarımı, bıçak sayısı, bıçak keskinliği vb., kanal aletinin kesme etkinliğinde önemli olan dizayna ilişkin faktörlerdendir³⁰.

Kanal aletlerinin üzerinde aşırı stres oluşumunu engellemek için dizayn ile ilgili yapılacak değişikliklere aşağıdaki gibi özetlenmiştir. Bu değişiklikler;

- 1- Kanalaletinin minimum ve maksimum çapları arasındaki fark azaltılarak, büyük çapa sahip bölgenin kesim yapabilmesi için gereken tork değerinin, küçük çaplı bölgede plastik deformasyon oluşturmaya engellenebilir.
- 2- Kanal aletinin ucu ile maksimum çapa sahip olduğu nokta arasındaki mesafe azaltılarak, kanalaletinin tolere edebildiği tork değeri, aşılmamış olur.
- 3- Eğimli kanallarda kullanılan kanal eğlerinin çalışan kısımları, 0° açılı ya da yaklaşık paralel yivlere sahip olmalıdır. Bu şekilde, kanalın apikal bölümü kanal aleti üzerinde aşırı stres meydana getirmeden ve debris birikiminin neden olmadan şekillendirilebilir.
- 4- Kanal duvarı ile kanalaletinin bıçaklarının sürekli temas etmesi önlenmelidir.
- 5- Yiv sayısı azaltılarak, kanal aleti üzerinde debris birikiminin neden olduğu aşırı tork oluşumu engellenebilir.
- 6- Yivlerde debris ile dolmadan, kanalaletinin fonksiyonunu tamamlamalıdır.

- 7- Kanalaletiasimetrikbiryatay kesitesahipse;şekillendirmesirasındakanalınmerkezindekalabilir.
- 8- Benzersarmalaçıyasahipyivesayısıazaltılmalıdır.Böylecekanalaletininvidalanmaet kisiazaltılmış olur.
- 9- Pozitifkesmeaçısınasahipkanalaletleri,dahaetkinbir şekildekanalgenişletebilirler.
- 10- Kanaldubarları,aletinuzunekseniboyuncakesilmelidir.Böylebirdurumdakanalaleti kırılırsa,kanaldançıkarmakdahakolayolur³⁰.

2.6.3.4. Kanalaletinintipi

Endodontik tedavide kullanılan kanal eğeleri (Paslanmaz çelik/Ni-Ti),fingerspreaderlar, gates-gliddenfrezler, lentülo gibi aletler, kanal içinde kırılabilirler⁴⁶. Kanal aletleri, bükülerek ya da makinede işlenerek olmak üzere iki şekildeüretirler. El ile kullanılan aletlerden hedstroem, makinede işlenerek üretilirken, K-fileve reamer bükülerek üretilen aletlerdir. Günümüzde K-file' ların da makine ile işlenereküretilen tipleri ortaya çıkmıştır.İkifarklı yöntem ile üretilen eğeler arasında, torsiyondirenç bakımından fark olmamasına rağmen, makine ile işlenmiş olan kanal aletleri,kırılmadanöncedahaazplastikdeformasyongösterdiğiiçindahazayıfolduğubelirtilmiştir¹. Bu nedenle makine ile işlenerek üretilen kanal aletlerinde,kırılmayakarşı çokdikkatli olunmalıdır¹⁰².Tüm Ni-Ti döneraletsisistemleridemakinedeışlenereküretilmektedir.Ni-Tikanalaletlerininelastikiyet modülü, paslanmaz çelik aletlere göre daha fazladır. Bu özellik, Ni-Ti kanalaletlerinin, fleksibilitelerinin artmasına,eğimli kanallarda şekillendirme sırasında dahaaz komplikasyonmeydana gelmesine neden olur³⁷. Ni-Ti kanalaletlerinin kırılmaya karşı dirençleri, paslanmaz çelik kanal aletlerine göre daha fazladır⁷².

K tip eğeler (k-file ve k-reamer), plastik deformasyon meydana geldikten sonra,saat yönünde çevrildiğinde kırılma gerçekleşir¹⁰³. Genellikle, kanalaletiduarasaplandığıhalde,dönüşkuvvetiuygulandığızamankırılmameydanagelir.

Bu eğeler aynı miktarda kuvvet altında saat yönü ve saatin tersi yönüne çevrildiğindekırılabilir. Tek fark; saat yönünde kırılması için, saatin tersi yönünde uygulanan dönmesayısının 2 kat fazlası gereklidir. Bu nedenle, k tip eğeler; saatin tersi yönünde kuvvetuygulandığızaman,dikkatlekullanılmalıdır³⁰.

Hedstroemgibikanalaletleri,aşırıdönmehareketiilekullanıldıklarında,kanalduvarına sıkışıp vidalanma etkisi göstererek kırılabilirler^{30,86}.

2.6.3.5. Kökkanalşekillendirilmesirasında uygulanan tork değeri

Tork; kanal aletinin kanala saplanmasını, deformasyonunu ve aletin kırılmasını etkileyen önemli bir parametredir^{7,57,76,92,104}. Sattapan ve ark.⁷⁶ kanal aleti üzerinde meydana gelen tork değerinin, kanal aletinin uç çapı, taper açısı ve kanal genişliği gibi faktörlere bağlı olduğunu bildirmişlerdir. Yüksek tork değerlerinde kullanılan bir kanal aletinin, kanal duvarına saplanması ve deformasyona uğraması, kırılma olasılığını arttırmaktadır⁵⁷. Diğer taraftan, düşük tork değerlerinde kullanılan kanal aletlerinin, kesme etkinliği azalır ve kanal içinde aletini ilerletmek zorlaşır. Operatör, kanalaletini kanaliçinde ilerletebilmek için kuvvet uygular. Bu durum, kanal aletinin kanal içine saplanıp deforme olması ve kırılması ile sonuçlanabilir⁵⁷. Kobayashi ve ark.¹⁰⁵ 0,04 açılı profile kanalaletlerinin kullanımında tork değerlerinin 0,39 ve 0,78 Nm arasında ayarlanması gerektiğini bildirmiştir. Guilford ve ark.¹⁰⁶ kanal aletinin çapı arttıkça, kırılması için gereken tork miktarının da arttığını belirtmiştir. Genellikle düşük tork değerlerinde, kök kanallarında alet kırıldığını; aynı tork ile çalışılan küçük numaralı kanal aletlerinde, büyük numaralı aletlere göre, torsiyonel kırılmanın daha çok gözlemlendiği belirtilmiştir¹⁰⁷.

Kanalda alet kırılmasını, kullanılan anguldruanı elektrik ya da hava ile kullanımının etkilemediği bildirilmiştir. Gambarini⁶⁹, elektrik ile kullanılan düşük tork değerli motorlarla çalışmanın, aletlerin daha az hasara uğramasını sağlayarak, fleksural kırılmayı azalttığını belirtmiştir. Halbuki, farklı araştırmalarda döner sistemlerle kullanılan kanalaletlerinin yüksek tork değerlerinde daha iyi performans gösterdiği vurgulanmıştır^{38,57,72}.

2.6.3.6. Kökkanalşekillendirilmesirasındaki hız değeri

Döner sistemler ile kullanılan kanal aletleri için ideal hız aralığının 150-350 rpm olduğu, üretici firmalar tarafından belirtilmektedir³². Literatürde, kanalda alet kırılmasına ilişkin değerlendirilen faktörler arasında, hızın etkisi ile ilgili çeşitli bilgiler mevcuttur. Bazı araştırmacılar, dönüş hızının alet kırılma frekansına

herhangibir etkisi olmadığını belirtirken^{108,84,57}, diğer araştırmacılar ise etkisi olduğunu bildirmişlerdir^{57,92,109-111}. Hızın, kırılma üzerine etkisi henüz kesinlik kazanmamıştır⁷⁰. Kanal şekillendirme sırasında komplikasyon olasılığını azaltmak için, operatör üreticitalimatlarına uymak zorundadır.

2.6.3.7. Kök kanal şekillendirilmesi sırasında lubrikant uygulanması

Başarılı bir kanal şekillendirme işlemi için önemli noktalardan biri de kanalın kuru olmamasıdır. Hiçbir şekillendirme tekniği ya da kanal alet sistemi kuru ortamda uygulanmamalıdır. Çünkü kuru kanaldaki çalışma, kanal aletleri üzerinde aşırı sürtünme stresleri meydana gelmesine neden olur^{28,48}. Kanalın sürekli olarak irrigasyon solüsyonları ya da lubrikantlarla lubrikasyon gerekir. Lubrikasyon, sürtünme direncini azaltacağı gibi, kök kanal tedavisinde, mekanik şekillendirme sonrasında ortaya çıkan debrisleri, emülsiyon haline getirerek, kanaldan uzaklaştırır ve kanal aletinin etkinliğini artırır^{28,48}. Blum ve ark.⁴² kanalda döner alet kullanımından önce lubrikantın, esnek ve küçük bir paslanmaz çelik el aleti ile kanalyerleştirilmesini önermişlerdir. Yapılan bir çalışmada aköz tipli lubrikantların viskoziteye göre kanal aletinde meydana gelen maksimum tork, torsiyonel yük ve maksimum güç değerlerini azaltmada çok daha etkili olduğu bildirilmiştir⁴⁴.

2.6.3.8. Kanal şekillendirme tekniği

Kök kanallarının şekillendirilme tekniği (Step back/Crown down), kanal aletinin yorgunluğunda önemli rol oynar^{11,36}. Yetersiz bir giriş kavitesi, kanal aleti üzerinde aşırı stres birikimi gibi birçok sorunu beraberinde getirir. Kanal aleti giriş kavitesi ile temas halinde ise kırılma olasılığı yüksektir⁵⁹. Günümüzde, kanal aletlerindeki sürtünmeye bağlı stresleri azaltmak için, Crown-down yöntemi önerilmektedir. Bu yöntem ile, büyük açılı eğeler, küçük açılı eğelerden önce kullanılır ve kademeli olarak apikal bölüme ilerlenir⁴². Preflaring işlemi ile birlikte crown down yönteminin uygulanması, kanal aletlerinde daha az yıpranmaya neden olurken, sürtünme kuvvetini ve torsiyonel stres azaltarak^{28,38,112,113}, kanal aletlerinin ömrünü 6 kat daha uzattığı belirtilmiştir³⁸. Preflaring, kanal aletlerinin kanal içine herhangi bir engele takılmadan girebilmesini sağlarken, eğimli kanallarda bile operatörün parmak hassasiyeti hissinin kontrolünü, apikal bölümün daha etkin olarak şekillendirilmesini

sağlar²⁸. Kanal şekillendirilmesi sırasında çok hafif basınç uygulanarak⁷², pecking (gagalama) hareketi ile çalışılmalıdır¹¹⁴.

Hibrid kanal şekillendirmeyöntemleri ile, aletler üzerindeki stres birikimi azaltılarak kırılmaya karşı direncin arttığı ve etkin bir şekillendirme meydana geldiği belirtilmiştir¹¹⁵. Bu teknik ile el ile kullanılan kanal aletleri patensi sağlamada, döner sistemler ile kullanılan açılı kanal aletleri kural bölgeyi genişletmede, küçük açılı aletler ise apikal bölgeyi genişletmede kullanılır. Kanal aletlerinde beliren yorgunluk belirtileri azalmış olur²⁸. Bu yöntemde çok sayıda kanal aleti kullanılması gerekmektedir¹¹⁵.

2.6.3.9. Sterilizasyon işlemlerinin kanalda alet kırılmasına etkisi

Sterilizasyon işlemlerinin, kanal aletlerinin kırılmaya direnci üzerine etkisine ilişkin yapılan çalışmalarda, çeşitli sonuçlar mevcuttur^{116-119,107}. Rapisarda ve ark.¹¹⁸ otoklav ile sterilizasyon işlemlerinin, kanal aletlerinin kesme etkinliğini azalttığını ve yüzeysel özelliklerideğiştirdiğini bildirmişlerdir. Alexandrou ve ark.¹²⁰ kurusıcak havasterilizatöründe 1 defa sterilize edilmiş, Ni-Ti kanal aletlerinin, yüzeylerinde pürüzlülük ve debris miktarının arttığını bildirmişlerdir. Sterilizasyon işlemlerinin, kırılma üzerine etkisi olmadığı bazı araştırmalarda bildirilmiştir^{116,117,119,121-123}. Mize ve ark.¹¹⁷ otoklavda ısı ile sterilize edilen Lightspeed kanal aletlerinin fleksural kırılmaya karşı dayanıklılığında ve kullanım sürelerinde bir değişiklik olmadığını bildirmişlerdir.

Hilt ve ark.¹¹⁹ kanal aletlerinin 40 defa kadaryapılan sterilizasyon işleminin, torsiyon yorgunluğaherhangi bir etkisi olmadığını bildirmişlerdir. Viana ve ark.¹²² kuru sıcak havasterilizatörü ve otoklav ile sterilize edilen Ni-Ti kanal aletlerinin mikrosertlik ve mekanik özelliklerindeki değişiklik yapmadığını bildirmişlerdir. Schaffer¹²¹ otoklav ile sterilizasyonun ve NaOCl'in, kanal aletlerinin kesme etkinliğini değiştirmedeğini bildirmiştir. Silvaggio ve ark.¹¹⁶ profile kanal aletlerini buharlı otoklav, kuru havasterilizatörü ile farklı sayılarda sterilize etmiş, sonra aletleri torsiyon el testten geçirmiştir. Araştırmacılar 10 kez sterilizasyon işlemi görmüş kanal aletlerinde, kırılma oranının artmadığını bildirmişlerdir.

2.6.3.10. Kanal Yıkama Solüsyonlarının Kanalda Alet Kırılmasına Etkisi

Kanal aletlerinin korozyon ağıramaları, mekanik özelliklerini etkileyen ve kırılmaya neden olabilen önemli bir faktördür¹²⁴. Korozyon mekanizması kemomekanik şekillendirme, kimyasal dezenfeksiyon ya da sterilizasyon işlemleri sırasında aktive olur^{70,125}. Endodontik tedavide, kanal irrigasyon solüsyonu olarak en çok kullanılan solüsyon, koroziv bir ajan olan NaOCl'dir^{33,126}. NaOCl'yi zamanda, kanal aletlerinin temizlenmesinde de kullanılmaktadır⁹¹. Yapılan çalışmalarda NaOCl ile temas eden Ni-Ti kanal aletlerinin yüzeylerinde, korozyon gözlemlendiği bildirilmiştir^{124,125,127-130}. Ni-Ti kanal aletlerinin dezenfeksiyonu amacıyla NaOCl kullanıldığında, aletin yüzeyinden selektif olarak Ni uzaklaşır ve yüzeyde mikro çukurluklar meydana gelir¹³¹. Kanal aletinin yüzey bütünlüğünde değişim olur. Fleksural kırığa direnç azalır¹²⁹. Yapılan araştırmalarda, NaOCl yıkama solüsyonunun, paslanmaz çelik kanal aletleri üzerine çok fazla olumsuz bir etkisi olmadığı bildirilmiştir^{103,132}.

NaOCl, aktif ClO^- iyonları içerir. Bununla birlikte aletlerdeki korozyon düzeyi artmaktadır¹³¹. Fakat NaOCl, Ni-Ti kanal aletlerinin kesme etkinliğini değiştirmez. Aletlerin bükülme direncinde, önemli bir azalmaya neden olmaz^{72,103}. Ni-Ti kanal aletlerinin korozyon direnci, NaOCl solüsyonunun pH değeri düşürülerek artırılabilir¹³³.

Bonaccorso ve ark.¹²⁴ %5,25 NaOCl ile temizledikten sonra elektro cilalama işlemi görmüş kanal aletlerinde bile kimyasal oksidasyon meydana geldiğini bildirmişlerdir. Ametranove ark.¹³⁰ Ni-Ti kanal aletlerini %5,25'lik NaOCl ve %17'lik EDTA içinde 5 dk ve 10 dk beklettikten sonra, atomik güç mikroskopla incelemiş, bu irrigasyon solüsyonlarının kanal aletleri ile kısa süreli temasında bile yüzeyde topografik düzensizlikler ve değişiklikler oluşturduğunu bildirmişlerdir.

Bazı çalışmalarda ise NaOCl'in Ni-Ti kanal aletlerinin kesme etkinliğini azaltmadığı¹⁰³, kanal içinde kırılmaya neden olmadığı¹⁰³ hatta bu kanal aletlerinin korozyona çok yüksek dirençleri olduğu gösterilmiştir^{128,134}.

2.6.3.11. Kanalaletlerinin çapı

Kanal aletinin çapındaki artışın, torsiyonel kırılmaya karşı direncini artırdığı bazı araştırmalarda belirtilmiştir^{135,136,106}. Büyük çaplı kanal aletlerinin küçük çaplı kanal aletlerine göre, daha kolay bükülme kırığının ağırlıklı olarak^{7,85} daha çok iç stres birikimi gösterdiği bildirilmiştir¹³⁷. Borgula¹³⁶ ve Miyai ve ark.¹³⁸ yapılan araştırmalarda, klinik koşulların tam olarak taklidiyle mümkün olması ya da metal alaşımların özelliklerinden dolayı, bu ilişkinin her zaman geçerli olmadığını bildirmişlerdir. Schäfer ve ark.⁸⁵ kanal aletlerinin yatay kesitleri ile fleksibiliteleri arasındaki ilişkiyi Profile, Hero 642, Flexmaster, Race ve K3 karşılaştırarak değerlendirilmiş, Profile ve Race'in en flexible, K3'ün ise en büyük yatay kesit alanına sahip en sert kanalaleti olduğunu bildirmişlerdir.

2.6.3.12. Kanalaletlerinin kullanımı sayısı

Kanal aletleri en fazla etkinliklerini, bıçakları keskinken gösterebilir. Çoğu sayıda tedavide kullanılan bir kanal aleti, kanal içinde ilerlerken bıçakları körleştiği için kesme yapamaz ve dentin duvarına saplanabilir. Kanal aleti üzerinde yüksek düzeyde tork meydana gelir, bunun sonucunda alet kırılır⁶. Bir kanalaletinin kaç kere kullanılması gerektiği ile ilgili bildirilmiş kesin bir sayı yoktur. Literatürde farklı bilgiler mevcuttur. Çoğu sayıda araştırmacı, kanalaletlerinin kaç kere kullanıldığını çok, nasıl kullanıldığının, başarısızlığın üzerine etkisi olduğunu bildirmişlerdir.

Kullanılmış kanal aletlerinde, mikroçatlak oluşumu ve yüzey bozulması, klinikte saptanamamış olsa da, genellikle SEM' de farkedilebilir. Kanal aletinin çok kez kullanımı yanı sıra, aşırı basınç uygulanarak kullanılması da kırılmanın nedenleridir⁴⁸. Pruett ve ark.⁸⁴ fleksur kırık oluşumunu önleyebilmek için, belirgin bir defekt bulunmasa bile her kanal aletinin sınırlı sayıda kullanılması gerektiğini belirtmişlerdir.

Kullanım sayıları ile ilgili olarak bir kanal aletinin; büyük azı dişleri için 4 kez^{72,94} 12 kez, 40°' den fazla eğimi olan kökler için 8 kez⁸², büyük nolu kanal aletlerinde (# 30, #35, # 40) 4 veya 5 kez,; küçük çaplı kanal aletlerinde ise (# 20 ve # 25) 2 veya 3 kez¹⁰, kök kanal genişliği, eğimi ve uygulanan basınçla bağlı olarak 4-16 kanalda³², 20 küçük azı veya 50 kesici dişte⁹⁴, 10 dişte¹³⁹ kullanılabileceği belirtilmiştir. Tedavi edilen dişin anatomik yapısına ve kalsifiye alanların bulunmasına bağlı olarak, kanal aletinin kaç kez

kullanılması gerektiğine karar verilmelidir^{94,139}. Kanal aletlerinin kullanımı dışı bırakılması gerek durumlar aşa ğıdaki gibidir:

- Kanalaletinin yivlerinde parlak veya gevşemiş alanların saptanması
- Genellikle küçük boyutlu aletlerde, aşırı kullanıma bağlı olarak, kanal aletinin kırılması ya da eğilmesi
- Kanalaletinde belirlenen korozyon
- Sıkıştırılmış kanalaletinin uçlarında defektler bulunması ya da aşırı ısınmış olması³².

İlk kullanımdan sonra, kanal aletlerinin kesme etkinliklerinin %50 azaldığı, bu durumun kanalaletinin her kullanımda daha çok zorlanması nedeniyle olmaktadır. Bu nedenle, her kanal aletinin yalnız bir kez kullanılması önerilmektedir¹⁴⁰.

2.7. Kanalaletlerinin Kırılma Mekanizmaları

Döner hareketle kullanılan enstrümanların kırıkları iki farklı yolla meydana gelmektedir; bunlar burulma (torsiyon) nedeni ile meydana gelen kırık ve döngüsel yorgunluk (fleksural) nedeni ile meydana gelen kırıktır^{37,137}. Burulma kırıkları enstrümanın ucunun veya başka bir parçasının motor dönmeye devam ederken kanal içinde sıkışması ile olur. Metalin elastik limitleri aşıldıruva ile uygulanan kuvvet ile aşırsa enstrüman kırıkları kaçınılmaz olmaktadır⁹². Burulma yüklemesi nedeni ile meydana gelen enstrüman kırıkları genellikle plastik deformasyon gibi özel işaretler taşır¹⁴¹.

Döngüsel yorgunluk yoluyla meydana gelen kırılmalar metal yorgunluğundan kaynaklanmaktadır. Enstrüman kanal içine sıkışmaz ancak kurvatürde bağımsız olarak döner, meydana gelen burulma/basınç döngüsü kırılma meydana gelene kadar maksimum bükülme noktasında meydana gelmektedir. Enstrüman sabit pozisyonda tutulup dönmeye devam ettiğinde kurvatür dışında kalan enstrüman parçası gerilme altında iken kurvatür içindeki parça basınç altındadır. Eğimli kanallarda bu tekrarlayan gerilme-basınç döngüsü enstrümanın döngü yorgunluğunu zaman içerisinde arttırmakta ve enstrüman kırığına neden olan en önemli faktörlerden biri olmaktadır^{142,143}.

Peng et al.¹⁴² birçok kırık enstrümanı sınıflandırmış ve materyal hataları için ağır basan mekanizmanın yorgunluk olduğunu işaret etmiştir. Cheung et al.¹⁴⁴ da kırık

enstrümanların yüksek çoğunluğunun (%93) döngüsel yorgunluktan kaynaklandığını rapor etmiştir.

Buna kıyasla, Sattapan et al.⁴⁹ tüm kırık eğelerden %55.7'si burulma nedeniyle meydana gelirken %44.3'ünün döngüsel yorgunluk ile meydana geldiğini rapor etmiştir. Bu sonuçlar enstrümantasyon sırasında çok fazla apikal kuvvet uygulaması veya var olan kanal formu gibi yardımcı faktörlerle meydana gelebilecek burulma hatalarının, kurvatürlü kanalda kullanımı sonucu oluşabilen döngüsel yorgunluktan daha sık meydana geldiğini göstermektedir.

2.8. Alet Kırılmasına Karşı Alınacak Önlemler

Grossman⁶; eğimli, dar ya da komplike yapılı kök kanallarında, alet kırılmasını engelleyebilmenin, kırık aleti kanaldan çıkarmaktan daha önemli olduğunu; kanal tedavisi sırasındaki işlemlerin, kanal aletlerine çok stres yüklemeyecek şekilde yapılması gerektiğini vurgulamıştır. Grossman'ın⁶ alet kırığını önlemek adına önerileri şunlardır:

- Kök kanal aletleri her kullanımdan önce ve sonra eğilme, bükülme ve diğer malformasyonlar açısından değerlendirilmelidir.
- Paslanmaz çelik aletler karbon çeliğe tercih edilmelidir.
- Küçük numaralı kanal aletleri (10-30) ikiden fazla, büyük numaralı kanal aletleri üçten fazla kullanılmamalıdır. Bunu saptamak amacıyla endodontik sette değişik renkli lastik stoplar kullanılabilir. Künt aletler kesme yerine basamak oluşturmakta, bu durumda da kırılma riski artmaktadır.
- Dentinde oluşan saplanmalar dönmeye karşı gösterilen dirençle kolayca kırılmalara neden olmaktadır.
- Kanal aletleri numara sırası ile ve numara atlamadan kullanılmalıdır. Şüphelenildiği zaman bir küçük numaralı kanal aletine dönmeli, genişletmede zaman zaman küçük boyutlarla ara eylemler yapılmalıdır.
- Tüm kanal aletleri ıslak bir ortamda tercihen NaOCl solüsyonu ile beraber kullanılmalıdır. NaOCl eyleme işlemini kolaylaştırmaktadır.
- Aletler düzgün bir hat boyunca ana eksenleri doğrultusunda kullanılmalıdırlar.

Kanalda turnerflerden önce düz aletler kullanılmalıdır. Düz aletlerin rahatça ilerlediği koşullarda dikenli tip aletlerin kullanımına geçilir.

- Aletler kesinlikle zorlanmamalıdır.

Kök kanallarında alet kırılmasını önlemek için eğelerin fiziksel özelliklerini ve stres limitlerini tanımak önemlidir. Kanal aletleri, dizayn ve üretim şekline bağlı olarak, uygun prensiplerde kullanılmalıdır. Kullanmadan önce her eğe incelenmelidir¹⁴⁵. Yivlerde açılma, sıkışma, distorsiyon ya da korozyon farkedildiği zaman, alet kullanım dışı bırakılmalıdır.

2.9. Kökkanallarındankırıkaletpıkarılması

Kırıkaletpıkarılabilirliğini etkileyen önemli faktör, kırıkaletin kanalı içindeki pozisyonunun, kök kanal eğimi ile ilişkisi dir. Operatör kırık aleti çıkarma işlemini, kanalda bypass etme ve kanal içinde bırakma seçeneklerini değerlendirmelidir. Bu değerlendirme yapılırken pulpanın durumu, kanalı çienfeksiyon, kök kanal anatomisi, kırık aletin kanalı içindeki pozisyonu ve kırık aletin tipi göz önüne alınmalıdır^{14,70}. Grossman⁶, kırık aletin kanala peksindeki lokalizasyonu yeterli ise, kırık parçayı kanalı çinden çıkarmadığını belirtmiştir. Kırıkaletin bulunduğu noktaya kadar, kanalı şekillendirilmesinin, dezenfekte edilmesinin ve doldurulmasının mümkün olabildiğini bildirmiştir. Eğer kırıkaletpıkarma girişimi yapılacaksa, başarı şansı ile meydan gelebilecek komplikasyonları değerlendirilmelidir.

2.10. Kırık Aletlere Yaklaşım Prosedürleri

Kök kanallarında kırılan aletlerin yönetimi için literatürde kırık aleti çıkarmak, kırık aleti by-pass etmek, kırık aleti kanalda bırakmak ve kırık aleti cerrahi olarak çıkarmak olmak üzere önerilen 4 tedavi protokolü bulunmaktadır.

2.10.1. Kırık Aleti Çıkarmak

Kırık aletlerin çıkarılması için özel enstrüman ve teknikler önerilmiştir. Kırık aletin çıkarılmasından sonra kanal standart endodontik prosedürlere göre tedavi

edilmelidir¹⁴⁶. Kırık alet çıkarmadaki başarı; dişe, ekipman ve enstrümana, hekime ve hastaya bağlı faktörlere göre değişebilmektedir.

2.10.2. Kırık Aleti By-Pass Etmek

Kırık alet by-pass edilip kanal endodontik prosedürlere göre tedavi edilebilir ve kırık alet kök dolgu materyaline dahil edilebilir. Bu olgularda yüksek kalitede bir tıkama zorunludur, bu nedenle kanal dolgu malzemesinin veya patının akışkan olması ve kırık aletle kanal duvarı arasındaki boşlukları doldurması gerekir¹⁴⁷.

“By-pass tekniği” kök kanallarının hiçbirinin tam yuvarlak olmadığı; kök kanal duvarı ile kırık alet arasından, kırık aleti by-pass etmeye yardım edecek daha küçük bir eğenin geçmesine izin verecek kadar küçük boşlukların bulunduğu gerçeğine dayanır. Kırık parça ile kök duvarı arasına ince bir eğe yerleştirilir ve tam çalışma boyuna ulaşarak enstrümantasyon yapıp kırık parçayla tamamen bütünleşen kök kanalı tıkaması yapılır. Termoplastik guta perka, kırık aleti tamamiyle sarmaya izin verdiği için prognozu önemli derecede iyileştirir. Teknik özellikle orta ve koronal üçlüdeki alet kırıklarında çoğu zaman başarıyla sonuçlanır. İnce bir eğeyle by-pass ederken kırık aletin kanaldan çıkarılması ihtimali vardır. Bu tekniğin bir diğer avantajı da ciddi bir kurvatürün ötesi gibi direkt görüşün mümkün olmadığı bölgelerde de uygulanabiliyor olmasıdır. Metot, büyütme tekniklerine ihtiyaç duymadan hekimin el hassasiyetine bağlı olduğu için özellikle günlük uygulamalarında operasyon mikroskobu ve ultrasonik gibi modern endodontik ekipmanların kullanımının yaygın olmadığı gelişmekte olan ülkelerde kullanılabilir¹⁴⁸.

2.10.3. Kırık Aleti Kanalda Bırakmak

Kırık alet kanalda bırakılıp koronal kısmı endodontik prosedürlere göre tedavi edilebilir^{4,63}. Bu yaklaşım sadece diğer seçeneklerin işe yaramadığı, kırık aletin kökün apikal 1/3'üne veya kurvatür altına sıkıştığı durumlarda düşünülebilir. Bu olgularda kırık alet ile kanal duvarları arasındaki boşluğu mükemmel akışkanlıkları sayesinde soğuk lateralkompaksiyon ve açılı tek kona göre daha iyi doldurabileceği için termoplastikobturyasyon teknikleri önerilmiştir¹⁴⁹. Bu şekilde tamamlanan tedavilerde hastalar klinik ve radyografik açıdan düzenli kontrole çağrılmalıdırlar.

2.10.4. Kırık Aleti Cerrahi Olarak Çıkarmak

Kırık aletin kendisinin veya çevresindeki kök yapısının uzaklaştırılması için cerrahi yaklaşım gerekebilir¹⁴. Ortograd ve cerrahi alet çıkarma yöntemleri; restoratif tedaviyi uzun dönemde tehlikeye atabilecek ciddi diş dokusu kaybı ve kök perforasyonu, kökün zayıflaması, olumsuz kron kök oranı ve diğer cerrahi komplikasyonlar gibi klinik komplikasyonlarla sonuçlanabilir¹⁵⁰. Ne yazık ki alet kırıkları sıklıkla molarlarda; özellikle de mandibular molarların mezyal ve maksiller molarların mezyobukkal köklerinde meydana gelir. Bu dişler mandibular sinir, mental sinir, lingual arter, maksiller sinus ve maksiller arter gibi hayati yapılarla yakın anatomik ilişkileri nedeniyle deneyimli klinisyenler için bile cerrahi müdahalesi zor dişlerdir. Bu vakalarda cerrahi mikroskop ile büyütme, ultrasonik ekipman, mikrocerrahi enstrümanları ve iyi bir görüş alanı olmadan kaliteli tedavi yapmak olanaksızdır. Kırık aletin kasıtlı çekimden sonra çıkarılıp ardından dişin replante edilmesi diğer seçeneklerin hepsi başarısız olduktan sonra son seçenek olarak düşünülebilir. Az sayıda olgu bildirilmesine rağmen, genellikle uzun dönem kök rezorbsiyon ihtimalinin yüksek olması nedeniyle periapikal cerrahiden daha az tercih edilir^{19,151}. Bu yöntem özellikle alet kırığının apeksin ötesinde gerçekleştiği olgularda faydalıdır. Daha az travmatik olduğu ve daha az zaman gerektirdiği için özellikle cerrahi alana ulaşımın sınırlı olduğu ve periapikal cerrahiyi tolere edemeyecek kadar sistemik problemlili hastalarda konvansiyonel periapikal cerrahi tekniklerine tercih edilebilir.

2.11. Kökkanallarından kırık alet çıkarılmasını etkileyen Faktörler

Kökkanallarından kırık alet çıkarılması, kökte perforasyon, basamak, transportasyon meydana gelmesi ve aşırı miktarda dentin uzaklaştırılması ile kök yapısının zayıflaması gibi komplikasyonlar meydana getirebilecek riskleri içeren bir işlemdir^{14,65,86,150}. Bu nedenle kırık alet çıkarma işlemine başlanmadan önce değerlendirilmesi gereken faktörler vardır^{67,86}.

- Dişe ait Faktörler
- Kırıkalete bağlı faktörler
- Ekipman faktörü
- Hekim faktörü

- Hasta faktörü

Kırık alet çıkarma yöntemleri kadar önemli rol oynamaktadır. Bu teknik faktörlerinyanında, işlem öncesi dişinpulpal ve periapikaldiagnozu, kanal aleti kırılmadan öncekanaldaki kemomekanik temizlemenin boyutu gibi faktörlerin de, kırık alet çıkarmaişlemiöncesideğerlendirilmesigerekir⁷⁰.

2.11.1. Dişe Ait Faktörler

Kök uzunluğu, kök eğriliği, kanal genişliği, aletin kökte kırıldığı yer ve kurvatüre göre pozisyonu ile anatomik anormallikler gibi dişe bağlı anatomik özellikler kırık aletin çıkarılması açısından büyük önem taşır.

Kırık aletin çıkarılma şansı; anterior dişlerde posterior dişlerden, maksiller dişlerde mandibular dişlerden daha fazladır. Ayrıca kırık alet koronal üçlüde ise orta ve apikal üçlüye göre, kurvatürünkoronalinde ise apikalinde olduğu durumlara göre daha yüksek başarı şansı vardır. Kırık aletin koronal ucunun görünebilirliği ve erişilebilirliği, çıkarılmasındaki ana faktördür^{86,152,153}.

Kırık aleti dişi zayıflatmadan veya kökü perfore etmeden çıkarmak endodontist için temel zorluktur, özellikle kurvatürlü kanallarda duvarlar arasına sıkışmış aletleri çıkarmak başarı garantisi olmamakla birlikte daha fazla zaman ve emek gerektirir⁷⁰. Birçok Ni-Ti enstrüman esneklikleri nedeniyle genellikle apikalde veya kurvatürün altında kırıldığı için çıkarılmaları oldukça zordur¹⁵³.

Kırık alet çıkarmada orta ve koronal üçlü (%69 ve %100) ile karşılaştırıldığında en düşük başarı oranı apikal üçlüde (%59) bildirilmiştir⁸⁶.

Apeksin dışında kırılan aletlerin çıkarılmasındaki başarı oranı, apeksin gerisindekilerle kıyaslandığında belirgin olarak daha düşük bulunmuştur.

2.11.2. Kırık Alete Bağlı Faktörler

Genel olarak H tipi eğelerinin, Ni-Ti döner aletlerin ve kısa parçaların çıkarılmasının sırasıyla K tipi eğelerine, paslanmaz çelik aletler, döner aletlerine ve uzun parçalara kıyasla daha zor olduğuna inanılmaktadır^{67,150,154,155}. Kırılan H tipi eğelerinin kanaldan çıkarılması; daha büyük sarmal açısına sahip olması, daha derin oluklar ve daha büyük pozitif rake açısı içermesi ve kırık sonrası kök duvarında daha fazla angajman oluşturması nedeniyle K tipi eğelerine oranla daha zordur¹⁵⁴.

Ni-Ti eğeler özellikle burulma başarısızlığı sonrası kısa boylarda kırılırlar ve kanal duvarının içine yerleşirler; bu da paslanmaz çelik döner aletlere kıyasla çıkarılmalarını zorlaştırır. Kurvatürlü kanallarda Ni-Ti ege parçaları dış kök kanal duvarına yaslanır ve çıkarılma işlemleri esnasında özellikle ultrasonik uçlar kullanıldığında ardarda kırılma eğilimine sahiptir^{67,150,154,155}.

2.11.3. Ekipman Faktörü

Dış hekimliği alanında kırık aletleri çıkarmak için çok sayıda enstrüman ve ekipman geliştirilmiştir. Başarıları ise hekimin becerisi, aydınlatma ve büyütme gibi faktörlere göre değişmektedir.

Daha iyi aydınlatma, daha fazla büyütme, daha başarılı irrigasyon, kırık alete daha kolay ulaşmak gibi birçok avantaj sağlayan modern ekipmanların kullanımının artışı ile kırık alet çıkarmak daha güvenli ve öngörülebilir hale gelmiştir. Kırık alet çıkarmak için literatürde tanımlanan tüm ekipman ve teknikler arasında en başarılı yöntem olarak ultrasonik uçların operasyon mikroskobuyla kullanılması gösterilmiştir¹⁵³. İşlem süresi arttıkça başarı oranı düşebilir.

2.11.4. Hekim Faktörü

Kanal aletleri genellikle, kök kanalının derin, görülmesi ve ulaşılması zor olan bölgelerinde kırılırlar. Kırık aletleri kanaldan başarılı olarak çıkarılabilmek için geniş bir görüş alanı ve geniş bir koronal giriş ile kırık alete kadar doğrusal alan oluşturmaktan önemli faktörlerdir¹⁵⁶. Operasyon mikroskobu kullanımı kırık alet görülebilirken; staging platform oluşturarak, kırık alete ulaşabilmek kolay bir durum gelebilir^{11,146,150,153,157}. Tüm bu işlemler sırasında şüphesiz ki, operatörün deneyimi oldukça önemlidir. Etkin ve komplikasyon oluşturmada yapılabilecek bir kırık alet çıkarma işleminde, operatörün deneyiminin önemi büyüktür.

2.11.5. Hasta Faktörü

Kanalda alet kırılması hastanın endişe ve acı duymasıyla sonuçlanabilir. Hastayı, tedaviye başlamadan önce kanal tedavisinin karmaşıklığı ve olası komplikasyonları hakkında aydınlatmadıkça, bir komplikasyonla karşılaşılması durumunda yüzleşmek utanç verici olabilir. Ağız açıklığı, hasta kooperasyonu, zaman kısıtlamaları, hekime

‘destek verme’ yetisi, dişleri koruma motivasyonu ve finansal yükümlülükler hasta açısından gözönünde bulundurulması gereken bazı önemli noktalardır. Hastanın yaşı, genel sağlık durumu ve mevcut medikal komplikasyonları tedavi seçeneklerinden en iyisini seçmek için kritik faktörlerdir. Çocuklar ve yaşlılar için kooperasyonlarındaki sınırlamalar nedeniyle daha koruyucu tedaviler planlanmalıdır. İleri tedavi seçenekleri ile ilgili son kararı vermeden önce hastanın özerkliğine saygı duyulması gerekir.

2.12. Kırık Alet Çıkarma Teknikleri

Kök kanalından kırık alet çıkarma işlemi, dişe ve çevre dokulara en az hasar verilerek uygulanmalıdır. İdeal olan, kanal şekillendirme ve temizleme işlemlerinde olduğu gibi, kök kanal şeklinin olduğu kadar orijinal şeklinin korunmasıdır. Kök kanal sisteminden kırık alet çıkarabilmek için günümüze kadar, çok sayıda alet ve teknik kullanılmış olup herbirinin uzun çalışma süresi gerektirmesi, dişten fazla miktarda madde uzaklaştırması ve başarı oranlarının kesinlik kazanmaması sebepleriyle standart bir prosedür henüz bulunmamaktadır¹².

Kırık aletlerin çıkarılmasında genelde mekanik yöntemlerden yararlanılır. Mekanik yöntemlerde geleneksel yöntemlerin yanında operasyon mikroskobunun kullanılması önemli klinik yararlar sağlamıştır. Çıkarılamadığı durumlarda ise yardımcı olarak kimyasal yöntemlerden de yararlanılabilir. Kimyasal yöntemler ya çevre dokuların yumuşatılması ya da metal parçanın bozulmasına yöneliktir. Kırık aletlerin etrafındaki dentin duvarını yumuşatarak, aletin çevresine çıkarmayı kolaylaştırıcı eğeler yerleştirmeyi sağlaması için EDTA kullanımı önerilmiştir¹⁵⁸. Geçmişte metal parçaları kasıtlı korozyona uğratması için iyodintriklorit, nitrik asit, hidroklorik asit, sülfirik asit, iyodin kristalleri, demir klorit solüsyonu, nitrohidroklorik asit ve potasyum iyodin solüsyonları kullanılmıştır¹². Bununla birlikte periapikal dokuya zarar verdiği açıkça görülen bu solüsyonların hiçbiri günümüzde kullanılmamaktadır.

Klinik bir çalışmada, kırık aletlerin %87’sinin herhangi bir kök perforasyonu yaratılmadan tamamen çıkarıldığı rapor edilmiştir. Bu çalışmada elde edilen en yüksek başarı endodontistler tarafından operasyon mikroskobu altında ultrasonik uç kullanımıyla elde edildi⁶⁷.

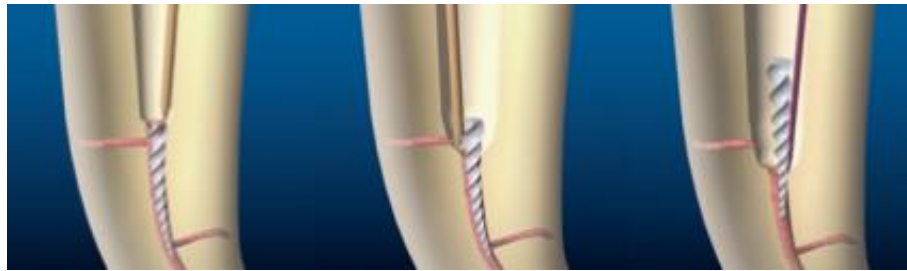
Kırık alet çıkarma prosedürlerine başlanmadan önce farklı açılardan radyograflar alınarak parçanın yeri kesin olarak saptanmalıdır. Tüm teknikler için koronal ve

radiküler giriş ilk adımdır. Yüksek devirli, sıkışmalı, cerrahi uzunluktaki aletlerle tüm kanal ağızlarına düz bir giriş yapılır. Radiküler giriş sınırlı ise el eğeleri kırık parçanın koronalinde seri olarak (küçükten büyüğe) kullanılır. Böylece GG frezlerine güvenli bir giriş için yeterli boşluk yaratılır. GG frezleri ilave boşluk yaratmak ve tıkamayı yapan aletin koronalinde görüşü artırmak için fırça kullanır gibi uygulanır. Böylece en geniş yeri kanal ağzında, en dar yeri kırık alette olmak üzere düzgün bir yol açılmış olur. Tıkanmanın en koronal tarafında yanlarda daha fazla giriş gerektiğinde ve kırık parçanın aşındırılmaması amacıyla GG frezlerinin ucundan aşındırma yapılabilir (Şekil 2.1). Bu aşındırma enine kesitin en geniş olduğu yere kadar yapılır. Modifiye GG aleti kanalda tıkanmanın en koronal bölümüne hafifçe temas edene kadar ilerletilir.



Şekil 2.1. GG frezlerinin uçlarının aşındırılarak SP(staging platform-çıkartma platformu) hazırlanmaya uygun hale getirilmesi

a)GG frezleri b)Modifiye GG frezleri



Şekil 2.2.SP oluşturma ve kırık aletin koronalinitrefanlama

Kanalın ideal olarak şekillendirilebildiği durumlarda genelde ilk seçenek olarak ultrasonik yöntem değerlendirilir. Bazı zamanlarda ultrasonik uçların, genişletilmiş kanalın yanında trefanlama işlemine başlaması için yeterli alan bulunmaz. Bu aşamada

alet üzerinde veya kanal içinde bir platform oluşturulması önem taşır. Bu amaçla öncelikle kanalda kayganlaştırıcılığın sağlanması için EDTA içeren jellerden yararlanılır. GG frezlerinin uçları en geniş çapın bulunduğu bölgeye kadar möllenerek aşındırılır ve farklı kalınlıklardaki frezlercrown-down yaklaşımıyla kullanılarak alet seviyesinde en son olarak 3 no'lu GG frezi kullanılır. Lightspeed aletlerin de ucunda benzer şekilde aşındırmalar yapılır. 50 no'lu aletle başlayan işlemler 90 no'lu Lightspeed enstrümanı ile tamamlanır. Lightspeed aletler 1000 devirde kullanılır. Bir başka yaklaşım .06 koniklikteki dönen NiTi aletlerin uçlarından birer mm' lik kesitler alarak 6 mm' ye kadar elde edilen yeni alet serisiyle kırık alete kadar ulaşılmasıdır. Bu sistemler arasında en az transportasyon oluşturanın Lightspeed kanal aletleri olduğu bildirilmiştir.

Alet daha derinlere gittikçe düzgün, sapma göstermeyen bir platformun hazırlanması güçleşmektedir. Eğer başarılıabilirse düzgün bir genişletme sonrası koronal ve radiküler girişin büyütülmesi ve aydınlatılması ile kırık aletin en koronalinin görülebilmesi sağlanmalıdır. Kırık aleti görmeyi kolaylaştırmak açısından kanal iyice yıkanmalı ve tamamiyle kurutulmalıdır.

Aletin çıkarılmasından önce diğer kanal ağzlarına pamuk bir tampon konularak fragmanın çıkarılması sonrası diğer bir kanala kaçmasının önüne geçilir.

2.13. Kök kanalından Kırık Alet Çıkarılırken Kullanılan Teknikler

Kök kanal sisteminden kırık alet çıkarabilmek için günümüze kadar, çok sayıda alet ve teknik kullanılmıştır.

Operasyon mikroskobu, ultrasonik cihaz ve ilerleyen teknolojik gelişmeler tedavideki etkinliğin artırılmasını sağlar. Kök kanalından kırık aletlerin çıkarılması için önerilen bazı teknikler:

- Ultrasonik Teknik
- Masseran Endodontic Kit (Micro-Mega, Besancon, Fransa)
- Broken Tool Remover-BTR Pen (Cerkamed Medical Company)
- The Meitrac Endo Safety (Hager & Meisinger GmbH, Neuss, Almanya)
- The Instrument Removal System (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK)
- The Endo Rescue System (Komet/Brasseler, Savannah, GA)
- The Endo Removal System (Cerkamed Medical Company)

- TheTerauchi File Retrieval Kit (DentalCare, California,ABD)
- TheSeparatedInstrumentRemovalSystem (Vista DentalProducts, Wisconsin, ABD)
- The Micro-Retrieve&RepairSystem (Superline NIC Dental, Shenzhen,Çin).
 - TheEndoExtractor Kit (Brasseler USA Inc., Savannah,GA)

2.13.1. Ultrasoniksistemhakkındagenelbilgi

Ultrasonik sistem, dişhekimliğinde sterilizasyon öncesi aletlerin temizlenmesi için kullanıldığı gibi, tanı ve tedavi amacıyla da kullanılmıştır¹⁵⁹. Ultrasoniksistemin, Endodontiye ilk girişi, 1957’de Richman tarafından gerçekleştirilmiştir. Martin ve ark.^{160,161}

Caviendo ile ultrasoniksistemin endodontide kullanımını yaygınlaştırmışlar; kök kanal şekillendirilmesinin sırasında, ultrasonik sistem ile aktive edilen K tipi eğelerin, dentini kesilebildiğini ve bu sistem ile kanal dezenfeksiyonu sağlanabildiğini bildirmişlerdir.

Ultrasonik

sistem, endodontide genel bir kullanım alanına sahiptir. Kanal şekillendirilmesinin sırasında endodontik aletlerin aktive edilebilmesi, kök kanal sisteminin temizlenmesi için irrigasyon solüsyonunun aktive edilebilmesi¹⁶², kanal dolgusu sırasında gutaperkanın kondansasyonu, kalsifiye kanalların lokalizasyonu sırasında ortamda dentin in uzaklaştırılması¹⁴⁶, endodontik cerrahide (retrograd kavite ve dolgu yerleştirilmesi), retreatment işlemleri sırasında post ve kanal içindeki aletlerin uzaklaştırılabilmesi amacıyla kullanılır¹⁵⁹.

Ultrasonik teknikte, kırık alete ultrasonik enerji iletilerek, kırık aletin yerinden serbestleşmesi ve kolayca kanaldan çıkarılması sağlanır^{67,146,150,163,164}. İlk olarak ultrasonik sistem kırık alet çıkarmak için el ile kullanılan eğeler, spreaderlar gibi kanal aletlerine enerji vererek kullanılmıştır¹⁶⁴⁻¹⁶⁸. Günümüzde ise ultrasonik sistem için özel olarak dizayn edilmiş ultrasonik uçlar üretilmiştir^{146,159}. Kırık alet çıkartılmasında, aşırı miktarda dentin uzaklaştırmadan en etkili yöntemin Ultrasonik Sistem olduğu belirtilmiştir^{146,150}

Dentkos ve Berzins¹⁶⁹, ultrasonik güç ayarı arttığında, kesme etkinliğinin anlamlı miktarda arttığını; uç geometrisi, shaft çapı, boyu ve açısı, yüzey, ultrasonik ünite ve güç ayarı gibi faktörlerin kesme etkinliği ile ilişkili olduğunu belirtmişlerdir.

Ultrasonik sistem kullanımı sırasında açığı açkanısı miktarı ve bunun periodontalligament ve çevre kemik dokusuna verdiği zararlar çeşitli çalışmalara konu olmuştur¹⁷⁰⁻¹⁷⁴. Eriksson ve Albrektsson¹⁷⁵, kemik dokusunda ortaya çıkabilecek morfolojik hasarın 47°C'den daha yüksek sıcaklıklarda meydana geldiği bildirmişlerdir. Schwartz ve Robbins¹⁷⁶, ultrasonik sistem ile post çıkarılmasının alveoler kemik nekrozuna, dolaylı olarak diş kaybına neden olduğunu vurgulamıştır. Cameron¹⁷⁷, kanal duvar kalınlığının, kök yüzeyindeki ısı değişimi üzerine fazla etkisi olduğunu bildirmiştir. Ultrasonik sistem soğutması altında hafif-orta şiddette güçte kullanıldığı zaman en az düzeyde ısı artışı meydana geldiği bildirilmiştir¹⁷⁴. Isı artışının az olması, periodonsiyumda meydana gelebilecek hasar riskini ve buna bağlı meydana gelebilecek komplikasyon olasılığını azaltmaktadır^{146,170,171,172,178}.

Ultrasonik sistem ile kanaldan kırık alet çıkarma işleminde, kırık parçanın görülebilmesi çok önemli bir faktördür. Kırık parçanın çevresindeki dentinin kontrollü olarak uzaklaştırılması ve çalışma sırasında merkezde kalabilmek ancak iyi bir görüşle sağlanabilir^{150,146}. Bununla birlikte, Rudd¹⁴⁶, 'çıkartma platformu' oluşturmanın önemini vurgulamıştır. 'çıkartma platformu', gates glidden frezleri ile kırık aletin koronal kısmına kadar flaring işlemi yapılarak, ultrasonik ucun kırık aletin çevresine yerleşebilmesi için oluşturulan bir düzlemdir.

2.13.1.1. Kırık alet çıkarma işleminde Ultrasonik Sistem Tekniği

Elmas kaplı uç (RT2), etkin bir şekilde dentin uzaklaştırarak, kırık alete kadar olan bölgeyi şekillendirir. Silindirik bir şekillendirme ile titanyum nitrit ucun (RT3), kırık parçaya ulaşabilmesi için doğru salgırı oluşturur. RT3, kırık parçanın çevresinde titreşim ile döndürülerek, kırık parçanın bulunduğu yerdense bestleşmesini sağlar. Ultrasonik sistem, piezoelektrik enerji ile titreşim meydana getirmektedir. Ultrasonik sistem olarak EMS mini master kullanılmıştır. Kullanılan cihazın çalışma frekansı 24.000-32.000 Hertz arasındadır. Su varyatör parçasından, güç ayarı ise cihazın üzerindeki butonlardan yapılmaktadır. Şebeke suyunun bağlanmaz. 350 ya da 500 ml olmak üzere iki farklı hacimde kaba sahiptir. Bu şekilde ultrasonik titreşim piezon alete güçlü ve mükemmel şekilde iletilmiş olur. Doğru salgırı hareketi ile çalışır (EMS-Minimaster 2010).



2.13.1.2. Uçlar

RT2: Elmas kaplı uçtur. Kırık parçaya kadar girişi şekillendirir. RT3 ün kanala girişi için yol hazırlar. Kırık alete direk ulaşabilmek için optimum etkinlik yaratır. Silindirik şekli sayesinde RT3 ün kırık parçaya ulaşmasını kolaylaştırır.

RT3: Kırık parçayı titreşimle çıkarmak için kullanılır. Yüksek resistans için titanyum nitrit kaplıdır. Mükemmel bir görüş sağlayabilme için şaftı oldukça incedir. 180° end chuck ile saat intersiyönünde kullanılır. Titreşim ile kırık parçanın kanaldan serbestleşmesini sağlar.

2.13.2. Trepanfrez ile Çıkarma Yöntemleri

Trepanfrezler, saat yönünün tersinde kullanılarak kırık parçayı ortaya çıkarırken, aynı zamanda ekstraktörler için boşluk oluştururlar¹⁷⁹. Bu şekilde kanal içine vidalanma olasılığı azaltılmış olur⁶⁷. Trepanfrezler, çapları 1,1 mm'den 2,4 mm' ye kadar genişleyen 14 adet frezden oluşmaktadır¹⁷.

Frezin içinde boşluk vardır ve kırık alete kadar kullanılır. Bu özel trepanfrez kanalındaki alet boşluğuna girene kadar ilerletilir. Bu durum hemen başarısız olduğunda hafif açıldırılmalarla da kullanılabilir. İşlemler düşük devirlerde yapılır. Fragmanın ucu açığa çıkarıldığında ekstraktörün kullanımına geçilir.

2.13.3. Broken Tool Remover-BTR Pen

Piort Pawlowski tarafından tasarlanan BTR Pen kök kanalında kırılan aletlerin çıkarılmasını sağlayan bir teknolojidir¹⁸⁰. BTR Pen kırık aletlerin çıkarılmasını tekrarlanabilir bir işlem haline getirir. Dayanıklı ve yüksek elastikiyetli çalışma ucunun kullanımı, son derece dayanıklı 0,3 mm'lik ince nitinol halkasıyla birlikte, kırık alete ulaşmayı kolaylaştırır. Bununla beraber 0,2 mm, 0,4 mm ve 0,5 mm'lik nitinol halkaları da bulunmaktadır. BTR Pen kırık aletin kavranmasına ve güvenli bir şekilde çıkarılmasına izin verir. Cihaz paslanmaz çelikten üretilmiş olup kullanımı rahattır. Esnek ve ince halkası nedeniyle dar ve kıvrımlı kanalları yerleştirilmesini kolaydır. Literatürde BTR Pen ile ilgili herhangi bir araştırma yapılmamıştır.

2.14. Dental Operasyon Mikroskobu (DOM)

DOM kullanımı, kırık aletin koronal kısmının görünürlüğünü artırabildiğinden, başarılı sonuç için önemli bir faktördür. DOM ve ultrasonik cihazın birlikte kullanımı konservatif bir teknik haline gelmiştir^{150,86,163}. Gelişmiş aydınlatma ve büyütme sunması nedeniyle kırık alet çıkarabilmedeki başarıyı önemli noktaya getirmiştir¹⁸¹. Bu nedenle kırık alet çıkarma sistemlerini kullanırken DOM'u kullanmak yarar sağlar⁶⁷.

2.15. Çiğneme Simülatörü

Çalışmamızda dual akslı çiğneme simülatörü termal döngü ile birlikte dişlere yatay ve dikey kuvvetler uygulayıp çiğneme siklusunu simüle etmek amacıyla kullanılacaktır.

Cihazın özellikleri aşağıdaki gibi olmalıdır:

- Dual akslı çiğneme simülatörü, su haznesi bulunan, farklı kuvvetler uygulayabilen cihazdır. Çiğneme simülatörü ayarlanması kolay bir cihazdır.
- En büyük özelliği altı haznesine ayrı ayrı örnekler yerleştirilerek aynı anda tüm örneklerle belirli bir kuvvet uygulayabilmektedir.
- Bir diğer önemli özelliği kullanıcı tarafından ayarlanan bir termal döngü sağlayabilmektedir.
- Dual akslı çiğneme simülatörü, bilgisayar ile kontrol edilen, ve çift yönde (dikey ve yatay) kuvvet uygulayabilen bir alettir.
- Plastik örnek tutucular içerisine örnekler yerleştirilir, çiğneme simülatöründeki karşıt mekanizma çalışmacının belirlediği miktarda yatay ve dikey hareket ederek belirlenen çiğneme siklusunu yerine getirir.
- Antagonist olarak çeşitli materyallerden ve çaplardan yapılmış top uçları vardır.
- Simüle edilen çiğneme döngüsü, test sırasında kuvvetlerin döngüsel olarak oluşturulabilmesi amacıyla bilgisayar tarafından kontrol edilir.
- 1.3 Hz-1.8 Hz'lik çiğneme frekansı ile her 0.6-1.1 saniyede bir siklus fizyolojik sınırları içerisinde kabul edilir.
- Çiğneme simülatöründe çeşitli ağırlıklarla ve çeşitli sikluslarla örneklerle yüklemeler yapılabilmektedir.
- Çalışmalarda sıklıkla posterior bölgedeki normal okluzyon ve çiğneme kuvvetlerini yansıtmak amacıyla 49 N'luk bir kuvvet uygulanır.

- Restorasyon malzemelerinde aşınma için kullanılan test cihazları aşağıdaki özellikleresahip olmalıdırlar:
- Uygulanan kuvvetin 10N ile 120N aralığında ayarlanabilir ve tekrarlanabilir olmalıdır.
- Her test için yeniden kalibrasyona gereksinim duyulmamalıdır.
- Numunelere mikro yorulma testi uygulanabilmesi için yük taşıyıcı aparatın yatayhareket mekanizması ile entegre olması gerekmektedir.
- Aşınma sırasında malzeme yüzeyinden kopan küçük parçaların cihazdaki suyun sirkülasyonu ile aşınma yüzeyinden uzaklaştırılması mümkün olmalıdır.
- Tüm hareketler bilgisayar kontrollü ve ayarlanabilir olmalıdır¹⁸².

2.16. Kırılma DirenciTest Cihazı

Endodonti ile ilgili birçok çalışmada kök kırılma dayanımının ölçülmesi amacıyla Universal Test Cihazı (UTC) kullanılmaktadır. UTC'lerin basma, çekme, eğme gibi testler için kullanımı mümkündür. Çalışmalarda kullanılan test cihazları hidrolik veya elektromekanik özellikler taşır. Kuvvet ölçümü her iki sistemde de yük hücresi aracılığıyla yapılır. Kırılma direnci ölçülecek diş örnekleri, altyuvayayerleşecek şekilde otopolimerizan akrilik rezin kalıba içeresine gömülür. Bu işlemin ardından test cihazına yerleştirilen diş örneğine, belirli ekseninde çelik bir uç yardımıyla sabit hızda kırılma hızına kadar kuvvet uygulanır. Uygulanan kuvvetin hızı 1 mm/dk olarak ayarlanır. Diş örneğinin kırıldığı andaki maksimum kuvvet, test cihazındaki yük hücresi aracılığı ile ölçülerek Newton (N) cinsinden kaydedilir¹⁸³.

2.17. Kırık Alet Çıkarma Sırasında Karşılaşılan Komplikasyonlar

Kırık endodontik aletleri çıkarırken çeşitli komplikasyonlar ortaya çıkabilir^{14,67,150}. Bu, özellikle dar ve kurvatürlü kanallarda daha sık rastlanır. Ortaya çıkabilecek komplikasyonlar şu şekildedir:

- ❖ Kök perforasyonu
- ❖ Dişin fazla madde kaybına uğraması
- ❖ İkinci bir kanal aletinin kırılması

- ❖ Kırık aletin tekrarparçalanması
- ❖ Basamakoluşumu
- ❖ Transportasyon
- ❖ Diş ve periodontal dokuların termalyaralanması
- ❖ Kırık aletin daha apikale yer değıştirmesi, apikaldentaşması
- ❖ Kırık aletin başka kanala yerdeğıştirmesi
- ❖ Vertikal kökkırığı

Kök perforasyonu: Kırık alet çıkarılması sırasında perforasyon en önemli komplikasyonlardanbiridir^{14,17,86,163}.DOMaltındaultrasonikkullanılarak yapılan çalışmalarda,%1,8(161)ile%7,2(39)arasındadeğışenperforasyonoranıbildirildi.Kök perforasyonu diş prognozunu olumsuz etkiler. Kırık alet apikale ne kadar yakınsa perforasyon riski o kadar büyük olur¹⁴. Staging platform hazırlanırken, #3 ve #4 numaralı modifiye GG frezler kullanırken veya aleti bypass etmeye çalışırken perforasyon gelişebilir. Bu nedenle radyografik değerdendirmeönemlidir.

Dişin fazla madde kaybına uğraması: Birçok çalışmada bildirilen en yaygın komplikasyonlardanbiridir^{14,154}.Kırıkaletapikaldebulunuyorsaenfazladentin kaybı, koronalde bulunuyorsa en az dentin kaybı gerçekleşir¹⁸⁴. Kanal aleti orta ve apikal üçte birlik kısımdaysa çıkarma işlemi sonrasında, kök direncini %30 veya %40 azaltır¹⁴.SouterveMesser'in¹⁴çalışmasında,kökdirenciileilgiliolarakkontrolve deney grupları arasında anlamlı bir fark bulunmuştur. Ancak diğerd çalışmada ise önemli bir fark bulunmamıştır¹⁸⁵. Bu farklı sonuçlar, dişin anatomisine, preparasyon şekline ve staging platform boyutlarına bağlanabilir. Kök kanalının apikalinde kırılan aletlerin bırakılması kök direncini etkilememektedir¹⁸⁶.

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

Basamak oluşumu: Basamak, vertikal kök kırıklarının oluşumunda önemli bir faktör olan gerilim noktasını oluşturur¹⁸⁷. Kırık eğe apikale ne kadar yakın olursa, o kadar fazla dentin kaldırılır ve vertikal kök kırılmasına karşı kök direncini azaltır. Bu nedenle koronal üçte bulunan kırık aleti çıkarma işlemi apikal ve orta üçlüye göre daha güvenlidir^{14,186}. Esnek olmayan aletlerle apikal yönde, vidalama hareketiyle

zorlandığında kanal kurvatürünün dış tarafında basamak oluşur. Ayrıca, büyük Gates Glidden frezlerin kontrolsüz kullanımı ve yüksek hızlı ultrasonik uçların kullanılması da basamak oluşumuna neden olabilir.

Transportasyon: Kök kanalının orijinal eksenini değiştirir. Kök kanalının tüm uzunluğuboyuncameydanagelirse, apikal foramen ve kanalını dıştarafıaşıırıgenişletilir, iç tarafı yeterince prepare edilmez ve yeterince dezenfekte edilmez. Genellikle kırık aletlerin çıkarılması sırasında esnek olmayan aletlerle bypass yapılırken transportasyonkurvatürün dış tarafında meydana gelir.

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

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

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

Diş ve periodontal dokuların termal yaralanması: Tavşanlarda yapılan çalışmada 1 dakikada 10°C'lik bir sıcaklık artışının, periodontal dokularda irreversible histolojik değişikliklere neden olduğu bildirilmiştir¹⁸⁸. Çalışmalarda postların ultrasonikle çıkarılması sırasında termal yaralanma vakaları bildirilmiştir^{189,190}. Kırık aletler çıkarılırken ultrasonik uçların, görünürlüğü etkilememesi için soğutma sıvısı olmadan çalışılması gerektiği savunulur. Fakat kırık aletlerin ultrasonikle soğutma sıvısı olmadan çıkarılmasıyla kök yüzeyinde sıcaklık artışı olabilir^{154,184}. Kök kanal duvar kalınlığı, ultrasonik uç tipi, güç ayarı ve uygulama süresi kök yüzeyindeki sıcaklık artışını etkilemiştir¹⁵⁴. Büyük ultrasonik uçlar ve aşırı uzun süreli kullanım kök yüzeyindeki sıcaklık artışını önemli ölçüde artırır¹⁷³. Bu nedenle, küçük boyutlu uçlar, aşırı ısı oluşumunu önlemek ve kanalı dezenfekte etmek için bol irrigasyon ve düşük güçle kullanılır¹⁷³. Ayrıca ultrasonik ucun kırık alete ve dentine sürtünmesi büyük bir sıcaklık artışı oluşturur¹⁹¹. Ancak sıcaklık artışı ultrasonik uçların hava aktivasyonu ile önemli ölçüde azalır¹⁹¹. Sıcaklık artışındaki fark, kullanılan materyaldeki alaşıma göre değişir¹⁹¹.

2.18. Vertikal Kök Kırığı

Vertikal kök kırığı (VKK), kökte herhangi bir seviyede başlar ve genellikle bukkolingual olarak uzanır¹⁹². Endodontik tedavili dişlerde daha sık rastlanır¹⁸⁶. En etkilenen dişler üst ve alt küçük azılar, alt azıların mezial kökleri, üst azıların meziyobukkal kökleri ve alt keserlerdir¹⁹³. Tipik bir vertikal kök kırığı tablosu meziyodistal olarak dar ve bukkolingual olarak geniş bir seyir izler¹⁹⁴. Kırık meziyale veya distale yayılabilir.

Genellikle VKK'lerin kök dentinin kanal yüzeyinde mikro çatlaklar olarak başladığı ve kök dentin tamamen kırılana kadar çatlakların yavaş yavaş dışa doğru yayıldığı düşünülür^{192,195,196}. Ancak bazı çalışmalar mikro çatlakların kökün dış yüzeyinde başlayıp iç kısma doğru yayıldığını bildirmiştir^{197,198}.

Erken dönemde, radyografik bulgu görülmez. Sonraki dönemlerin radyografik teşhisinde kök boyunca uzanan ince radyolüsent bir alan görülür¹⁹⁹. Endodontik tedavi görmüş 102 üst küçük azı dişini içeren çalışmanın radyografik bulgularında kırıklar, J- şekilli radyolüsen si veya hale görünümü göstermiştir¹⁹³. Teşhisin radyografi, perküsyon veya diğer yollarla belirlenmesi genellikle zordur. Çoğu durumda, hasta rahatsızlıktan şikayet eder ve etkilenen dişi bulabilir veya bulamayabilir. Hastaya kama veya pamuk ısırtmak kırık dişin belirlenmesine yardımcı olur.

Klinik bulgularında spontan ağrı, çiğneme ağrısı, mobilite, periodontal apseler görülebilir. Vertikal kök kırığı olan dişlerde kırık bölgesi ile ilişkili alveolar kemik kaybı bulunur. Sinüs yolu servikale yakındır. Derin, dar ve izole bir periodontal cep, vertikal kök kırığı ile ilişkilendirilir^{193,200}.

Vertikal kök kırığına neden olan faktörler:

- 2.5.1. Kök kesitinin şekli
- 2.5.2. Oklüzal faktörler
- 2.5.3. Çatlaklar
- 2.5.4. Kök kanal tedavisi
- 2.5.5. Aşırı preparasyon
- 2.5.6. Kalan düzensiz dentin kalınlığı
- 2.5.7. Obtürasyon yöntemleri
- 2.5.8. Post tasarımı

2.5.9. Kırık alet ve post çıkarma işlemi

Kök kesitinin şekli: VKK gelişen dişlerde görülen ortak anatomik özelliklerden biri, kökün oval kesitidir. Oval enine kesitlerde bukkolingual çap, mezyodistal çaptan daha büyüktür^{194,201}. VKK oluşma sıklığının nedeni oval köklerin bukkal ve lingual taraflarında kalan dentin duvarındaki gerilim konsantrasyonunun iç tarafındaki gerilim konsantrasyonuna göre daha fazla olmasıdır.

Oklüzal faktörler: Üst küçük azı dişlerde meydana gelen erken temas ve alt ikinci azı dişlerdeki aşırı oklüzal kuvvetler VKK'ye yol açar²⁰².

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

Kök kanal tedavisi: VKK genellikle endodontik tedavi görmüş dişlerde görülür¹⁹².

Aşırı preparasyon: VKK riskini azaltmak için, minimal invaziv yöntemler düşünülür^{203,204}.

Kalın dentin kalınlığı: Özellikle kurvatürlü kanalların preparasyonukalan dentinin eşit olmayan kalınlığına neden olabilir⁷⁸.

Obturasyon yöntemleri: Lateralkondensasyon gibi bazı obturasyon teknikleri, spreader ile basınç uygulanmasını içerir. Bu işlem gerilime²⁰⁵ ve ardından mikro çatlak ve kırık oluşumuna neden olabilir^{195,197}.

Post tasarımı: Aşırı uzun ve geniş postlar, VKK için önemli bir faktördür¹⁴⁴.

Kırık alet çıkarılması : Madarati ve ark.¹⁸⁶ kırık alet lokalizasyonunun kök direnci üzerinde önemli olduğunu göstermişlerdir.

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

2.19. Kök kanallarından kırık alet çıkarma ile ilgili yapılmış Araştırmalar

Kök kanallarından kırık alet çıkarma ile ilgili önemli çalışmalarından birini Hülsmann¹² yapmıştır. Araştırmacı kök kanalı içinde kalan metalik nesnelerin, kanaldan uzaklaştırılmasını araştırmıştır.

Suterve ark.⁶⁷ başarı tanımlamasını hiçbir perforasyon meydana getirmeden kırık

aletin kanaldan tamamen çıkarılması olarak ifade ettiğive MasseranKit, Ultrasonik Sistem, TubeandHedstroem gibi farklı teknikleri kullandıkları in vivoçalışmada,kırık aletçıkarmabaşarıoranlarınıkarşılaştırmışlardır.

Cheung⁶⁵ yaptığı araştırmada,kanalda alet kırılma mekanizmasını, kırık aletçıkarmayöntemlerininivekırık aletinprognozüzerineetkileriniaraştırmıştır.

Nagaiveark¹⁶³;araştırmalarındakökanalındankırık aletçıkarmadaultrasoniksistem inetkinliğindeğerlendirmişlerdir.

Wardveark.¹⁵⁰Ni-Tikırıkkanalaletlerininçıkartılmasındaultrasoniksistemininetkinliğiniklinikve deneyselçalışmalarında araştırmışlardır.

Alomairy⁹⁵; kök kanalından kırık alet çıkarmada iki tekniğin (ultrasoniksistemve IRS)etkinliğiniinvitroolarakdeğerlendirmiştir.

Ruddle¹⁴⁶, kök kanallarından kırık alet çıkarmak için ‘staging platform’oluşturduktan sonra operasyon mikroskobu ilebüyütme altında, ultrasonik sistem veIRSkullanmıştır.Araştırmacıbusisteminkırık aletçıkarmadaoldukçabaşarılıolduğunubil dirmiştir.

Terauchi ve ark.¹¹,çalışmalarında, 3 adımdan oluşan yeni bir kırık aletçıkarma sistemini kullanmışlardır.İlk olarak CBA ve CBB olarak adlandırılan frezlerle kırık aleteulaşmak için kullanılmış,ikinciolarakultrasonikuçile kırık parçatitreşim ile yerinden serbestleştirilmiş ve son olarak da bir loop ile kırık parça kanaldandışarıçıkartılmıştır.

Terauchi ve ark.¹⁵⁷, 3 farklı operatör ve Masseran Kit, Ultrasonik Sistem veFRS olmak üzere 3 farklı teknik ile kök kanallarından kırık alet çıkarmışlar, grupların etkinliklerininideğerlendirmişlerdir.

Madarati ve ark¹⁸⁴, ultrasonik sistem ile kanaldan kırık alet çıkarıldıktan sonra,köktemeydana gelenhacimseldeğişiklikleriµCTile ölçmüşlerdir.

SouterveMesser¹⁴,altbüyükazı dişlerininmesiolingualkanallarındaapikal, orta ve kural olmak üzere kökün 3 farklı bölgesinde kırılan kanal aletlerininçıkartılmasındaultrasoniksistemikullanarakmeydanagelenkomplikasyonlarıbeli rlemiştir.

Yoldaş ve ark¹⁷, alt büyük azı dişlerinde bulunan kırık aletleri

çıkarmak için Masserankit kullanmışlardır. Araştırmacılar, Masserankit kullanımına bağlı olarak perforasyon meydana gelme düzeyini de değerlendirmişlerdir.

Gençoğlu ve Helvacıoğlu¹⁹, düz ve eğri köklü dişlerde kırık alet çıkarmada başarıyı yönünden ultrasonik sistem, Masserankit ve geleneksel yöntem karşılaştırmışlardır.

Fuvar²⁰⁶, içinde kırık alet bulunan olgular da ultrasonik sistem ve operasyon mikroskop kullanılarak kırık aletlerin çıkarılabildiği ve çıkarılamadığı dişleri tedavi sonucuna göre değerlendirmişlerdir. Araştırmacılar, başarılı bir kanal dolgusunun tedavi sonucuna olan etkisinin diğer faktörlere göre daha yüksek düzeyde olduğunu bulmuşlardır.

Rahimi ve Parashos⁶⁸, 80-85 derece eğime sahip sağ alt 1. büyük azı dişinin distobukkal kök kanalının şekillendirilmesi sırasında, kökün apikal bölümünde 25 no'lu 0,02 açılı race kanal aleti kırmışlardır. Araştırmacılar kırık alet çıkarmak için 40 no'lu 0,04 açılı gutaperkanın apikal 2-3 mm'lik kısmını, 30 sn kadar kloroformda bekletmişler, sonra kırık aletin bulunduğu kanalın içine yerleştirerek 3 dk kadar kanaliçinde sertleşmesini beklemişlerdir. Saat yönü ve tersi yönündeki hafif hareketlerle kırık aleti çekerek, başarılı şekilde kanaldan çıkarmışlardır.

Simon ve ark.²⁰⁷ kırık aletin endodontik tedavi başarısı üzerine etkilerini bildirmişlerdir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Gereç

Bu çalışmada:

- 54 adet çekilmiş daimi alt 1.küçük azı dişi
- Aeratör (NSK, PanaAir FX, Almanya)
- Elmas fissürfrez (DIMEI, Huxian City, Çin)
- Endomotor (VDW GmbH, Münih, Almanya)
- Distilesu
- Formalin
- %2,5 NaOCI (WIZARD, İstanbul, Türkiye)
- #10, #15, #20, #30 nolu K-tipi eğe (VDW, Münih, Almanya) (LOT No: 1516254)
- Waveone gold sistem döner aletler (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, İsviçre) (LOT No: 1527936-1515705)
- #1, #2 ve #3 nolu Gates Glidden frez
- Dentalejektör
- Ultrasonik sistem (EMS miniMasterPiezon, Nyon, İsviçre)
- 180° açılı eğe tutucu (EMS, SybronEndo, İsviçre)
- RT2 ve RT3 ucu (EMS, SybronEndo, İsviçre) (LOT No: OF-17-01279-1)
- BTR Pen-BrokenToolRemover (CerkamedMedicalCompany) (LOT No: 092020-0911201)
- BTR Pen uçları (CerkamedMedicalCompany) (LOT No: 1911201)
- DOM (Carl Zeiss SMT AG, USA)
- Dijital Görüntüleme Cihazı RVG (GendexDentalSystems, Amerika)
- Kağıtkonlar (PearlDentCo. Ltd., Vietnam)
- Gütaperka (Diadent, ChoongchongBuk Do, Kore)
- AH Plus kanal patı (DentsplyDeTrey, Konstanz, Almanya)
- Otopolimerizan soğuk akrilik (Imicryl, Türkiye, 20052)
- Mum (Cerewax, PD Company, İstanbul, Türkiye)
- Yuvarlak kesitli plastik tüpler

- Silikon ölçü maddesi (HeraeusKulzerOptosil, K010965-K010134-K010119) kullanıldı.

3.2. Yöntem

Bu çalışma Çukurova Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurulu 4.11.2022 tarih ve Karar No:57 ile onaylandı. Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda in vitro şartlarda gerçekleştirilmiştir.

3.3. Deney kurgusu

- 1- Dişlerin seçimi
- 2- Dişlerin hazırlanması
- 3- Deney gruplarının oluşturulması
- 4- Kanallardan kırık alet çıkarma işleminin uygulanması
- 5- Kanalların şekillendirilmesi,doldurulması,periapikal filmlerinin alınması
- 6- Çiğneme simülatörü için örneklerin hazırlanması
- 7- Dişlerin çiğneme simülatörü ile yaşlandırılması
- 8- Kırılma testi için örneklerin hazırlanması
- 9- Dişlerin kırılma dirençlerinin ölçülmesi
- 10- Etkinliklerin değerlendirilmesi
- 11- İstatiksel analiz

3.3.1. DişlerinSeçimi

Çalışmamızda, çekim nedenleri bilinmeyen, 54 adet, tek köklü, tek kanallı insanalt 1.küçükazıdişikullanılmıştır.(Resim 1)Dişlerin anatomik yapıları hakkında bir değerlendirme yapabilmek amacıyla bukkolingual ve mesiodistal yönlerden periapikal radyografiler alınmıştır.Tüm dişlerin kök yüzeyleri operasyon mikroskobunda (Pico; Carl Zeiss, Jena, Almanya) X12 büyütmeyle dış yüzeyde çatlak, rezorbsiyon ve/veya çürük açısından değerlendirilmiştir Radyografiler ve dişlerindeki görünümle bir büyüteç yardımıyla (X2) incelenmiştir.Çalışma için ayrılandişlerin seçimleri aşağıdaki kriterlere uygun olarak yapılmıştır.

- Diş tedahi önceden yapılmış herhangi bir tedavi girişi bulunmaması
- Kök ün tek kanallı ve düz olması

- Kök gelişiminin tamamlanmış olması
- Dişlerde herhangi bir anatomik anomalinin bulunmaması
- Kök kanalının devamlılığının radyografik olarak görünür olması, içindekalsifikasyon, perforasyon ve apikal kısma ulaşmayı engelleyen herhangi bir tıkaçın bulunmaması
- Kökte rezorbtif bir defektin bulunmaması
- Dişlerde, çatlak, kırık bulunmaması



Şekil 3.1. Seçilen örneklerden iki tanesi

3.3.2. Dişlerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılacak dişlerin, üzerindeki yumuşak doku artıkları, bisturi yardımıyla uzaklaştırılmış, diş taşı ve sert doku artıkları da ultrasonik scaler yardımıyla temizlenmiştir. Daha sonra dişler, organik artıklardan arındırmak amacı ile, 24 saat süreyle % 3 NaOCl (Wizad, İstanbul, Türkiye) solüsyonunda bekletilmiştir. Temizlenen dişler, kullanılacakları zaman kadar, %10 Formalin çözeltisinde saklanmıştır.

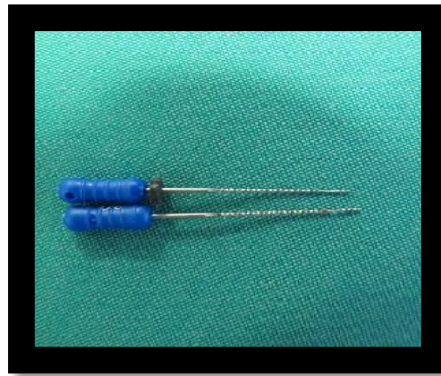
Dişlerin su soğutması altında aeratör ve elmas frez kullanılarak giriş kavimleri açılmıştır. Kök kanallarına #15 K-tipi el eğesi ile girilerek kök kanallarının açık olup

olmadığı kontrol edildi.

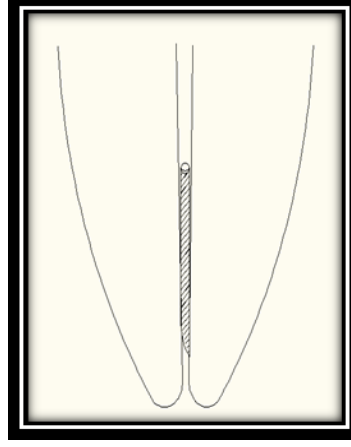
Deney için seçilen dişlerin boyları ölçüldü ve en kısa olanlara uyumlu olacak şekilde ortalama boy 14 ± 1 mm olarak saptandı. Dişlerin çalışma boyları gerçek boylarından 1 mm çıkartılarak yaklaşık 14 mm olarak belirlenmiştir. Tüm örnekler deneyin aşamaları sırasında distile suda bekletilmiştir. Kanal şekillendirilmesi sırasında kök kanalları kullanılan her aletten sonra %2,5'luk NaOCl ile yandan delikli yıkama iğnesi (30 Gauge, Mifam, Polonya) kullanılarak irrig edilmiştir.

3.3.3. Deney gruplarının oluşturulması

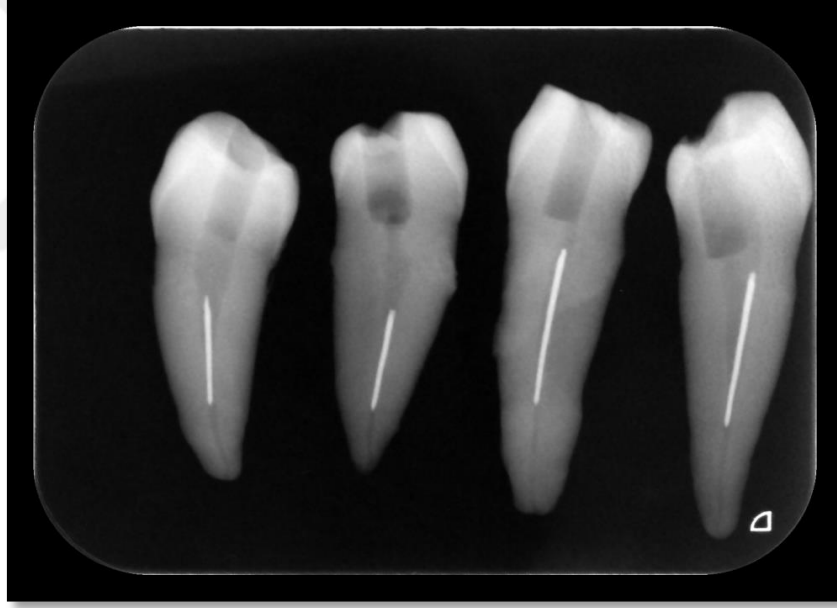
Çalışma için hazırlanan dişler (n=54), rastgele seçilerek iki deney (n=22) grubu ve iki kontrol (n=5) ana gruba ayrılmıştır. Birinci gruptaki dişlerin orta 1/3 kısımlarında, kasti olarak #30 K-File (Mani Inc, Japan) kırılarak bırakılmıştır. Öncelikle kırılacak eğenin, kök kanalının istenen bölgesinde sıkışıp sıkışmadığı kontrol edilmiştir. Kök kanalının geniş olması nedeniyle, kanale eğesinin orta 1/3 kısmında sıkışmadığı örnekler, çalışma dışı bırakılmıştır. “Apikal 1/3”, kök ucundan kurona doğru 5 mm mesafe, “orta 1/3” bölgesi ise, apikal 1/3 mesafenin bittiği 5 mm’den sonra gelen 5 mm’lik mesafe olarak kabul edilmiştir. Kırık aletler bu sınırlarda lokalize olmuştur. Kırılacak kanal eğelerinin uç kısmından 4 mm’lik mesafe işaretlenmiş ve bu kısım birelmassepare yardımıyla birmiktar kesilerek, kolayca kopacak şekilde zayıflatılmıştır (Şekil 2). Zayıflatılan bu eğelerin boyları, Orta 1/3 de kırılacağı için ise 9 mm. mesafeye lastik rondeller yardımıyla işaretlenmiştir. Eğeler, işaretlenen kısma kadar kanal içinde ilerletilmiş ve sıkıştıkları noktada saat yönünün tersine döndürülerek kırılmışlardır (Şekil 3-4). Kırılma işleminin uygunluğunun kontrol için dişlerden radyografiler alınmıştır.



Şekil 3.2.Deforme edilmiş#30k-file



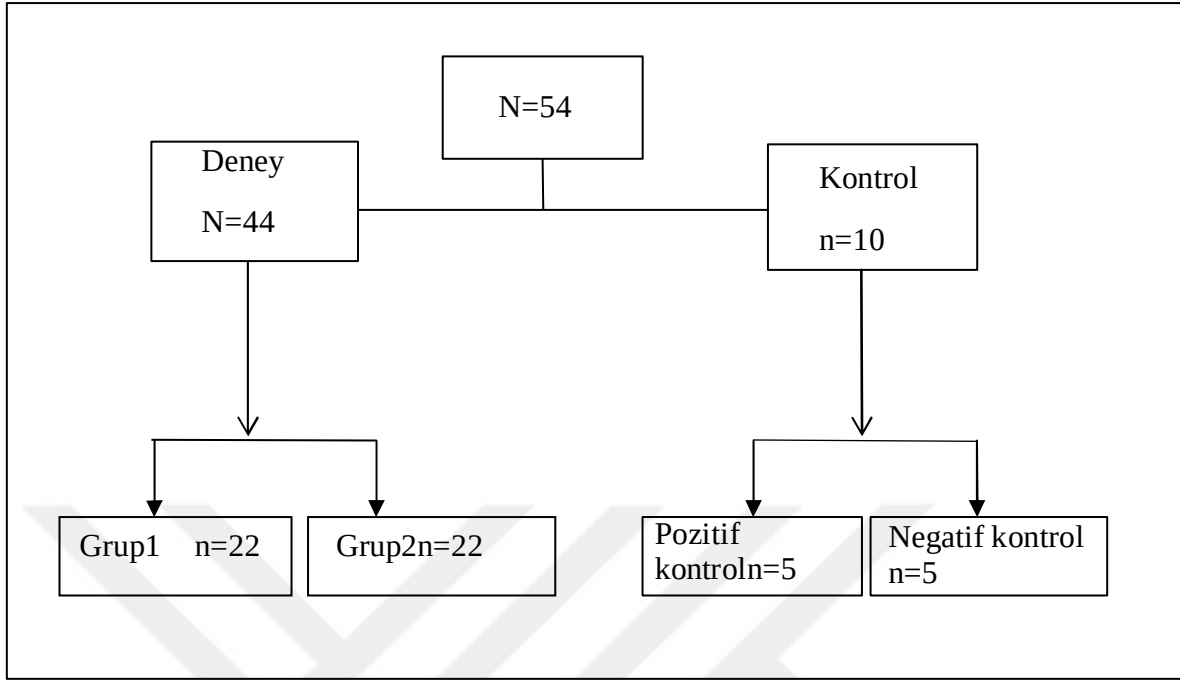
Şekil 3.3. Kırık alet(şema) gösterimi



Şekil 3.4. Kırık alet periapikal

Kırık aletin lokalizasyonuna göre oluşturulan deney grupları, kök kanalının orta 1/3 (n=44) kısmında alet kırılan dişlerden oluşmaktadır. Çalışmamızda, bu bölgedeki kırılan aletler iki farklı yöntemle kanaldan çıkarılmaya çalışılmıştır. Bus sistemler; Ultrasonik sistem (EMS, Switzerland) + BTR-Pen (Cerkamed Medical Company) ve Trepan frez + BTR-Pen (Micro-Mega, Besançon, France)'dir.

Tablo 3.1.ÇalışmaGrupları



Tablo 3.2.Çalışmagrupları

	N	Lokalizasyon	ÇıkartmaTekniği
Grup1	22	Orta 1/3	UltrasonikSistem (EMS,Switzerland) BTR-Pen (Cerkamed Medical Company)
Grup2	22	Orta1/3	Trepan frezKit (Micromega,France) BTR-Pen (Cerkamed Medical Company)
Control	10	-----	Negative control n=5 dolum yok- kırıkalelet yok Pozitif control n=5 dolum var- kırıkalelet yok

Negatif kontrol herhangi bir işlem yapılmamış dişlerin olduğu gruptur.Pozitif kontrol grubundaki dişlere kanal tedavisi yapılmış olup,dişlerde kanal aleti kırılmamıştır.

Kırık alet çıkarma işlemi sonrası kökkanalında meydana gelen değişimleri değerlendirmek amacıyla örnek dişlerdenişlemöncesivesonrasistandartradyografiler alınarak, görüntüler üzerinde değerlendirmeler yapılmıştır. Buşekilde, kırık aletin

ıkarılıp çıkarılamadığı ve çıkarma işlemleri sırasında kök kanalının farklı seviyelerindenekadarmaddekaybımeıdanageldiği,kantitatifolarakbelirlenmiştir.

Sağlıklıbirdeğerlendirmeiin,radyografilerinherseferindesabitbirpozisyondaalınması gerekmektedir. Bu amaçla, standart radyografi almayı sağlayan paralel teknikte kullandığımız aparat kullanılmıştır.(şekil 5)



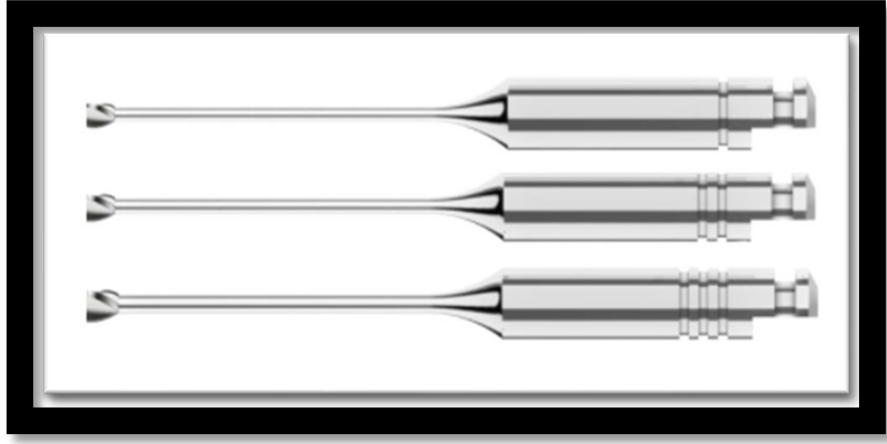
şekil 3.5.Röntgenlerin ekimi

3.3.4. Kanallardan Kırık Alet Çıkarma İşlemlerinin Uygulanması

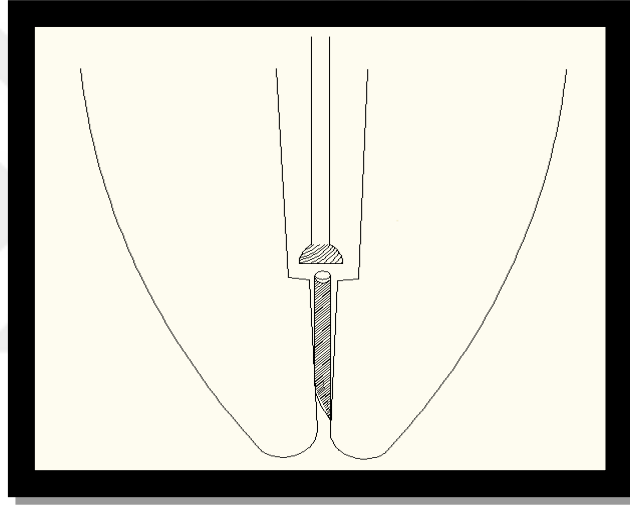
Tüm gruplarda, dişlerden kırık alet çıkarma işlemleri, operasyon mikroskobu kullanılarak gerçekleştirilmiştir (x1,6) (Şekil 6). Kırık alet çıkartma işleminde ilkaşama, kırık alete doğrudan ulaşan düz bir giriş elde edilmesidir. Bu giriş sağlandıktan sonra 'staging platform' (çıkartma platformu) hazırlanmıştır. Bu amaçla III no' lu Gates glidden frezinin ucu, uzun eksene dik olacak şekilde aeratör frezi ile kesilmiştir (Şekil 7). Bu şekilde modifiye edilen gates glidden frezi, 300 rpm ayarlanmış mikromotor ile su soğutması altında kullanılmıştır. Böylece kök kanalı, kırık kanal aletinin bulunduğu yere kadar genişletilerek 'staging platform' (çıkartma platformu) oluşturulmuştur (Şekil 8). Dişlerde kırık alete kadar 'staging platform' oluşturulduktan sonra kanallar serum fizyolojik (izotonik sodyum klorür) ile yıkanmış ve paper pointler (Spident, Korea) ile kurutulmuştur. Bu prosedür Ruddle¹⁴⁶ tarafından tanımlanmıştır.



Şekil 3.6. Operasyon Mikroskobu



Şekil 3.7.Modifiye edilmiş #1, #2, #3 nolu GG frezle



Şekil 3.8.Kanaldastaging platformoluşturulması

Deney grubu oluşturmada ve kırık aletlerin çıkarılmasında izlenecek sıra için Latin Karesi yöntemi uygulandı. Bu yöntemde deney grupları arka arkaya çalışıldı, hangi sırayla çalışılacağı ise her seferinde yazı-tura atılarak belirlendi. Bu yöntemle tekniklerin birbirinden avantajlı hale gelmesi engellenmeye çalışıldı.

3.3.4.1. Deney Grupları

Grup1

Ultrasonik Deney Grubu:İşlemebaşlarken, oluşturulan SP aracılığı ile, kırık aletin operasyon mikroskobu yardımıyla görülebilir hale gelmesi sağlandı. Çalışmamızda Newtron P5, SatelecCorp ultrasonik cihaz (şekil 9) kullanıldı. Alet çıkartılmasında üretici firmanın önerileri doğrultusunda çalışıldı.

Kullanılan woodpecker ucu kırık aletin çevresinde saat yönünün tersine doğru döndürülerek, su soğutması olmaksızın kullanıldı. Kırık alet ultrasonik titreşim ile sıkıştığı dentinden serbestleştirilmeye çalışıldı. Uçlar kırık aletle temas halinde çalıştıkları ve ısındıkları için deforme olma olasılığına karşılık bir uç ancak iki dişte kullanıldı.

Bu grupta kökün orta üç lük kısmında #30 K-tipi eleğesi kırılmış olup n=22 adet diş bulunmaktadır.

RT2 ve RT3 olmak üzere iki farklı tip ultrasonik uç kullanılmıştır, bunlardan ilki elmas kaplı RT2 (EMS Switzerland) ucudur (Şekil 10). Bu uç, oluşturulan “Staging Platform” unduvarları nı genişletilip düzeltilmesi ve kırık alete RT3 ucunun rahatlaşmasını sağlamak amacıyla kullanılmaktadır. İkincisi ise, üzeri titanyum nitrit kaplı olan, RT3 (EMS Switzerland) ucudur. Kırık aletin koronalinin 1,5 mm’lik kısmındaki dentin uzaklaştırılıp, genişletilmiştir. Dentin trefinetmek için sadece RT2 ucu kullanılmıştır. Daha sonra kırık aletin 1,5 mm’lik kısmı BTR Pen (şekil 11) ucuyla kavranarak kök kanalından çıkartılmıştır.

Ultrasonik güç kaynağı olan Newtron P5 (Satelec Corp, Merignac, Fransa) etkili enerji üretirken ultrasonik başlığın kırılmasını engellemek için 6. enerji seviyesine sabitlendi. Kanal ağzının aşağısındaki bütün ultrasonik işlemler, kırık aletin çevresinde çalışan ultrasonik ucun sürekli görünür durumda kalması için kuru ortamda uygulandı.

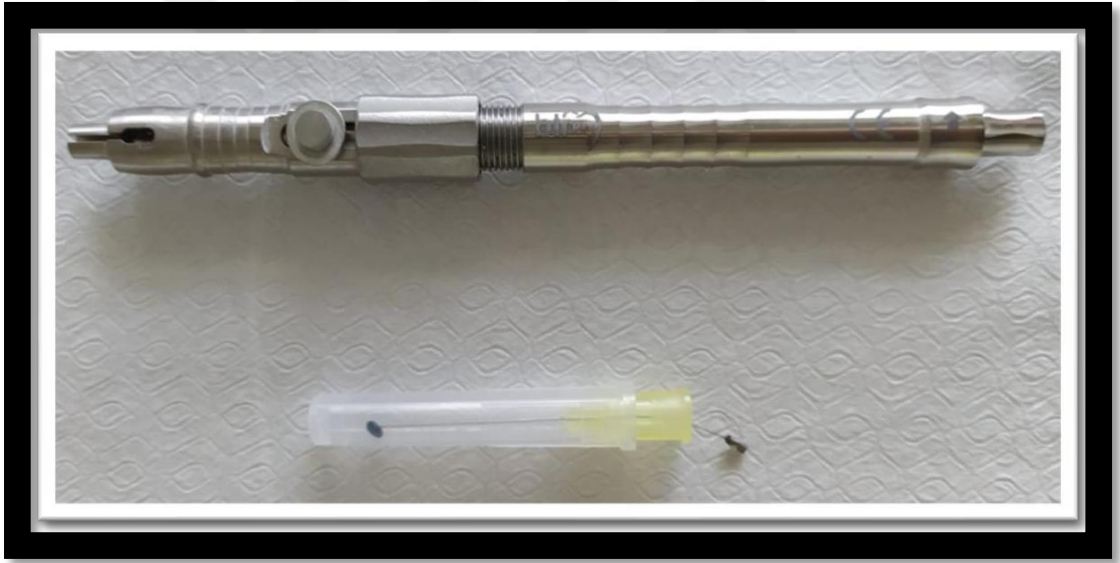
Kırık aletin çıkarılamadığı veya perfore olan örnekler çalışmadan çıkarıldı ve grupta örnek sayısı 22’ye tamamlandı.



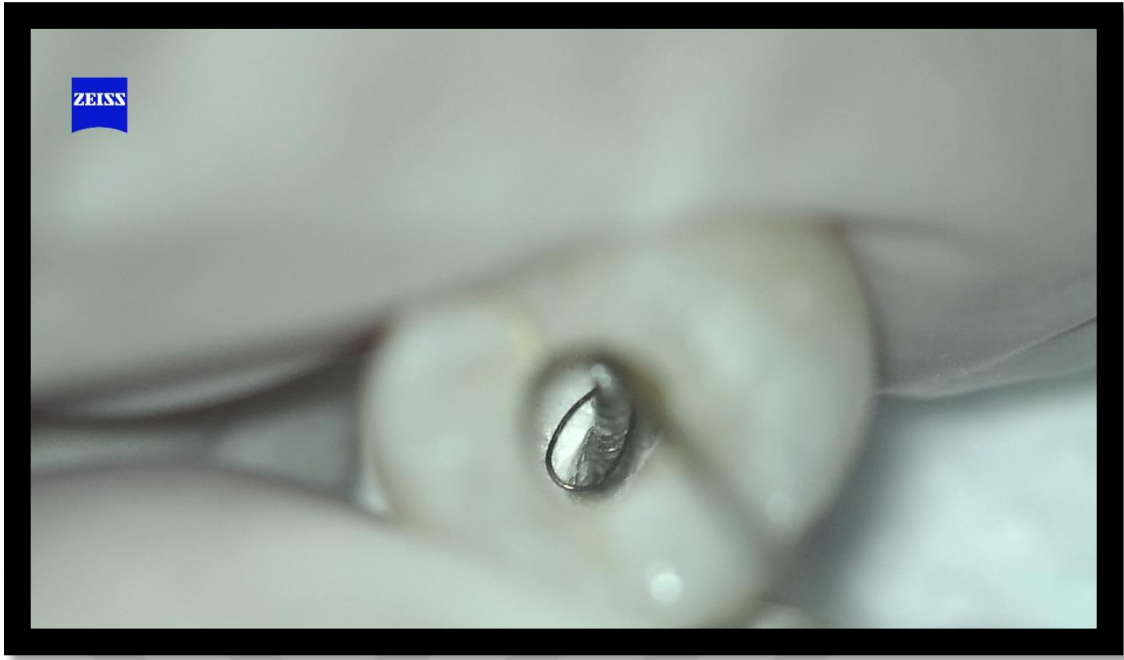
Şekil 3.9.Ultrasonikcihaz



Şekil 3.10.RT2(Elmaskaplıuç)



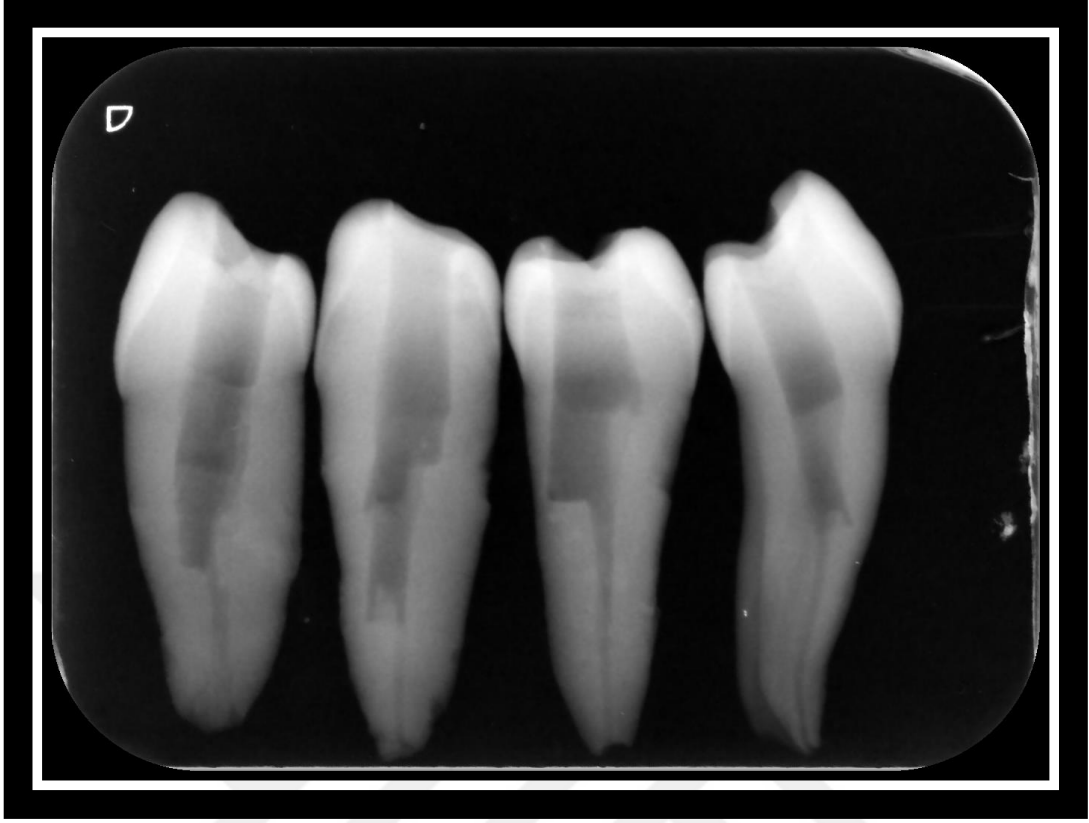
Şekil 3.11.Kırık aletin BTR Pen ile kavranması ve BTR Pen



Şekil 3.12.Kırık aletin x2,5 büyütme altında BTR Pen ile çıkarılma sırasındakigörüntüsü



Şekil 3.13. x2,5büyütmealtındaortaüçlüdebulunankırıkaletingörüntüsü



Şekil 3.14. Kırık aletin çıkarıldıktan sonraki görüntüsü

Grup2

Bu grupta kökün orta 1/3 kısmında kırık alet bulunan toplam 22 (n=22) adet diş yer almıştır. Dişlerin hazırlanması aşamasında, kırık alete düz bir girişin elde edilmesi ve “staging platform” oluşturulması 1. Grupta anlatıldığı şekilde yapılmıştır. Operasyon mikroskopunda, kırık alet görülebilir hale geldikten sonra, çıkartma işlemi için trepan (kesici) frezler (Şekil 15) (Micro-Mega, Besançon, France) ile yapıldı. Trepan frezler, kırık parçayı ortaya çıkarıp, btr-pennin kırık aleti kavrayabileceği boşluğu oluştururlar (Şekil 16). Kırık parça, trepan frez ile serbestleştirildikten sonra, btr-pennin kanaldan çıkartılır. Dişlerde kırık alete kadar ‘staging platform’ oluşturulduktan sonra, üretici firma önerilerine uygun olarak, sırasıyla 1.2 çaplı ve 1.1 çaplı trepan frezleri, elektrikli mikromotora yerleştirilen (40.000 RPM) 75:1 redüksiyonlu angudrua ile (Ax’s Endo, MicroMega, France) 300 rpm sabit hızda saat yönünde döndürülerek kullanılmıştır. 1.2 çaplı trepan frezi, dişin kural 5 mm bölümünde, 1.1 çaplı trepan frezi ile de kırık aleti içine alacak şekilde daha apikal bölümde kullanılmıştır. Her bir trepan frez sadece 2 dişte kullanılmıştır. Bu frezler ile, kırık aletin çevresinde yaklaşık 2,5-3 mm uzunluğunda çepeçevre bir boşluk oluşturulmuştur. Bu boşluğun, btr-pennin kırık parçayı kavrayıp sıkıştırmasına izin verecek derinlikte olmasının dikkat edilmiştir. Btr-pennin kırık parçayı kavrayamadığı durumlarda, tekrar trepan frezlerle çalışılarak parçanın çevresindeki boşluk derinleştirilmiştir. Daha sonra btr-pennin, kırık parçanın açığı çıkarılacak kısmını içine alacak şekilde kanala yerleştirilmiş sıkıştırma sağlanıp kırık parça kanaldan uzaklaştırılmıştır.

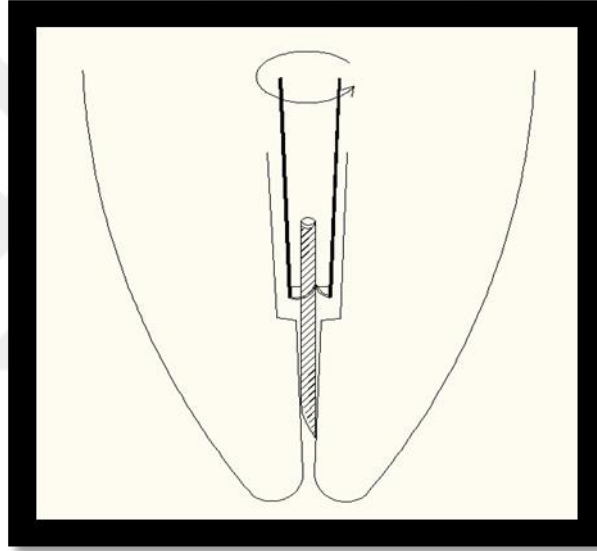
Kırık aletin çıkarılamadığı veya perfore olan örnekler çalışmadan çıkarıldı ve bu grupta da örnek sayısı 22’ye tamamlandı.

Tüm ege çıkarma prosedürleri aynı kişi tarafından gerçekleştirildi.



v

Şekil 3.15.Trepanfrezler



Şekil 3.16.Trepanfrezkullanımı

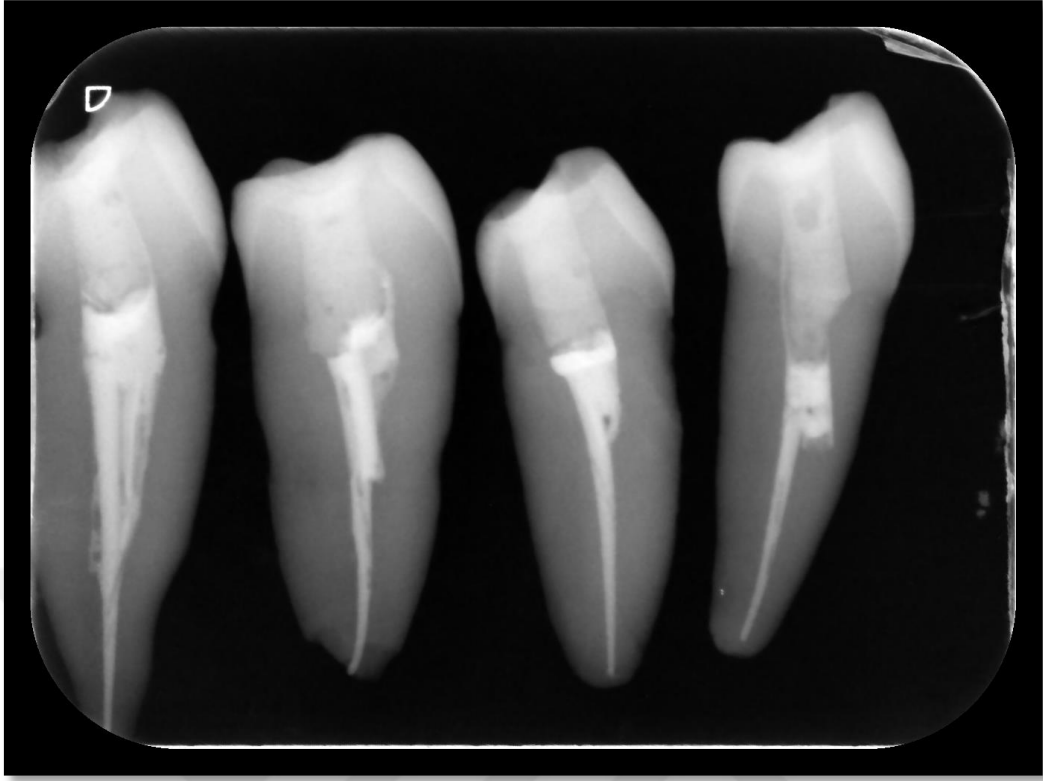
Grup 3

Kontrol grubundaki örneklerde kanal aleti kırılmadı. Negatif kontrol grubundaki örneklerde kök kanal dolgusu uygulanmadı. Pozitif kontrol grubundaki örnekler şekillendirildikten sonra kök kanalları kağıtkonlar (DentsplyMaillefer, Ballaigues, İsviçre) ile kanal içerisinde nem kalmayınca kadar kurutuldu. Kurulanan kanallar 0.02 taperlīgütaperka(Diadent,ChoongchongBukDo,Kore)veAHPlus(Dentsply-DeTrey, Konstanz, Almanya) kanal patı ile lateralkondensasyon tekniği kullanılarak dolduruldu. Kanal patınıniyicesertleştigiindeneminolmakiçindişler,1 haftasüreile37'C'de%100 nemli ortamdebekletildi.

Çalışmamızın değerlendirme kriterlerinden biri olan “Kırık aletin kök kanalından çıkartılma süresi”nin tam olarak saptanabilmesi için, “Staging Platform” oluşturulduktan sonra, işleme başlarken kronometre çalıştırılmıştır. İşlem 45dk’dan önce tamamlandığında kronometre durdurularak, geçen zaman, hazırlanan tabloya kaydedilmiştir. Bu süreyi aşan durumlarda işleme devam edilmemiş örnek başarısız kabul edilmiştir. Bu uygulama tüm gruplarda aynı şekilde yapılmıştır. Sözkonusu örnekler çalışma dışı bırakıldı. Başarısız örneklerin yerine sayıları tamamlamak için yeni örnekler yerleştirildi.

3.3.5.Kök Kanallarının Şekillendirilmesi, Doldurulması, Periapikal filmlerinin alınması

Tüm gruplardaki örnekler waveonegold ege (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, İsviçre) ile şekillendirildi. Örnekler şekillendirildikten sonra kök kanalları kağıtkonlar (DentsplyMaillefer, Ballaigues, İsviçre) ile kanal içerisinde nem kalmayınca kadar kurutuldu. Kurulanan kanallar 0.02 taperlıgütaperka(Diadent,ChoongchongBukDo,Kore)veAHPlus(Dentsply-DeTrey, Konstanz, Almanya) kanal patı ile lateralkondensasyon tekniği kullanılarak dolduruldu.Örneklerin restorasyonu içinGcDental G-aenialPosteriorKompozit (GC-America). Dolumdan sonra örneklerin radyografisi alındı. Kanal patınıniyicesertleştiğindeneminolmakiçindişler,1 haftasüreile37'C'de%100 nemli ortamdebekletildi.



Şekil 3.17.Kanalların şekillendirilmesi ve doldurulmasından sonraki görüntüsü

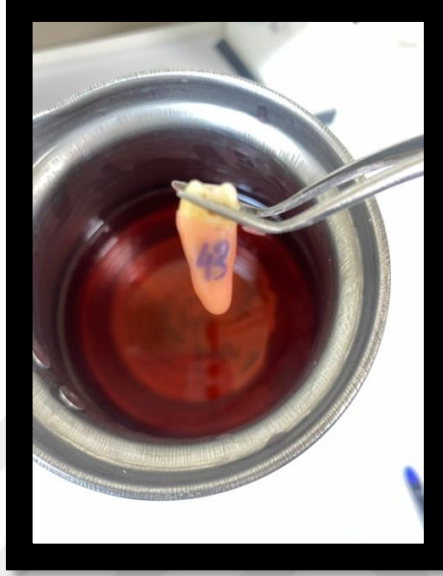
3.3.6. Çiğneme Simülatörü için Örneklerin Hazırlanması

3.2.6.1. PDL Simülasyonu ve Akrilik Bloklara Gömülmesi

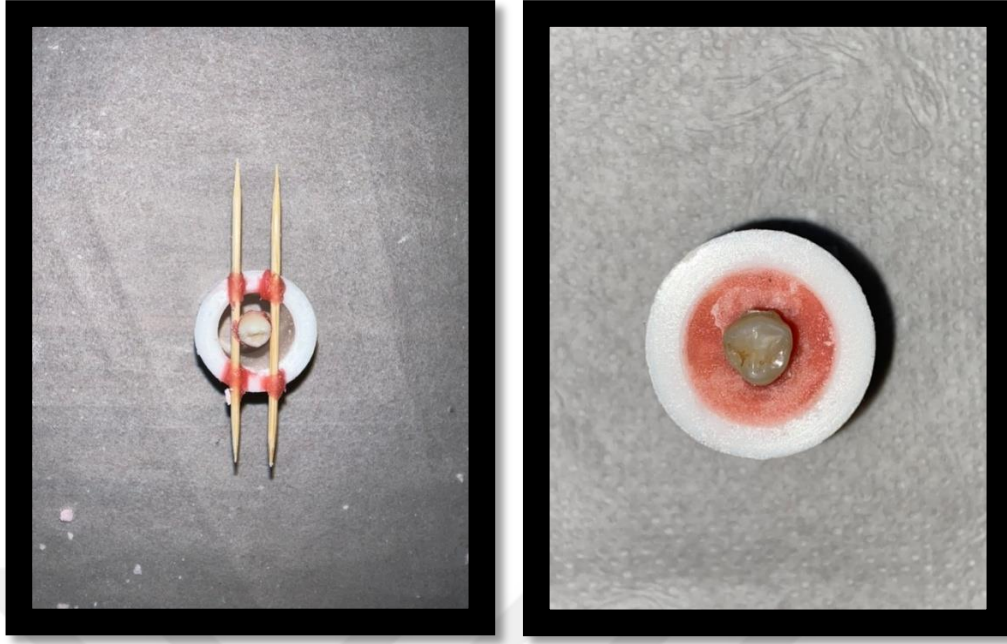
Fizyolojik diş mobilitesini taklit etmek için, öncelikle çekilmiş dişlerin tüm kök yüzeyleri mine sement sınırının 2 mm apikaline kadar akışkan haldeki muma batırılarak kaplandı (Şekil 18) ve mumla kaplanmış kök yüzeyleri kalıplar içerisine soğuk akrilik rezin (Imicryl, Konya, Türkiye) içine gömüldü(şekil 19-21). Daha sonra gömülen dişler akriliğin içinden çıkarılarak kök yüzeyini kaplayan mum eritildi.(şekil 22) Alınan kök ölçüsü kalıbının içine polivinilsiloksan (Elite HD+, Zhermack, Rovigo, İtaly) uygulanarak diş tekrar akril içerisine yerleştirildi (Şekil 23). A tipi silikon sertleştikten sonra diş ölçü kalıbının içerisinden uzaklaştırıldı ve fazlalıklar bistüri ile düzeltildi. Böylece çekilmiş dişler periodontalmembranı yansıtabilmesi için ölçü materyali ile kaplanmış oldu (şekil 24-25)^{208,209}.Yapay membran oluşturulduktan sonra örneklerin radyografileri alındı(Şekil 26).

Kırılma dayanıklılığının in vitro olarak incelendiği çalışmalarda kron-kök oranının da sonuçları etkilediği belirtilmiştir²¹⁰ . Bu nedenle, dişlerin gömülme seviyesi mine-sement bileşiminin 2 mm altından olacak şekildedir. Böylece, biyolojik kök ve

kron boyutları elde edildi^{211,212}. Yükleme sırasında klinik ortamın en iyi yansıtılabilmesi ve kuvvetlerin, kronların uzun aksına dik olarak uygulanabilmesi için, dişler, rezin materyalin içerisine, bukkolingual ya da meziodistal olarak herhangi bir eğim olmaksızın sabitlendi(Şekil 20).



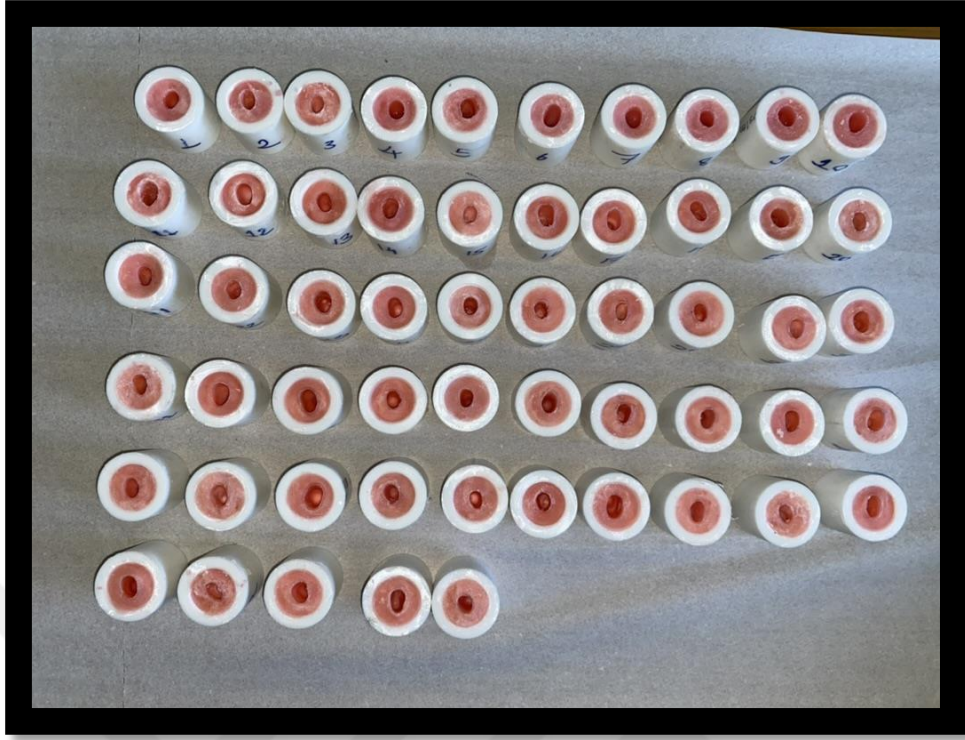
Şekil 3.18. Kök yüzeyleri mum ile kaplanan diş



Şekil 3.19.Örneklerin akrilik bloğa gömülmesi



Şekil 3.20.Örneklerin silikon kalıplar içerisinde yerleştirilmesi



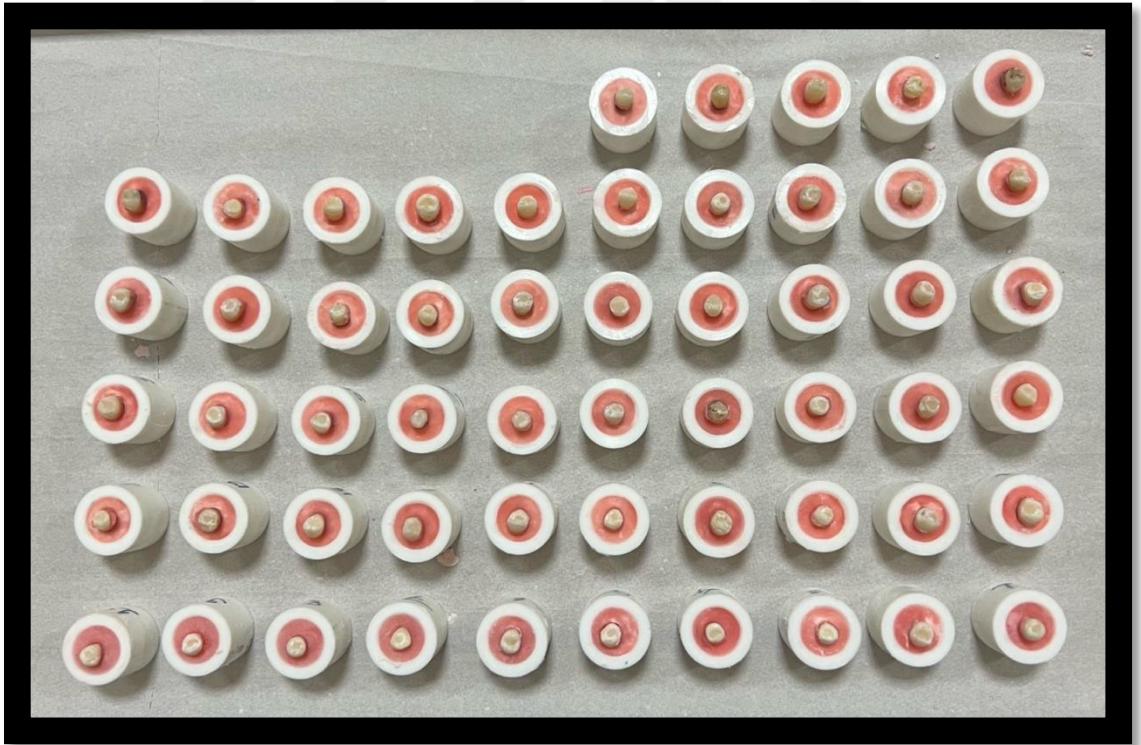
Şekil 3.21.Mum atımı sonrası örneklerdeki boşluklar



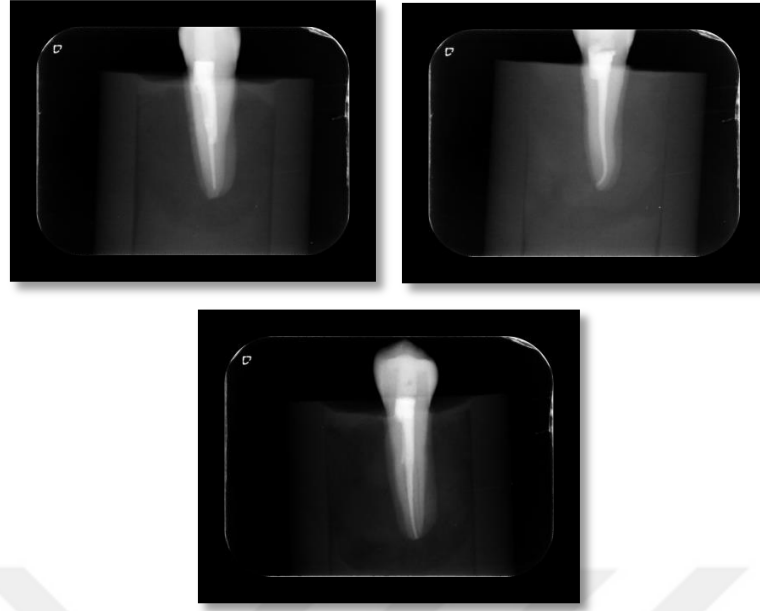
Şekil 3 22.Boşlukların ölçü maddesi ile doldurulması



Şekil 3.23.Periodontalligamentin gösterilmesi



Şekil 3.24. Akrilik rezine gömülmüş bazı örnekler



Şekil 3.25. Periodontalligament gösterilmesi

3.3.7.Örneklerin Çiğneme Simulatörü ile Yaşlandırılması

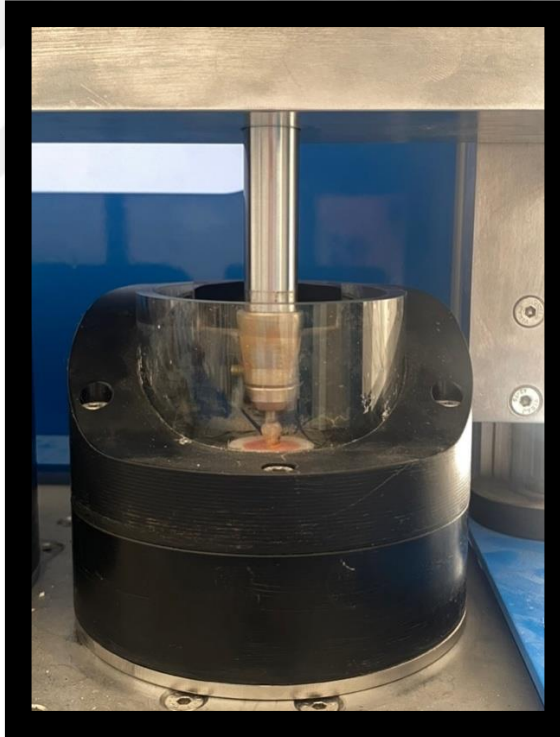
Çalışmamızda 3 farklı gruba ait 54 tane örnek, dual akslı çiğneme simülatörü ile dinamik olarak yüklendi. Dual akslı çiğneme simülatörü (MOY 101, MOD Dental, Esetron Smart Robotechnologies, Ankara, Türkiye) dikey ve yatay olarak çift yönde hareket edebilen bir cihazdır (Şekil 27). Altı adet örnek tutucusu ve bu tutucuları çevreleyen sıvı haznesi bulunmaktadır. Plastik örnek tutucular içerisine uyumlu olarak hazırlanan, akril içerisine gömülmüş olan dublikat örnekler, çiğneme simülatörüne örnek tutucular içerisinde yerleştirildi (Şekil 28). Çiğneme siklusu sırasında kronlar ve antagonist steatite top arasındaki ısınmayı önlemek amacıyla örneklere distile su içerisinde çiğneme işlemi uygulandı. Çalışmamızda diğer çalışmalarda da kullanılan karşıt diş yerine 6 mm çapında steatite (Steatite, HoechstCeramTec, Wunsiedel, Almanya) kullanıldı²¹³. Bu çalışmada çiğneme simülatöründe 6 aya karşılık gelen 120.000 siklusta (1.6 Hz) yükleme yapıldı. Tüm test grubuna ait örnekler 50 N'luk yüklemeye maruz bırakıldı. Bu değer, posterior bölgedeki normal okluzyon ve çiğneme kuvvetlerini yansıtmaktadır²¹⁴. Siklus sırasında karşıt diş yerine konulan steatititin dikey hareketi 2 mm ve yatay hareketi 1 mm olarak ayarlandı²¹⁵ (Tablo 1).

Örneklere klinik ortamda 6 aylık kullanıma karşılık gelecek şekilde 120.000 mekanik döngü ve aynı esnada yaklaşık 1200 termalsiklus uygulandı. Örneklere posterior bölgedeki normal okluzyon ve çiğneme kuvvetlerini yansıtacak şekilde 50

N'luk yük dikey ekseninde 5 mm'lik hareket mesafesinde 60 mm/sn dikey eksen hızıyla uygulanırken; lateral hareketleri simüle etmek amacıyla yatay ekseninde 0.5 mm'lik hareket mesafesinde 60 mm/sn hızla, 1.77 Hz frekans ile mekanik yükleme yapıldı. Döngüsel mekanik yüklemeye ek olarak 60 sn'lik periyodlar halinde 5°C'lik soğuk su ve 55°C'lik sıcak su banyosu uygulamaları ile eş zamanlı termal döngü de uygulandı. Dinamik yükleme sırasında hiçbir örnekte kırık gözlenmedi.

Tablo 3.3. Çiğneme simülatöründe kullanılan parametreler

Dual akslı çiğneme simülatöründe yaşlandırma için kullanılan parametreler:
Yükselme Hızı: 55 mm/sn
İnme Hızı: 55 mm/sn.
Yatay Hareket Miktarı: 1 mm
Dikey Hareket Miktarı: 2 mm
İlerleme Hızı: 50 mm/ sn.
Gerileme Hızı: 50 mm/sn.
Siklus Frekansı: 1.1 Hz.
Her bir Örnek için Ağırlık: 50 N.



Şekil 3.26. Çiğneme simülatöründe örneklerin gösterilmesi



Şekil 3.27.Çiğneme Simülatörüne örnek yüklenmesi

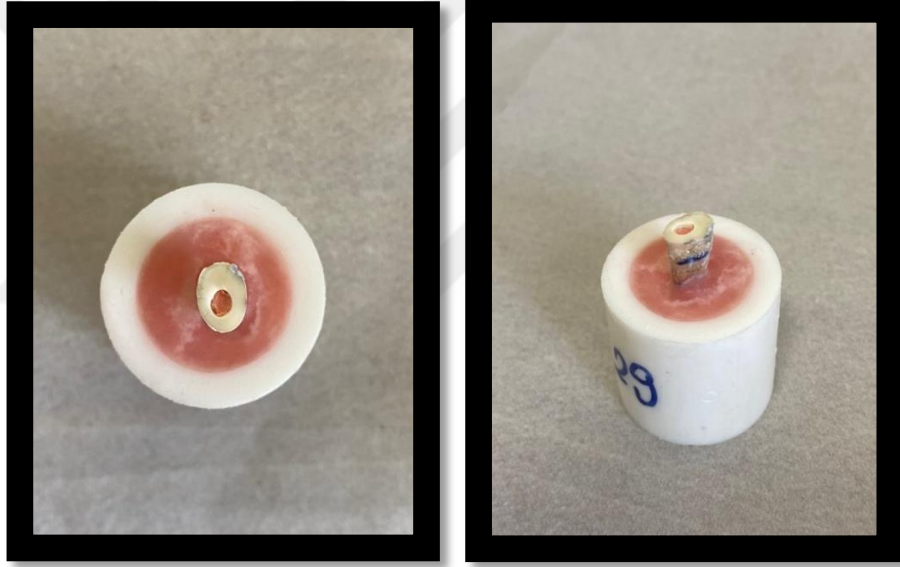
3.3.8.Kırılma testi için örneklerin hazırlanması

Bu aşamada örnek dişlerin boyları daha önceden ölçülmüş ve en kısa olanlara uyumlu olacak şekilde ayarlanmış ortalama boy 14 ± 1 mm olarak kalacak şekilde, aeraatöre takılan bir alev uçlu elmas frezya yardımıyla (ISO 166-016, SWS Dental MDTFG İzmir, Türkiye) kesilerek uzaklaştırılmıştır. Böylece tüm örnek dişlerin standart bir boyda (ortalama 14 mm) olmaları sağlanmıştır (Şekil 29).

Kökün apikal kısmının 3-4 mm'lik kısmı 20 mm yüksekliğindeki akrilik reçine bloğuna dikey olarak gömüldü (Şekil 30). Kökleri monte edilmiş akrilik bloklar, reçinenin tamamen donması için 24 saat beklendi.



Şekil 3.28. Mine cement sınırında kesilmesi



Şekil 3.29. Kırılma cihazı için örneklerin hazırlanması

3.3.9. Dişlerin Kırılma Dirençlerinin Ölçülmesi

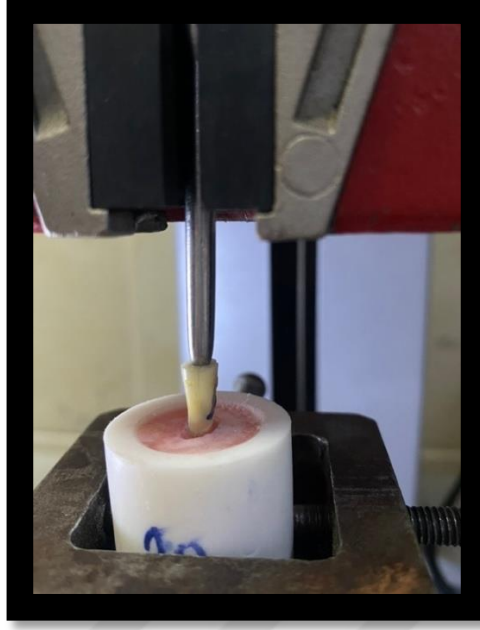
Kırılma dayanıklılığı, statik bir yük altında bir maddenin gösterdiği dayanıklılığı belirlemektedir ve tüm stres tiplerinin kollektif olarak tanımını kapsamaktadır. Silindirik akrilik blok içerisinde bulunan diş Testometric kırılma testi cihazına (şekil 32)(TestometricCompanyLtd,Rochdale,Lancashire,İngiltere) sabitlendi. 2,5mm çapındaki silindirik yükleme ucu (Şekil 34) dişin uzun aksına paralel olacak şekilde santral fossaya yerleştirildi(Şekil 33). Yükleme hızı 1 mm/dk olup, statik basınç uygulandı. Restore edilen her dişin yüklemesi, kırılma gerçekleşene kadar kaydedildi.

Her bir örneğin kırılması için gereken maksimum kuvvet Newton (N) cinsinden kaydedildi.

Gömülü kök içeren akrilik reçine bloğu, çelik bilyenin kök kanal açıklığının merkezine dikey olarak inmesine izin vermek için test makinesine sabitlendi. Kanalin doldurulmamış 1,5 mm'lik koronali, topun uyguladığı kuvvetin dolgu materyalinden çok kök kanal duvarlarının dentinine iletilmesini sağlamıştır²¹⁶ (Şekil 1).



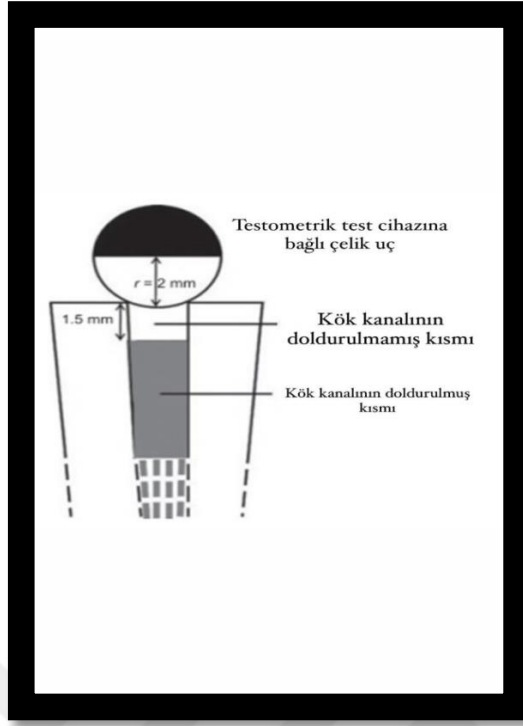
Şekil 3.30.Kırılma deneyinde kullanılan universal test cihaz



Şekil 3.31. Universal test cihazına yerleştirilen bir örnek

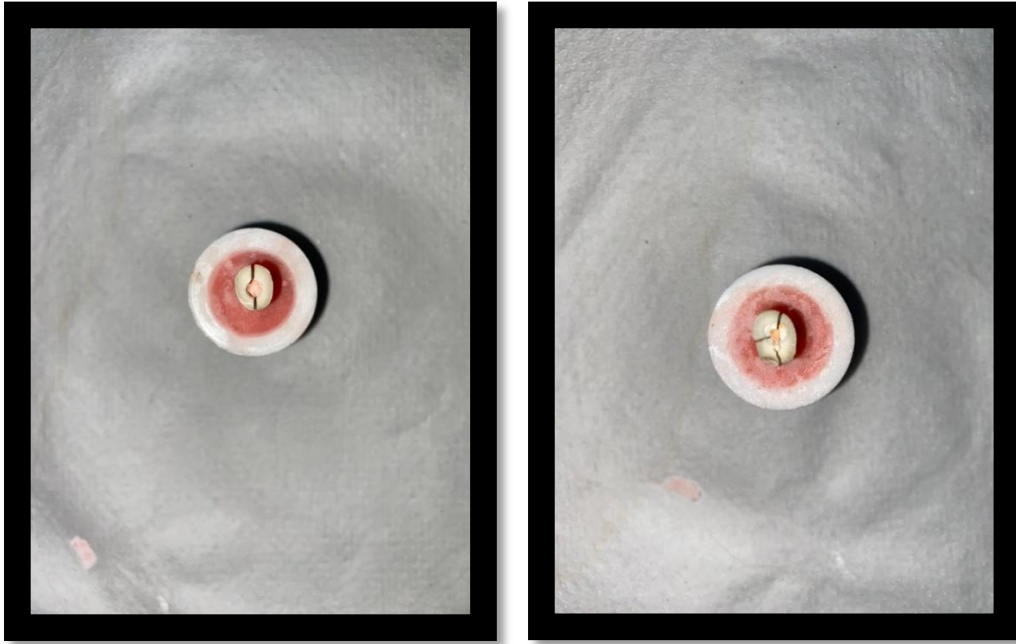


Şekil 3.32. Kırılma sırasında kullanılan çelik uç



Şekil 3.33.Çelik ucun doğrudan kök yüzeyine dik gelmesi için düzenlenmiş kök yükleme modeli²¹⁶

Bu şekilde 54 adet örnek için kırılma esnasındaki maximum yük değeri ile belirlendi ve kırılma tipleri incelendi (Şekil 35.)



Şekil 3.34.Kırılma deneyi sonrası alınan görüntü

3.3.10. Etkinliklerin değerlendirilmesi

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

1-Kırık aletin, kök kanalından çıkarılabilme başarı ve süresinindeğerlendirilmesi

- Deney gruplarında bulunan dişlerden, işlem sonrası alınan radyografi ile kırık parçanın çıkarılıp çıkartılamadığının değerlendirildi.
- Kökkanalındankırıkaletiçıkarmasirasındaperforasyonmeydanagelenörnekler başarısızsayıldı.
- Kırık alet çıkarma işlemi için, maksimum çalışma süresi 45 dk kabul edildi. Bu süre içinde çıkarılamayan örnekler, başarısız olarak kabul edildi. Süre olarak GG frez kullanılarak stagingplatform oluşumundan başarılı bir kanal alet çıkarma işlemi arasındaki zaman dilimi değerlendirildi.
- Kırık aletin 45 dk'dan uzun sürede çıkarılabildiği örnekler başarısız kabul edildi.
- Bu örnekler dışında kırık aletin 45 dk içinde perforasyon meydana gelmeyerek çıkarılabildiği örnekler başarılı gösterildi.

2-Kırma direnci testinindeğerlendirilmesi

Örnekler yerdüzlemine paralel olacak şekilde testometrik cihazına (Testometric, England) yerleştirildi. Toplam 54 dişin kırılma direnci başarıyla test edilmiştir. Kırma direnci testinde Instron cihazının çelik ucuyla, örnekler dik açı uygulayacak şekilde 1mm/dk hızda yük uygulandı. Örneklerde kırık olana kadar yük uygulama işlemi devam etti. Örneklerin kırıldığı andaki kuvvetler Newton (N) olarak kaydedildi.

3.3.11. İstatistiksel Analiz

İstatistiksel analizler SPSS programı (Mac Version 26; IBM SPSS Inc, Chicago, IL) kullanılarak yapılmıştır.

Veri dağılımının homojenliği Shapiro-Wilk testi kullanılarak gerçekleştirildi. Gruplar arasındaki fark tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Tukey testleri kullanılarak %95 güven aralığında analiz edildi ($\alpha=0.05$)

4. BULGULAR

Çalışmamızda, kök kanalının orta 1/3 kısmında kasti olarak kırılarak bırakılan kanal aletlerinin çıkartılmasında, trepanfrez+BTR-Pen sistemi ve Ultrasonik Sistem+BTR-Pen 'in etkinlikleri karşılaştırılmıştır. Değerlendirmeler;

- 1- Kırık aletin kök kanalından çıkarılıp çıkarılamaması
- 2- Kırık alet çıkartılabildiyse, bu işlemin ne kadar sürede gerçekleştirildiği
- 3- Çıkartma işlemleri sonrasında dinamik yükleme yapılan kök kanalında kök kırılma dirençleri gibi kriterler yönünden ayrı ayrı yapılmıştır.

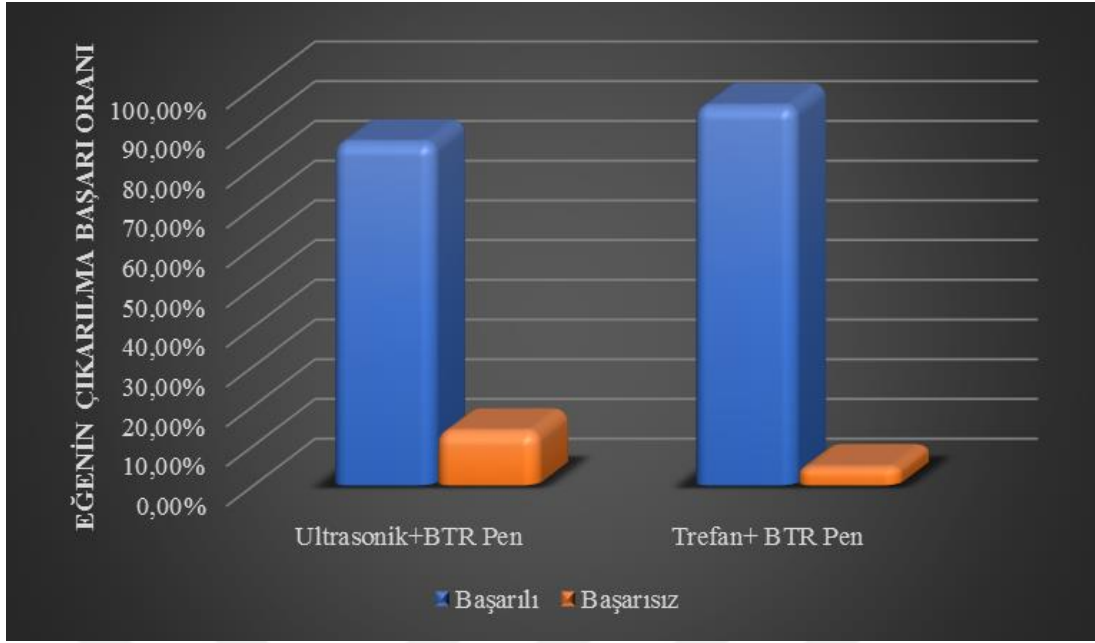
Bulgular, grafik ve tablolarla birlikte aşağıda verilmiştir.

4.1. Kırık Aletin Kök Kanalından Çıkarılabilme Başarısına İlişkin Bulgular

Genel olarak değerlendirildiğinde ultrasonik -BTR Pen kullanılan gruplarda başarı oranı %86,40 iken, trefanfrez-BTR Pen kullanılan gruplarda %95,50 başarı oranı bulunmuştur. Kırık aletin çıkarılabilme başarısına ilişkin kullanılan teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur ($p>0,05$). Çalışmamızda kullanılan 44 dişten 40'inde (%90,90) kırık alet başarılı olarak uzaklaştırılabilmişken, 4 dişte ise (%9,09) başarısız olunmuştur.

Tablo 4.1. İki farklı tekniğe göre kırık aletin çıkarılabilme başarısının karşılaştırılması

Ultr.+BTR Pen				Trefan +BTR Pen		
		N	%	N	%	p
Başarı	Başarılı	19	86,40	21	95,50	0,799
	Başarısız	3	13,60	1	4,50	



Şekil 4.1.Tekniklere göre kırık alet çıkarma başarı oranlarının karşılaştırılması

Gruplar tek tek değerlendirildiğinde;

Grup 1’de; Ultrasonik+BTRPen sistem ile, orta 1/3 de alet kırığı bulunan 22 dişin, 19 adedinde (%86,40) kırık alet başarılı olarak çıkarılabilmektedir. Buna karşılık 3 dişte ise, (%13,60) çıkarılamamıştır (Tablo 4-1) (Şekil 3.35).

Grup 2’de; trefanfrez+BTRPen sistem ile, kök kanalının orta 1/3 kısmındaki kırık alet bulunan 22 dişte, 21 adedinde (%95,50) kırık alet başarılı olarak çıkarılabilmekten, 1 dişte (%4,50) işlembaşarısız olmuştur (Tablo 4-1) (Şekil 3.35).

4.2. Kırık Alet Çıkarma Süresine İlişkin Bulgular

İki farklı tekniğe göre kırık aletin çıkarılabilme süreleri genel olarak değerlendirildiğinde trefanfrez+BTRPen gruplarında ortalama süre $24,1 \pm 8,28$ dk olarak bulunurken, ultrasonik+BTRPen gruplarında $23,97 \pm 8,35$ dk olarak bulunmuştur. Kullanılan tekniklere göre kırık aletin çıkarılabilme süreleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur ($p > 0,05$). (Tablo 4.2).

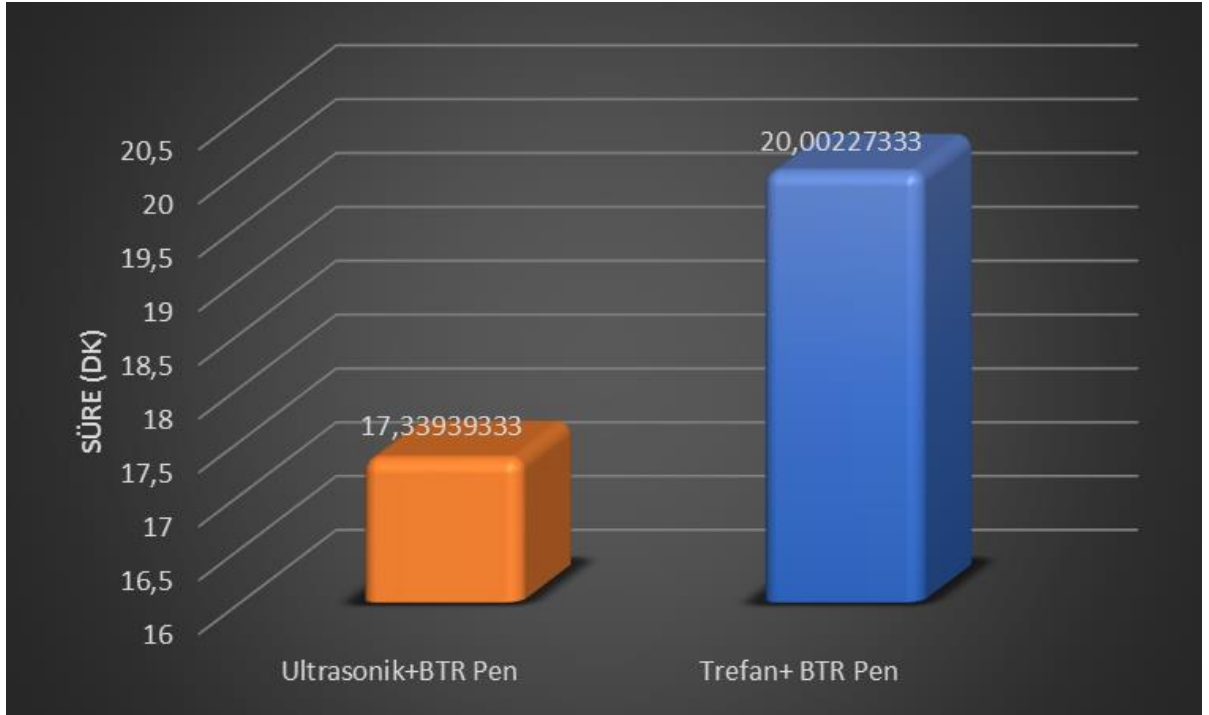
Tablo 4.2. İki farklı tekniğe göre kırık aletin çıkarılabilme süresinin karşılaştırılması

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

*Student t test** $p>0,05$

Tablo 4.3. Herbirörnektekisürebulguları(dk)

Örneknö	Grup1 Trefan+ BTR-Pen	Grup2 Ultrasonic+ BTR-Pen
1	40	45+
2	45+	45+
3	18.22	45+
4	17.54	19.44
5	23.23	14.13
6	27.13	11.2
7	20.67	8.25
8	22.55	10.45
9	12.89	9.34
10	17.56	14.12
11	20.78	18.14
12	16.73	20.52
13	16.84	7.14
14	14.53	10.26
15	14.72	12.27
16	15.45	25.13
17	18.76	7.12.
18	10.23	5.16
19	7.35	5.32
20	25.65	6.6
21	12.93	10.33
22	8.67	10.16



Şekil 4.2. Grupların kırık alet çıkarma sürelerinin karşılaştırılması(dk)

4.3. Dişlerin kök kırılma dirençlerine ilişkin bulgular

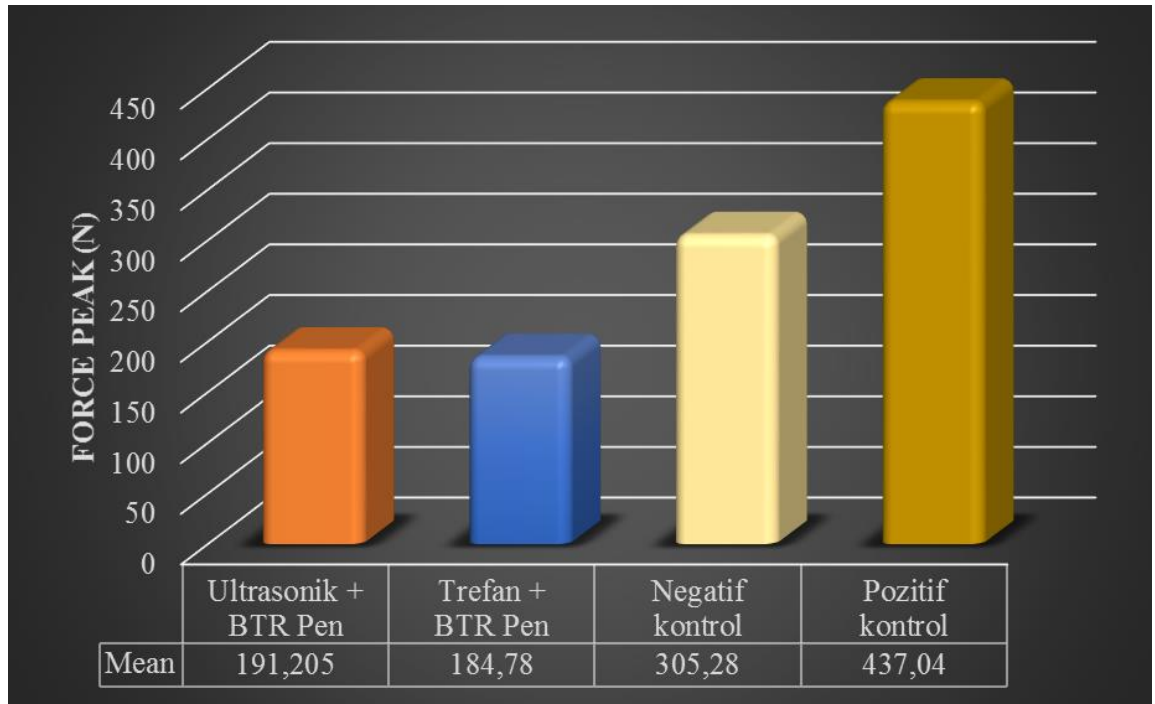
Dişlerin kök kırılma dirençlerine incelendiğinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ($p < 0.0001$) Trefan ve Ultrasonik grupları arasında fark bulunamadı ($p = 0.989$). Hem Trefan hem de ultrasonik grup pozitif ve negatif kontrol gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derece daha düşüktür ($p < 0,0001$).

Tablo 4.4. Dişlerin Kök Kırılma Dirençlerine İlişkinBulgular(1)

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	Minimum	Maximum
Ultrasonik	20	191,205	74,96587	16,76288	93,9	381
Trefan	20	184,78	58,42244	13,06366	102	306,7
Negatif kontrol	20	305,28	39,97412	8,93848	244,1	396,8
Pozitif kontrol	20	437,04	74,52894	16,66518	303,3	562,4
Total	80	279,5762	120,78603	13,50429	93,9	562,4

Tablo 4.5. Dişlerin Kök Kırılma Dirençlerine İlişkin Bulgular (2)

	Mean	Std. Deviation
Ultrasonik + BTR Pen	191,205	74,96587
Trefan + BTR Pen	184,78	58,42244
Negatif kontrol	305,28	39,97412
Pozitif kontrol	437,04	74,52894
Total	279,5762	120,78603



Şekil 4.3. Dişlerin kök kırılma dirençlerinin karşılaştırılması

Negatif kontrol grubu hiç işlem yapılmamış, pozitif kontrol grubu sadece kanal tedavisi yapılmış örneklerden oluşmaktadır.

5. TARTIŞMA

Endodontik tedavis sırasında kök kanallarında alet kırılması, şekillendirme, temizleme ve apikal tükamanın gerektiği gibi yapılmasını engelleyen önemli bir komplikasyondur^{11,57,59}. Bu komplikasyonun, kök kanalı tedavisinin prognozunu olumsuz olarak etkileyebileceği bilinmektedir^{8,9,11}. Yapılan çalışmalarda kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında alet kırılma insidansının %0,5 - %5 arasında değiştiği bildirilmiştir^{46,81,217,218}. Kök kanalında alet kırığı söz konusu olduğunda, cerrahi olmayan tedavi seçenekleri, kırık aletin, çıkartılması, bypass edilmesi veya bunların hiçbirini yapılamıyorsa yerinde bırakılarak tedavinin tamamlanması gibi uygulamalar mevcuttur^{67,152}. Tartışması olarak bunlar arasında en iyi seçenek, kırık aletin çıkartılmasıdır⁶. Kök kanalı, ancak kırık alet uzaklaştırıldıktan sonra, optimal bir şekilde temizlenip şekillendirilebilir. Temizleme ve şekillendirmenin yetersiz kaldığı durumlarda; kök kanalı içinde kalabilen sert veya yumuşak doku artıkları, bakteri ve toksinleri, kanalın enfekte olmasına veya var olan enfeksiyonun devam etmesine neden olabilir. Böyle bir durumda dişin prognozu olumsuz etkilenebilir^{6,8,9,11,48,61}. Kırık kanal aletlerinin kök kanalından uzaklaştırılmasının incelendiği çalışmalarda bazı araştırmacılar, kırık aletin bypass edilmesinin de bir başarı kriteri olarak değerlendirmişlerdir^{12,19,86}. Buna karşılık Suter ve ark.^{65,67,153,167} gibi bazı araştırmacılar ise başarı kriteri olarak, yalnızca, aletin kanaldan tam olarak çıkartılmasını kabul etmişlerdir. Çalışmamızda, başarı kriteri olarak, en iyi tedavi seçeneği olduğu bilinen, “kırık aletin tam olarak çıkartılması” seçilmiştir. Kırık aletin çıkartılmasına yönelik girişimlerin diş dokularına zarar verebileceği, kök kanalının aşırı genişletilmesi, kanal transportasyonu, perforasyon, kök kırığı, basamak oluşumu, dişin aşırı derecede zayıflaması gibi olumsuz etkileri olduğu bilinmektedir.

Bu olumsuzluklar aynı zamanda kök kırığı için de predispozan faktörlerdir^{14,17,19,187}.

Kırık aletlerin kanaldan çıkarılmasına yönelik yaklaşım her zaman minimum dentini kaldıran teknikleri ve cihazları içermelidir, bu da daha kısa sürede daha yüksek başarı oranı sağlar²¹⁹. Bu nedenle çalışmamızda, kırık alet çıkartma yöntemlerinin etkinlikleri yanında, kök kanalında neden olabilecekleride dokuya kayıplarının dentin kırılma direncine etkisinin değerlendirilmesi düşünülmüştür.

Endodonti pratiğinde kırık alet çıkartılması konusunda en bilinen yöntemlerden biri, “Masseran Kit”dir. Zaman içinde pek çok yeni yöntem ve alet kullanıma

sunulmuş olsa da, Masseran kit, günlük pratikte ve araştırmalarda hala yaygın olarak kullanılmaktadır^{17,19,67,157,179}. Çalışmamızda masseran kitinin trepan frezleri kullanılmıştır.

Ultrasonik sistem, kırık alet çıkartılması amacıyla yaygın olarak kullanılan güncel bir yöntemdir. D’Arcangelo¹⁶⁷, Nehme¹⁶⁸, Ward¹⁵⁰, Ruddle¹⁴⁶, Faramarzi²²⁰, Gençoğlu ve Helvacıoğlu¹⁹, Cuje ve ark.¹⁵³ gibi araştırmacıların yaptıkları çalışmalarda ultrasonik sistemin, kırık alet çıkartılmasında başarılı sonuçlar verdiğini ileri sürmüşlerdir. Gettelman ve ark.²²¹, ultrasonik aletin kanal içindeki parçayı titreşim ile yerinden serbestleştirirken, kanal duvarlarında minimum hasara neden olmasının önemli bir avantaj olduğunu bildirmişlerdir.

Bu bağlamda kırık aletleri kanaldan çıkarma yaklaşımı her zaman daha kısa sürede daha yüksek başarı oranıyla sonuçlanan, uzaklaştırılan dentinin en az miktarda olduğu teknik ve cihazları veya kombinasyonlarını içermelidir¹¹. Bu nedenle günümüzde yeni sistemler üretilmeye çalışılmaktadır. Bunlardan biri BTR Pen-Broken Tool Remover kırık alet çıkarıcı sistemdir. BTR Pen’den önce ultrasonik uçlar sadece trefin amacıyla kullanılır.

Böylelikle daha fazla madde kaybına neden olmadan BTR Pen ucunun aleti kavramasını sağlayacak ölçüde dentin uzaklaştırılır. Daha sonra BTR Pen ile ekstraktör olmadan esnek nitinol halka ucuyla aletin kavranıp çıkartılması sağlanır.¹⁸³

Çalışmamızda, kırık alet çıkarma yöntemi olarak, bilinen en eski yöntemlerden biri olan Masseran Kitin trepan frezleri, güncel bir yöntem olan ultrasonik sistem ve bir başka güncel yöntem olan BTR-Pen sistemi seçilmiştir. Bu yöntemlerin seçiminde, güncel endodonti pratiğinde yaygın olarak kullanılan tekniklerin olması ve literatürde bunların etkinliklerini karşılaştıran yeterli çalışmaları bulunmaması dikkate alınmıştır. Literatürde, kök kanalından kırık alet çıkartma yöntemlerinin etkinliklerinin değerlendirildiği pek çok çalışma mevcuttur. Bunlarda, farklı yöntemlerin kırık alet çıkarma başarıları^{11,14,19,67,68,86,95,150,153,163,167,168,179,222,223} süresi^{11,12,67,86,95,150,163} ve diş temeydan agetir dikleri madde kaybı ve transportasyon^{14,17,150,157,184} incelenmiştir.

Araştırmamızın amacı ultrasonik-BTR-Pen ve trepan frez-BTR-Pen teknikleri ile

kök kanallarından alet çıkarılması sonrası restore edilen dişlerin çiğneme simülatöründe yaşlandırılması sonrası kırılma dirençlerinin değerlendirilmesidir. Değerlendirmekriterlerimiz;kırık aletlerin kanaldan çıkarılabilirliği, kanaldan çıkarılması için gereken süre ve çıkarılma sonrasında dişin kırılmaya karşı gösterdiği direncin miktarının ölçülmesidir.

Kırık alet çıkarma başarısını etkileyen pek çok faktör vardır. Bunlardan bazıları, dişin tipi, kanalın anatomisi ve eğim derecesidir^{11,14,19,152}. Kırık alet çıkarma işleminin hangi tip dişte daha başarılı yapıldığı ile ilgili farklı bilgiler mevcuttur. Shen ve ark.¹⁵², kırık alet çıkarma işleminin üst çene dişlerinde, alt çene dişlerine göre daha başarılı olduğunu ileri sürmüşlerdir. Wilcox ve ark.¹³, Hülsmann ve Schinkel⁸⁶, Shen¹⁵², Gençoğlu ve Helvacıoğlu¹⁹ gibi araştırmacılar, kökün eğim derecesinin, kırık alet çıkarma başarısını büyük ölçüde etkileyen bir faktör olduğunu göstermişlerdir. Bu nedenle, sonuçların dişlerin anatomik yapısından etkilenmemesi amacı ile, daha önce yapılan pek çok çalışmada olduğu gibi çalışmamızda düz köklü dişler kullanılmıştır^{86,167,67,173,157,179,19,223,184}.

Düz köklü dişler kullanmamızın bir başka nedeni de; Masseran Kit'in, yalnızca düz köklerde güvenle kullanılabilir olmasıdır^{163,16,12,17,224}.

Günümüzde diş hekimlerinin pek çoğu, paslanmaz çelik el aletlerini kullanmaya devam etmektedir. Çalışmamız, kanal aletinin dizaynına ve taper açısına bağlı olarak karşımıza çıkabilecek değişkenleri en aza indirmek ve hala en yaygın olarak kullanılan alet tipi olmaları nedeniyle ile paslanmaz çelik aletleri (#30K-File) üzerinde yapılmıştır.

İn vitro çalışmalarda, çekilmiş dişlerin saklanması amacıyla distile su, formol ve timol en sık tercih edilen solüsyonlardır^{225,226}. Çalışmadaki örnekler distile suda bekletilip dehidratasyonu engellenerek, kırılma testine etki edebilecek değişikliklerin önüne geçilmeye çalışılmıştır.

Kırık alet parçasının büyüklüğü de çıkartılabilirliğini etkileyen bir faktördür. Kırık alet parçası ne kadar küçükse, çıkartılması da o derece zorlaşmaktadır⁸⁶. Çalışmamızda, kırık parça uzunluğu, bazı benzer araştırmalarda olduğu gibi, 3 mm olarak seçilmiştir^{14,157}. Bununla birlikte, BTR-Pen sisteminin tekniği, daha uzun bir parçanın çıkarılmasının daha kolay olacağını düşündürmektedir. Kesin etkinliğini belirlemek için

BTR-Pen ile farklı uzunluklardaki parçaları yakalama hakkında daha fazla veriye ihtiyaç vardır²³¹.

Dişeygülananın bir kuvvet hem kök hem de kronu ilgilendiren çeşitli faktörlerden etkilenir¹⁸⁵. Giriş kavitesi²²⁷, restoratif materyaller, postlar, protez kronları gibi çeşitli faktörler dişlerin kırılma dayanımlarını etkileyebilir¹⁸⁵. Shahabinejad ve ark.¹⁸⁵ yaptıkları çalışmada ultrasonik tekniğin kökteki etkisine odaklanarak koronal faktörlerin etkisinden kaçınmak için kronları mine sement sınırından kesilmiştir. Fakat bizim çalışmamızda dinamik yükleme yapmak için kronlar kaldırılmamıştır. Su soğutması altında aynı kişi tarafından ve aynı boyutta frezler kullanılarak giriş kaviteleri açılmıştır

Kök kanalındaki rıllan bir aletin başarılı bir şekilde çıkartılabilmesi için ilk koşullar, ona ulaşılması ve görülebilir hale getirilmesidir. Bu amaca ulaşabilmek için, kök kanalında büyük ölçüde genişletmeler yapmak gerekebilmektedir. Bu da, kök dentinin kalınlığını dolayısı ile dişin fiziksel direncini oldukça azaltan bir işlemdir. Kök dentin kalınlığının azalması, stripper forasyon oluşumuna^{228,229} ve lateral kondansasyon gibi işlemler sırasında dikey kök kırığı meydana gelmesine neden olmaktadır²⁰⁰. Kalan dentin kalınlığı 0,2-0,3mm ise, kondansasyon sırasında uygulanan kuvvetlerin, dentin direncini aşabildiği ve perforasyon ya da kırık meydana gelmesine neden olabildiği bildirilmiştir²²⁹. Çalışmamızda sadece trean frez + btr-pen grubunda iki dişte perforasyon meydana gelmiştir.

Ruddle 2004 yılında, kök kanalından kırık alet çıkartma işlemini yönelik olarak, operasyon mikroskobu, gates glidden ve ultrasonik sistemi yardımıyla kullanılan modifiye edilmiş bir teknik öne sürmüştür. Bu teknik ile in vivo ve in vitro olarak kırık kanal aletlerinin, başarılı bir şekilde çıkarılabildiğini göstermiştir. Araştırmacı; kırık alet çıkarmada başarılı olabilmek için üç faktörün önemini vurgulamıştır. Bunlar, büyütme, aydınlatma ve doğrusal alan oluşturmadır¹⁴⁶. Bu faktörler sağlandığında, kırık parçaya ulaşabilmek ve onu görmek kolaylaşmaktadır. Kırık aletin görülemediği durumlarda komplikasyon riski de, büyük ölçüde artmaktadır. Bu nedenle çalışmamızda kırık alet çıkartma işlemleri operasyon mikroskobu ile büyütme altında gerçekleştirilmiştir.

Endodonti literatürü incelendiğinde, araştırmacıların, kırık alet çıkarmak için harcanabilecek maksimum süre konusunda farklı görüşler bulunmaktadır. Çıkartma süresi, kanal anatomisinden, kırık aletin kanal içindeki pozisyonundan ve kanal içine sıkışma derecesi gibi faktörlerden etkilenmektedir¹⁶³.

Kırık parça kanal duvarına sıkıca yerleştğinde, çıkartma ucunu kırık parçanın yanına yerleştirmek oldukça zordur. Böyle bir durumda da, kırık aleti çıkarma işlemi, uzun sürer¹⁶³. Ward¹⁵⁰ bu süreyi 45 dk olarak bildirirken, Suter et al.⁶⁷ 45-60 dk, Terauchi et al.¹¹ ise 90 dk olduğunu öne sürmüşlerdir. Suter et al.⁶⁷, kırık alet çıkarma işleminin 90 dk.'dan daha uzun sürdüğü durumlarda, başarı oranının düştüğünü bildirmişlerdir. Çalışmamızda, süre konusunda Ward'ın¹⁵⁰ kullandığı kriter esas alınmıştır. Buna göre klinik koşullar da göz önüne alınarak, kırık alet çıkartmak için maksimum çalışma süresi 45 dk olarak kabul edilmiştir. Bu nedenle çalışmamızda sadece kırık aletin tamamen çıkarıldığı örnekler kullanılmış, 45 dakika sonunda kırık aletin çıkartılamadığı olgular, başarısız kabul edilmiştir ve çalışma dışı bırakılmıştır.

Kırık alet çıkarma işlemleri sırasında ilk olarak Ruddle'ın¹⁴⁶ açıkladığı yöntem ile "staging platform"(çıkartma platformu) oluşturulmuştur. Yapılan kaynak araştırmalarında çok sayıda araştırmacının kırık alet çıkarma işlemlerinde staging platform oluşturdukları bilinmektedir^{150,146,14,67,11,220,19,153,230,206}

Ultrasonik kullanarak kırık alet çıkartma tekniğini tanımlayan Ruddle¹⁴⁶, işlemler sırasında ultrasonik ucun yıkama maksızın, kuru olarak kullanılmasını önermiştir. Buna karşılık Ward¹⁵⁰, kanalın irrigasyon solüsyonlarla irrigate edilmesinin, kırık alet çıkarma olasılığını artırdığını bildirmiştir.

Çalışmamızda, ultrasonik kullanılan deney gruplarında, elmas uçlu frezler soğutması ile, titanyum nitrit çıkartma uçları, Ruddle¹⁴⁶ tarafından önerildiği gibi, soğutma maksızın kuru olarak DOM altında kullanılmıştır. Titanyum nitrit uçların kuru ortamdaki kullanılması üretici talimatlarına uygundur, aynı zamanda, görüş alanı kontrolü açısında daha olumlu olduğu gözlenmiştir.

Endodontik araştırmalar bakıldığında, yapılan bir işlemin diş dokularında meydana getirdiği madde kaybını saptayabilmek ve ölçebilmek amacıyla, pek çok yöntem ve bilgisayar programı kullanıldığı görülmektedir. Çalışmamızda işlem öncesi ve sonrasında standart filmler alınırsa bile bilindiği gibi radyografik yöntemler ancak iki boyutlu bir değerlendirme imkanı vermektedir. Üç boyutu yansıtmadığı için madde kaybının ölçümü kantitatif olarak da yapılamamıştır.

Kök kanalının aşırı preparasyonu, obtürasyon sırasında uygulanan aşırı basınç,

dentindehidrasyonu ve post boşluğunun hazırlanması dişlerin kırılmasına neden olabilir^{187,232,13}. Shemesh ve ark.²³⁴ sıcak vertikalkondensasyon ile lateralkompaksiyonun dişlerde dentindefektlerine neden olduğunu bildirdi. Blum ve ark.²⁵ sıcak vertikalkondensasyonun kanal duvarlarına basınç uygulayan ve dentin üzerinde kama etkisine neden olan hidrolik kuvvetler ürettiğini göstermişlerdir. Obturasyon sırasında mikro çatlaklar oluşabilir, yayılabilir²³⁶. Bu işlem sırasında uygun olmayan sıcaklık uygulanması, dentinmatriksinin çökmesine neden olabilir²³⁴. Shemesh ve ark.¹⁹⁷ hem lateralkondensasyon hem de pasif kök kanal dolgu tekniklerinin dentindefektlerine yol açtığını göstermiştir. Benzer şekilde Kumaran ve ark.²³⁷ lateralkondensasyonun, Topçuoğlu ve ark.²³⁸ pasif teknikle kök kanal dolgu işleminin dişlerde dentindefektlerine neden olduğunu bildirmiştir. Dentindefektleri, VKK için tetik noktası görevi görür^{13,239}. Spreader ve uygulanan kuvvetler, lateralkondensasyon sırasında VKK'nin ortaya çıkmasına neden olan faktörler arasındadır²⁴⁰. Çalışmamızda tüm örnekler lateralkondensasyon tekniği ile doldurulup, kompozit ile restore edilmiştir.

Bir araştırmada periodontalligamentin bir stres emici olduğu ve dişlerin kırılma direncini artırabileceği belirtildi²⁴¹. Araştırmamızda ise periodontalmembranın esnekliğinin taklit edilebilmesi için diş kökleri 1mm kalınlığında A tipi silikon kullanılarak kaplanmıştır. Uygulanan 50 N'luk kuvvet, periodontal kompleksin (0.03-0.15 mm) fizyolojik aralığı içinde bulunan²⁴², 0.1mm aksiyal ve dikey yönde tek dişin tekrarlanabilir maksimum hareketliliğine izin vermektedir^{209,243}. Bu sayede, fizyolojik diş mobilitesinin büyük ölçüde yansıtılabildiği kabul edilmiştir. Yapay periodontalmobilite, klinik durumu sadece temel olarak taklit etmekte ve bu tasarım klinik koşullar altında olduğu gibi yüklenen kuvvetlerin geri bildirimi ve kontrolüne izin vermemektedir^{244,245}.

Bu çalışmada, restorasyonlar, çiğneme simülatöründeki yaşlandırma işlemi öncesinde en az 24 saat boyunca 37°C'de distile suda saklandı; ayrıca çiğneme simülasyonu ıslak ortamda gerçekleştirildi.

Test koşullarının klinik tabloya yakın olması tercih edildiğinden ve ölçülebilir ortalama in vivo çiğneme kuvvetleri 12 N ve 70 N arasında değişme gösterdiğinden²⁴⁶ in vitro çalışmalarda; 1-1.6 Hz'lik 83 frekansta 50 N'luk çiğneme kuvveti^{247,248} ağız içi koşullarını taklit etmesi amacıyla yaygın olarak uygulanmaktadır^{247,249,250}.

Çalışmamızda, bu bilgiler dikkate alınarak çiğneme simülatörüne bağlanan

örneklere distile su içerisinde, 1 mm yatay ve 2 mm dikey yönde olmak üzere iki yönlü hareket ile 1.1 Hz çiğneme frekansında 50 N'luk dinamik yükleme ve 6 aya karşılık gelen 120.000 siklуста (1. 6 Hz) yükleme uygulanmıştır^{215,247}. Termal siklus ve mekanik yükleme parametreleri bir çok diğer in vitro çalışmaya uygun olarak seçilmiştir^{251,252}.

Çiğneme simülatöründen çıkarılan örnekler kırma testlerinin uygulandığı universal test cihazına örneklerin yerleştirilebilmesi için özel, sert kalıplara yerleştirilmesi ve sabitlenmesi gerekmektedir. Kırıkların net olarak izlenebilmesi ve kırık hattının kök yüzeyini içerip içermeyeceğinin görülebilmesi için mine-sement sınırının serbest kalması gerekmektedir²⁴¹. Bu nedenle dişler mine sement sınırından su soğutması altında frez ile kesildi. Periodontalligamentten ayrılan örneklerin köklerin apikal 3-4 mm'lik kısmı akrilik rezine yeniden gömüldü.

Diğer çalışmalarda çiğneme simülatörü ile yaşlandırılan kuronlar kırılmaya alınmıştır. Bizim çalışmamızda dinamik yükleme ile yaşlandırdığımız örneklerin kuron kısımlarının kesilmesinin sebebi direkt olarak kök kırıklarını incelemek içindir.

Testometrik test cihazının çelik ucunun dişin uzun aksı boyunca kök kanalının merkezine dik gelecek şekilde vertikal olarak 1 mm/dk kuvvet uygulaması sağlandı. Kuvvetin bu yöntemle eşit olarak iletildiği birçok çalışmada bildirilmiştir^{253,254}. Ayrıca kuvvetin dik bir şekilde köke iletilmesini sağlamak için 1.5 mm lik doldurulmamış kök kanal kısmının üzerine çelik uç yerleştirilmiştir.

Kırılma, kuvvette keskin bir düşüşün gözlemlendiği ve duyulabilir bir çatırtının duyulduğu nokta olarak tanımlandı. Bu noktada test sonlandırıldı ve Newton cinsinden kuvvet kaydedildi²⁵⁵.

Deney grupları kök kanalından kırık alet çıkarma başarıyı yönünden karşılaştırıldığında, aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bununla birlikte sayısal olarak en yüksek başarı, %95.45 ile, orta 1/3 de kırık alet bulunan örneklerde kullanılan, trefan frez + BTR Pen grubunda elde edilmiştir.

Kırık aletin çıkarılması zor ve zaman alan bir işlemdir, başarı oranı oldukça değişken olabilir. Hülsmann ve Schinkel⁸⁶ yaptıkları çalışmada kırık aleti çıkarabilme başarı oranını %68 bulmuştur. Diğer bir çalışmada Micro-Retrieve & Repair System (Superline NIC Dental, Shenzhen, Çin) tekniğinin kullanılmasıyla %76,47 başarı oranı gösterildi²⁵⁶. Bizim çalışmamızda ise kırık alet çıkarabilme oranı %90 bulunmuştur.

Ortaya çıkan bu farklı oran çalışmamızda DOM ve btr-pen kullanılmasından kaynaklanmış olabilir. Yapılmış klinik çalışmalara bakıldığında Nevares ve ark.²⁵⁷ kırık alet çıkarma başarısını %70,5, Souter ve ark.¹⁴ %70, Ward ve ark.¹⁵⁰ 24 vakada yaptıkları çalışmada %66,6 başarı oranı bildirmişlerdir. İn vivo gerçekleştirilen kırık alet çıkarmaya yönelik bu çalışmalar kısıtlı alan ve azalan görüş nedeniyle in vitro yapılan çalışmamıza göre daha zor gerçekleşmiş olabilir. Buna karşılık diğer klinik çalışmalarda Suter ve ark.⁶⁷ kırık aletleri çıkarma başarısını %87, Shen ve ark.¹⁵² orta kurvatürlü dişlerde (5°-20°) %83 rapor etmişlerdir. Bu sonuçların bizim çalışmamızdaki başarı oranları ile benzer olduğu söylenebilir.

Gençoğlu ve Helvacıoğlu¹⁹, eğimli ve düz köklü dişlerde yaptıkları çalışmada, Masseran Kit, ultrasonik sistem ve geleneksel yöntemi karşılaştırmışlardır. Araştırmacılar sonuç olarak, Masseran Kit, ultrasonik sistem ve geleneksel yöntem için başarı oranlarını sırasıyla; %47,6; %95,2 ve % 80,9 olarak bildirmişlerdir. Bu bulgular bizim çalışmamızın bulguları ile uyumlu değildir. Bu uyumsuzluğun nedenlerinden birinin başarı kriterlerinin farklı oluşundan kaynaklanabileceği düşüncesindeyiz . Bizim çalışmamızda başarı, kırık aletin tümü ile çıkartılması, bu çalışmada ise bypass yapılması da başarı kriterlerine dahil edilmiştir. Bir başka farklılık nedeni de, bizi çalışmamızda deney grupları yirmiiki örnekten oluşurken, bu çalışmada yalnızca yedi örnek bulunması olabileceği düşünülmüştür.

Suter ve ark.⁶⁷ başarı tanımlamasını hiçbir perforasyon meydana getirmeden kırık aletin kanaldan tamamen çıkarılması olarak ifade ettiği ve Masseran Kit, Ultrasonik Sistem, TubeandHedstroem gibi farklı teknikleri kullandıkları in vivo çalışmada, kırık alet çıkarma başarı oranını ultrasonik sistem için %85, tubeandhedstroem tekniğinde %91, Masseran kiti dahil ettikleri diğer tekniklerin başarı oranlarını % 100; tüm gruplarda genel kırık alet çıkarma başarı oranlarını %87 olarak bulmuşlardır.

Literatürde bulunan benzer çalışmalar incelendiğinde, ultrasonik sistemin kırık alet çıkartılmasındaki başarı oranının oldukça yüksek bulunduğu görülmektedir. Bu oran, Nagaive ark.¹⁶³ %82, Ward ve ark.¹⁵⁰ %73, Terauchive ark.¹⁵⁷ %91, Al omainy⁹⁵ %80, Cuje ve ark.¹⁵³ %100 olarak bildirilmiştir.

Bizim çalışmamızın bulguları genel olarak, bu çalışmalarla uyumlu değildir. Bu farkın, bypass işlemini de başarı kriterlerine dahil edilmesi gibi değerlendirme

kriterifarklılığından,bazıçalışmalardaİsüresınırlamasıİolmamasından^{86,14,19},kaynaklanmıışolabileceği düşünölmüştür. Bunun dışında operatörün deneyimi de sonuçları etkileyenönemlibirnedencilaradeğerlendirilmiştir.

Çalışmamızda, Ultrasonik sistem özellikle yetersiz kalmıştır. Bu durumun, titanyum nitrit kaplı çıkartma ucunun kırık aletin yanına ulaşabilmesi ve serbestleştirilmesi için gereken sürenin fazla olması nedeniyle olduğu düşünülmektedir. Kriterlerimize göre, tedavi başlangıcından itibaren işlemin 45dk içinde tamamlanması gerekmektedir. Bu nedenle bu süre içinde tamamlanamayan işlemler başarısız sayılmıştır.Bu durum, en fazla ultrasonik sistemin kullanıldığı grupta söz konusu olmuştur. Çalışmamız sırasında, ultrasonik uçların, kırık alete temas etmesi ile kırık aletin aşındığı ve boyunun kısaldığı gözlenmiştir. Bu durumun kırık aletlerin çıkarılmasını zorlaştırdığı ve çalışma süresinin uzamasına neden olduğu düşünülmektedir. Benzer bir bulgu Terauchi ve ark.¹⁵⁷ ve Hülsmann ve Schinkel'in⁸⁶ çalışmalarında da bildirilmiştir. Uygulamalarımız sırasında ultrasonik sistem ile yerinden çıkartılan kırık parçanın kanal dışına alınması oldukça önemli bir sorun oluşturmuştur.

Bu amaçla ultrason ile gevşeyen parçanın Btr-pen yardımı ile tutularak çıkarılmasının ultrasonik sistemin etkinliğini her anlamda artırdığı düşünülebilir.Fakat çıkarılamayan 3 örnekte de ultrasonik ucun kırık aleti daha apilkale itmesi sonucu btr-pen ile kavramak mümkün olmayıp,kırık parça çıkarılamamıştır.

Masseran, metalik parçaları kök kanallarından uzaklaştırmak için tasarlanmış bir tekniktir. Rijit ve büyük trefan dişleri sebebiyle uygulama alanı sınırlıdır. Kırık parçaya ulaşana kadar düz bir hatta ilerlemekte ve bu bölgede önemli miktarda dentin kaybına yol açmaktadır.Çalışmamızda masseran kitin sadece trefanfrezleri kullanılmıştır.Trefanfrez ile gevşeyen parça Btr-pen yardımı ile tutularak çıkarılmıştır.Bu grupta sadece bir örnek çıkarılamamıştır.Üç örnekte perforasyon meydana gelmiştir.Masserankitinenküçükçaplı trepanfrezlerinin(1,1mm)bile fazla miktarda dentin uzaklaştırılması ile açıklanabilir. Ekstraktörün kırıkaleti kavrayabilmesi için, çevresinde büyük bir oluk (2,5-3 mm) açmak gereklidir. Tümbü, işlemlere bağlı faktörler, fazla miktarda dentin uzaklaştırılmasını ve perforasyonmeydana gelmesiniaçıklamaktadır.

ZAMAN SONUÇLARI

Meng ve ark.²⁵⁶ bir çalışmada trefanfrez/mikrotüp tekniğiyle kırık aletlerin başarılı bir şekilde çıkarılması için ortalama $8,55 \pm 5,81$ dk gerektiğini bildirdi.

Çalışmamızda trefanfrez-btrpen ve ultrasonik-BTR Pen teknikleri kullanarak orta bölgede ortalama $24,03 \pm 8,3$ dk harcanmıştır. Bu bağlamda örnek tipi, sayısı ve kanal aletinin çıkartılmasında kullanılan yöntemler çalışma süresini etkilemiş olabilir.

Çalışmamızda kırık aletleri çıkarmak için trefanfrez+BTR-Pen kullanarak $24,1 \pm 8,28$ dk, ultrasonik-BTR Pen kullanarak $23,97 \pm 8,35$ dk gerekirken, iki teknik arasında süre ile ilgili anlamlı fark bulunmadı. Yang ve ark.²⁵⁸ ultrasonik/mikrotüp tekniğini kullanarak 25 dk, trefanfrez/mikrotüp tekniğini kullanarak 9 dk gerektiğini bildirmiştir. Ultrasonik ve trefanfrez grubu arasında süre bakımından anlamlı derecede fark bulunmuştur²⁵⁸. Çalışmamızdan farklı olarak kaydedilen zaman, kırık parçanın etrafındaki dentinin kaldırılmaya başlanmasından kanal aletinin başarılı bir şekilde çıkarılıncaya kadar geçen süre olarak kabul edilmiştir. Ayrıca 45 dk içinde kırık alet çıkartılıp perforasyon gerçekleşen örnekler de başarıya dahil edilmiştir²⁵⁸. Başarı kriterlerindeki bu farklılıklar çalışma süresine yansımış olabilir.

Alomairy⁹⁵ kırık aletlerin çıkartılmasında ultrasonik ile 40 dk, IRS ile 55 dk'lık bir sürenin gerekli olduğunu bildirdi. Bu çalışma iki teknik arasında süre bakımından anlamlı bir fark bulunmaması ile bizim çalışmamıza benzemektedir. Kanal aletinin kama etkisi yaratması ya da $21^\circ \geq$ kurvatür açısına sahip dişlerin de örnekleme dahil edilmiş olması iki farklı tekniğin harcadıkları ortalama süre bakımından bizim çalışmamız ile farklılık göstermesine neden olabilir.

Bir çalışmada GentleWave Sistemi ile apikal ve orta bölgelerdeki kırık aletlerin çıkartılmasında ortalama 10,44 dk'lık bir sürenin gerektiği bildirildi²⁵⁹. Yine GentleWave Sistemi ile orta ve apikal bölge arasında anlamlı bir ilişki bulunamadı²⁵⁹. Bu farklılıklar kırık alet çıkartılmasında kullanılan yönteme bağlı olabilir.

KIRILMA SONUÇLARI

Bazı çalışmalar^{14,67,154} kırık aletlerin çıkarılabilmesi ile ilgili olarak iyi başarı oranları bildirmiş olsa da bir araştırma klinisyenlerin %61,8'inin işlem sırasında komplikasyon yaşadığını göstermiştir¹⁵⁴. Bildirilen en yaygın komplikasyon aşırı madde kaybıdır^{14,187}. Bu işlem, kök kırılma direncini azaltabilir^{187,14}. Bu nedenle tek köklü dişlerin çekilmesine ve çok köklü dişlerin amputasyon veya hemiseksiyonuna neden olabilir²⁶⁰. Çalışmamızda da ultrasonik-BTR Pen kullanırken bazı zorluklar ve

komplasyonlar yaşanmıştır. Ultrasonik uçların, kırık alete temas etmesi ile kırık aletin aşındığı ve boyunun kısaldığı görölmüştür. Benzer bir bulgu Terauchi ve ark.¹⁵⁷ ve Hölsmann ve Schinkel'in⁸⁶ çalışmalarında da bildirilmiştir. Kırık aletteki aşınma ile BTR Pen uç halkasının kırık parçanın etrafına yerleştirilebilmesi için ultrasonik ile tekrar, dentin kaldırma gerekliliğı doğmuştur. Ayrıca kırık alet kanal içinde çok sıkıysa bir dans hareketi gözlemlenene kadar ultrasonik yöntemle daha da gevşetilmiştir. Bu nedenle dişteki madde kaybı artmıştır. Ancak çalışmamız tek diş tipiyle sınırlı kaldığından BTR Pen'in daha farklı anatomili dişlerde kullanıldığı çalışmalara ihtiyaç vardır. Kırık aletin ultrasonik ile çıkartılmasından sonra dişlerin kırılma direnci birçok çalışmada araştırılmıştır^{14,184,230} .

Kırık alet kök kanalı içinde ne kadar apikaldeyse, kaldırılan dentin miktarı da o kadar fazladır¹⁸⁴. Gerek ve ark.²²⁷ ön dişlerde yaptıkları çalışmada orta üçte birlik kısımdan kırık aletin çıkartılmasıyla, kök kırılma direncinin kontrol grubuna göre %30-%40 daha az olduğunu göstermiştir.

Başka çalışmada orta bölgeden kırık alet çıkartılan deney grubunun kontrol grubuna göre kök kırılma direnci %30, apikal bölgeden kırık alet çıkartılan deney grubunun kök kırılma direnci %40 azalmıştır. Yine aynı alıřmada¹⁴ kontrol ve deney gruplarının kök kırılma dirençleri arasında anlamlı bir fark bulunmuştur. Başka bir çalışmada kontrol ve deney gruplarının kök kırılma dirençleri arasında anlamlı ilişki bulunmamıřtır¹⁸⁵.

Bizim alışmamızda kontrol ve deney grupları arasında direnç dağılımı açısından istatistiksel anlamlı farklılık vardır. Ancak Post-hoc ikili karşılaştırma sonuçlarına göre, negatif kontrol grubu ile deney grupları arasında anlamlı farklılık yoktur ($p>0,016$ Bonferroni düzeltilmesi). Bazı sonuçlar bizim çalışmamız ile benzerlik gösterirken; bazı sonuçlar ise bizim çalışmamız ile uyumlu değildir. Bu farklılık örneklem sayısından kaynaklanmış olabilir.

Çalışmamızda kök kırılma direnç dağılımı açısından kontrol grupları ile deney grupları genel olarak değerlendirildiğinde istatistiksel anlamlı farklılık vardır ($p<0,05$). Deney grubunun kök kırılma direncinde azalma görölmüştür. Bu nedenle kırık alet meydana geldiğinde dişteki madde kaybına bağlı kâr zarar ilişkisini göz önüne alarak tedavi seçeneği değerlendirilmelidir. Tedavi prognozu kök kanal şekillendirme aşaması, mikrobiyalkontaminasyon seviyesi ve kırık aletin kanaldaki yeri gibi birçok faktörden

etkilenir²⁰⁷. Terauchi ve ark.¹⁵⁷ kırık aletin çıkarılamadığı durumlarda kırık parçanın kanal dolgusuna dahil edilebileceğini bildirmiştir. Kırık alet çıkartılmasında, operatörün bilgi ve becerisi de önemli bir faktördür¹⁵⁷. Deneyim kazandıkça başarının da artabileceği söylenebilir. Çalışmamız in vitro gerçekleştiği için bulgular klinik koşulları tam olarak yansıtmayabilir. Aynı şekilde kök kırılma direnci testi için örneklerle uygulanan kuvvetlerin, ağız boşluğunda dişlere uygulanan kuvvetleri tam yansıtmadığı düşünülmektedir.

Çalışmamız koşullarında, istatistiksel olarak aralarında bir fark olmamakla birlikte, trefanfrez+BTRPen grubunun ultrasoniksistem+BTRPen'e göre kısmen başarılı olmasında, ultrasonik sistemde tutucu parça bulunmaması nedeniyle, kırık aletin çıkartılması için gereken çalışma süresinin uzaması, rol oynamış olabilir. Bir diğer faktörün ise; kullanılan dişlerin düz köklü olmasının, Masseran kitin etkinliğini artırması olabileceği düşünülmüştür.

6.SONUÇLAR

- 1 Çalışmamızda 54 adet dişteki kırık aletin, 50 adedi başarılı bir şekilde uzaklaştırılabilmişken 4 adedinde başarısız olunmuştur.
- 2 Trefanfrez-BTR Pen ve ultrasonik-BTR Pen grupları arasında kırık alet çıkarılabilme başarısı, süresi ve dişlerin kırılma direnci açısından anlamlı derecede fark yoktur.
- 3 Ultrasonik -BTR Pen kullanılan gruplarda başarı oranı %86,40 iken, trefanfrez -BTR Pen kullanılan gruplarda %95,50 başarı oranı bulunmuştur. Kırık aletin çıkarılabilme başarısına ilişkin kullanılan teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur
- 4 Kırık aletin kök kanalından ortalama çıkartılma süresi, orta 1/3 de, trefanfrez+BTRPen için $24,1 \pm 8,28$ dk., Ultrasonik sistem+PTRPen için $23,97 \pm 8,35$ dk olmuştur. Aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir.
- 5 Deney gruplarının kırılma direnci kontrol gruplarına göre düşüktür.
- 6 Günümüzde dişi en az zayıflatabilecek, kırık aleti kök kanalından en hızlı şekilde uzaklaştırabilecek etkin bir kanal aleti çıkarma sistemine ihtiyaç duyulmaktadır.

7. KAYNAKLAR

- 1- **Peters, O.** Current Challenges and Concepts in the Preparation of Root Canal Systems: A Review. *Journal of Endodontics* **2004**, 30 (8), 559–567. <https://doi.org/10.1097/01.don.0000129039.59003.9d>
- 2- **Alaçam T.** *Endodonti*. Ankara: Özyurt Matbaacılık, **2012**.
- 3- **Ingle JI.** *Endodontics*. 6th ed, BC Decker Inc, **1965**.
4. **Crump MC, Natkin E.** Relationship of broken root canal instruments to endodontic case prognosis: a clinical investigation. *J Am Dent Assoc*, **1970**; 80(6):1341-1347.
5. **Heydari A, Rahmani M, Heydari M.** Removal of a broken instrument from a tooth with apical periodontitis using a novel approach. *Iran Endod J*, **2016**; 11(3):237-40.
6. **Grossman LI.** Guidelines for the prevention of fracture of root canal instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, **1969**; 28(5):746-752.
7. **Haikel; Serfaty, R.; Bateman, G.; Senger, B.; Allemann, C.** Dynamic and Cyclic Fatigue of Engine-Driven Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments. *Australian Endodontic Journal* **1999**, 26 (3), 114–114.
8. **Fors, U. G. H.; Berg, J.-O.** A Method for the Removal of Broken Endodontic Instruments from Root Canals. *Journal of Endodontics* **1983**, 9 (4), 156–159.
9. **Sjögren U, Hägglund B, Sundqvist G, Wing K.** Factors affecting the long-term results of endodontic treatment. *J Endod*, **1990**; 16(10):498-504.
10. **Al-Fouzan, K.S.** Incidence of rotary Profile instrument fracture and the potential for bypassing in vivo. *Int Endod J*, **2003**; 36, 864-867.
11. **Terauchi, Y., O'Leary, L., Suda, H.** Removal of separated files from root canals with a new file removal system: Case reports. *J Endod*, **2006**; 32, 789-97.
12. **Hulsmann M.** Methods for removing metal obstructions from the root canal. *Dent Traumatol*. **1993**; 9(6):223–37.
13. **Wilcox, L.R., Roskelley, C., Sutton, T.** The relationship of root canal enlargement to finger-spreader induced vertical root fracture. *J Endod*, **1997**; 23, 533-4.
14. **Souter, N.J., Messer, H.H.** Complications associated with fractured file removal using an ultrasonic technique. *J Endod*, **2005**; 31, 450-452.
15. **Masserann, J.** Entfernen metallischer Fragmente aus Wurzelkanalen. *J Br Endod Soc*, **1971**; 5, 55-9.
16. **Friedman S., Stabholz A., Tamse A.** Endodontic retreatment - case selection and technique. *J Endod*, **1990**; 16, 543-9.
17. **Yoldaş, O., Öztunç, H., Tınaz, C., Alparlan, N.** Perforation risks associated with the use of Masseran endodontic kit drills in mandibular molars. *Oral Surg Oral Medicine Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **2004**; 97, 513-7.
18. **Ward, J.R., Parashos, P., Messer, H.H.** Evaluation of an ultrasonic technique to remove fractured rotary nickel-titanium endodontic instruments from root canals: An experimental study. *J Endod*, **2003**; 29, 756-763.
19. **Gencoglu N., Helvacioğlu D.** Comparison of the different techniques to remove fractured endodontic instruments from root canal systems. *Eur. J. Dent.* **2009**; 3:90–95. doi: 10.1055/s-0039-1697413. [[PMC free article](#)] [[PubMed](#)] [[CrossRef](#)] [[Google Scholar](#)]

20. **Pawlowski P.** BTR-PEN—Broken Tool Removal System. 2021. [(accessed on 5 April 2021)]. Available online: <https://btr-pen.com/>
21. **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* **2022**, *15*, 5816.
22. **Ingle, J.I., Beveridge, E.E.** Endodontics 2nd ed., Philadelphia: *Leo and Febiger*; **1976**
23. **Cunningham, W.T., Martin, H.** A scanning electron microscopic evaluation of root canal debridement with the endosonic ultrasonic synergistic system. *Oral Surg Oral Medicine Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **1982**; *53*, 527-31.
24. **Schilder, H.** Cleaning and Shaping Root Canal. *Dental Clinics of North America*, **1974**; *18*, 269-96.
25. **Johnson, W.T., Noblett, W.C.** Cleaning and shaping. İçinde: *Endodontics principles and practice 4th ed*. **2009**; 258-283.
26. **Baker, N.A., Eleazer, P.D., Averbach, R.E., Seltzer, S.** Scanning electron microscopic study of the efficiency of various irrigating solutions. *J Endod*, **1975**; *1*, 127
27. **Weine, S.F.** *Endodontic Therapy*. 5th ed. Missouri, Canada: Mosby; **1995**.
28. **Peters, O.A., Peters, C.I.** Cleaning and shaping the root canal system. İçinde Keiser K, editor. *Pathways of the pulp*. 9th ed. Mosby: Elsevier; **2006**; 290-348.
29. **Byström, A., Sundqvist, G.** The antibacterial action of sodium hypochlorite and EDTA in 60 cases of endodontic therapy. *Int Endod J*, **1985**; *18*, 35.
30. **Himel, V.T., McSpadden, J.T., Goodis, H.E.** Instrument, materials and devices. İçinde Keiser K, editor. *Pathways of the pulp*. 9th ed. Mosby: Elsevier; **2006**; 238-89.
31. **Stenman, E., Spangberg, L.S.W.** Machining efficiency of Flex-R, K-Flex, Trio-Cut and S-files. *J Endod*, **1990**; *16*, 575-9.
32. **Krell, K.V.** Endodontic instruments. İçinde M. Torabinejad, R.E. Walton (4th Ed). *Endodontics Principles and Practice*. St. Louis, Missouri: Saunders Elsevier; **2009**; 204-215.
33. **Svec, T.A.** Instruments for cleaning and shaping. İçinde: *Ingle's Endodontics 6*. BC Decker Inc, Hamilton. **2008**; 813-839.
34. **Küçükay, E.S., Küçükay, I., Yılmaz, B.** Kökkanal şekillendirme Yöntemleri. İstanbul: Promat. **2004**.
35. **DiFiore, P.M., Genov, K.A., Komaroff, E., Li, Y., Lin, L.** Nickel-Titanium Rotary instrument fracture: a clinical practice assessment. *Int Endod J*, **2006**; *39*, 700-708.
36. **Shen, Y., Haapasalo, M., Cheung, G.S., Peng, B.** Defects in Nickel-Titanium Instruments after clinical use. Part: 1 Relationship between Observed Imperfections and factors leading to such defects in a Cohort Study. *J Endod*, **2009**; *35*, 129-132.
37. **Walia, H.M., Brantley, W.A., Gerstein, H.** An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod*, **1988**; *14*, 346-51.
38. **Berutti, E., Negro, A.R., Lendini, M., Pasqualini, D.** Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of protaper rotary instruments. *J Endod*, **2004**. *30*, 228-230.
39. **Thompson, S.A.** An overview of nickel-titanium alloy used in dentistry. *Int Endod J*, **2000**; *33*, 297-310
40. **Schrader, C., Ackermann, M., Barbakow, F.** Step-by-step description of a rotary root canal preparation technique. *Int Endod J*, **1999**; *32*, 312-20.

41. **Hülsmann, M., Peters, O.A., Dummer, P.M.H.** Mechanicalpreparation of rootcanals: shapinggoals,techniquesandmeans.*EndodTopics*, **2005** ; 10,30-76.



42. **Blum, J.Y., Cohen, A., Machtou, P., Micallef, J.P.** Analysis of forces developed during mechanical preparation of extracted teeth using Profile Ni-Ti rotary instruments. *Int Endod J*, **1999** ; 32,24-31.
43. **Pettiette, M.T., Metzger, Z., Phillips, C., Trope, M.** Endodontic complications of root canal therapy performed by dental students with stainless-steel K-files and nickel-titanium hand files. *J Endod*, **1999** ; 25,230-4.
44. **Boessler, C., Paque, F., Peters, O.A.** The effect of electropolishing on torque and force during simulated root canal preparation with protaper shaping files. *J Endod*, **2009**; 102-106.
45. **Wolcott, J., Himel, V.** Torsional properties of nickel-titanium versus stainless steel endodontic files. *J Endod*, **1997** ; 23,217-20
46. **Spili, P., Parashos, P., Messer, H.H.** The impact of instrument fracture on outcome of endodontic treatment. *J Endod*, **2005** ; 31,845-850.
47. **Torabinejad M.** *Endodontics: Principles and Practice*. 4th ed, New York, Saunders, **2002**.
48. **Torabinejad, M., Lemon, R.R.** Procedural Accidents. İçinde M. Torabinejad, R.E. Walton (4th Ed) *Endodontics Principles and Practice*. St. Louis, Missouri: Saunders Elsevier; **2009** ; 322-339
49. **Sattapan, B., Nervo, G.J., Palamara, J.E.A., Messer, H.H.** Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod*, **2000a**; 26, 161-5.
50. **Parashos, P., Gordon, I., Messer, H.H.** Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod*, **2004** ; 30,722-5.
51. **Alapati S.B., Brantley W.A., Svec T.A., Powers J.M., Nusstein J.M., Daehn G.S.** SEM Observation of Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments that Fractured during Clinical Use. *J Endod*, **2005** ; 31,40-43.
52. **Arens, F.C., Hoen, M.M., Steiman, H.R., Dietz, G.C.** Evaluation of single-user rotary nickel-titanium instruments. *J Endod*, **2003** ; 29,664-6.
53. **Kerekes, K., Tronstad, L.** Long-term results of endodontic treatment performed with a standardized technique. *J Endod*, **1979**; 5,83-90.
54. **Pettiette, M.T., Conner, D., Trope, M.** Procedural errors with the use of nickel-titanium rotary instruments in undergraduate endodontics. *J Endod*, **2002**; 28, 259 [abstract PR 24].
55. **Ramirez-Salomon, M., Soler-Bientz, R., de la Garza-Gonzalez, R., Palacios-Garza, C.M.** Incidence of Lightspeed Separation and the potential for bypassing. *J Endod*, **1997**; 23,586-7.
56. **Schäfer, E., Schulz-Bongert, U., Tulus, G.** Comparison of hand stainless steel and nickel-titanium rotary instrumentation: a clinical study. *J Endod*, **2004**; 30,432-5.
57. **Yared, G.M., Dagher, F.E., Machtou, P., Kulkarni, G.K.** Influence of rotational speed, torque and operator proficiency on failure of great taper files. *Int Endod J*, **2002**; 35,7-12.
58. **Ankrum, M.T., Hartwell, G.R., Truitt, J.E.** K3 Endo, protaper and profile systems: Breakage and distortion in severely curved roots of molars. *J Endod*, **2004** ; 30, 234-237.
59. **Roda, R.S., Gettleman, B.H.** Nonsurgical Retreatment. İçinde Keiser K, editor. *Pathways of the pulp*. 9th ed. Mosby: Elsevier; **2006** ; 983-992.
60. **Machtou, P., Reit, C.** Non-surgical retreatment. In: Bergenholz G, Horsted-Bindslev P, Reit C, eds. *Textbook of endodontology*. 1st ed. Oxford: Blackwell Munksgaard Ltd; **2003**: 300-10.
61. **Rocke, H., Guldener, P.H.A.** Obstruktion des Wurzelkanals. In: Guldener, P.H.A., Langeland K, eds. *Endodontology*, 3rd edn. Stuttgart: Thieme, pp.293-312. **1993**.
62. **Parashos, P., Messer, H.H.** Rotary instrument fracture and its consequences. *J Endod*, **2006**; 32,1031-

1043.

63. **Fox, J., Moodink, R.M., Greenfield, E., Atkinson, J.S.** Filling root canals with files; radiographic evaluation of 304 cases. *New York State Dental Journal*, **1972**; *38*, 154-157.
64. **Ingle, J.I., Glick, D.** The Washington study. In: Ingle J.I., ed. *Endodontics*, 1st ed. Philadelphia, Lea & Febiger, **1965**; 54-77.
65. **Cheung, G.S.P.** Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endodontic Topics*, **2009**; *16*, 1-26.
66. **Saunders, J.L., Eleazer, P.D., Zhang, P., Michalek, S.** Effect of a separated instrument on bacterial penetration of obturated root canals. *J Endod*, **2004**; *30*, 177-9.
67. **Suter, B., Lussi, A., Sequeira, P.** Probability of removing fractured instruments from root canals. *Int Endod J*, **2005**; *38*, 112-23.
68. **Rahimi, M., Parashos, P.** A novel technique for the removal of fractured instruments in the apical third of curved root canals. *Int Endod J*, **2009**; *42*, 264-70.
69. **Gambarini, G.** Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low- and high-torque endodontic motors. *J Endod*, **2001a**; *27*, 772-4.
70. **Barbakow, F., Lutz, F.** The light speed preparation technique evaluated by Swiss clinicians after attending continuing education courses. *Int Endod J*, **1997**; *30*, 46-50.
71. **Mandel, E., Adib-Yazdi, M., Benhamou, L. M., Mesgouez, C., Sobel, M.** Rotary Ni-Ti profile systems for preparing curved canals in resin blocks: influence of operator on instrument breakage. *Int Endod J*, **1999**; *32*, 436-43.
72. **Yared, G.M., BouDagher, F.E., Machtou, P.** Influence of rotational torque and operator's proficiency on Profile failures. *Int Endod J*, **2001**; *34*, 47-53.
73. **Parashos, P., Messer, H.H.** Questionnaire survey on the use of rotary nickel-titanium endodontic instruments by Australian dentists. *Int Endod J*, **2004**; *37*, 249-59.
74. **Thompson, S.A., Dummer, P.M.** Shaping ability of 0.4 taper series 29 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1 and Part 2. *Int Endod J*, **1997**; *30*, 1-15.
75. **Bryant, S.T., Thompson, S.A., Al-Omari, M.A.O., Dummer, P.M.H.** Shaping ability of profile rotary nickel-titanium instruments with ISO sized tips in simulated root canals. Part 1 and Part 2. *Int Endod J*, **1998**; *31*, 275-89.
76. **Sattapan, B., Palamara, J.E.A., Messer, H.H.** Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *J Endod*, **2000b**; *26*, 156-60.
77. **Peters, O.A., Barbakow, F.** Dynamic torque and apical forces of Profile .04 rotary instruments during preparation of curved canals. *Int Endod J*, **2002**; *35*, 379-89.
78. **Peters, O.A., Peters, C.I., Schönenberger, K., Barbakow, F.** Effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT. *Int Endod J*, **2003a**; *36*, 86-92.
79. **Shen, Y., Coil, J.M., Haapasalo, M.** Defects in Nickel-Titanium after clinical use. Part 3: A 4-Year Retrospective Study from an undergraduate Clinic. *J Endod*, **2009**; *35*, 193-196.
80. **Cunningham, C.J., Senia, E.S.** A three-dimensional study of canal curvatures in the mesial roots of mandibular molars. *J Endod*, **1992**; *18*, 294-300.
81. **Knowles, K.I., Hammond, N.B., Biggs, S.G., Ibarrola, J.L.** Incidence of instrument separation using light speed rotary instruments. *J Endod*, **2006**; *32*, 14-6.
82. **Patino, P.V., Biedma, B.M., Liebana, C.R., Cantatore, G., Bahillo, J.G.** The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *J Endod*, **2005**; *31*, 114-6.
83. **Skyttner, B.** Endodontic instrument separations. Evaluation of a patient case series with separated endodontic instruments and factors related to the treatment regarding sepa

- rated instruments. Karolinska Institutet 2007; Stockholm
84. **Pruett, J.P., Clement D.J., Carnes D.L. Jr.** Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*, 1997; 23, 77-85
 85. **Schäfer, E., Diez, C., Hoppe, W., Tepel, J.** Roentgenographic investigation of frequency and degree of canal curvatures in human permanent teeth. *J Endod*, 2002; 28, 211-216
 86. **Hülsmann, M., Schinkel, I.** Influence of several factors on the success or failure of removal of fractured instruments from the root canal. *Endod Dent Traumatol*, 1999; 15, 252-258.
 87. **Brantley, W.A.** Introduction of Nickel-titanium alloy to endodontics. *İçinde: Ingle's Endodontics 6*, 2008; Hamilton, BC Decker Inc. P. 800-811.
 88. **Schäfer, E.** Root canal instruments for manual use: a review. *Endod Dent Traumatol*, 1997; 13, 51-64.
 89. **Tripi, T.R., Bonaccorso, A., Tripi, V., Condorelli, G.G., Rapisarda, E.** Defects in GT rotary instruments after use: a SEM study. *J Endod*, 2001; 27, 782-5.
 90. **Alapati S.B., Brantley W.A., Svec T. A., Powers J.M., Nusstein J.M., Daehn G.S.** Proposed role of embedded dentin chips for the clinical failure of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 2004; 30, 339-41.
 91. **Linsuwanont, P., Parashos, P., Messer, H.H.** Cleaning of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J*, 2004; 37, 19-28.
 92. **Martin, B., Zelada, G., Varela, P., Bahillo, J.G., Magan, F., Ahn, S. Ve ark.** Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J*, 2003; 36, 262-6.
 93. **Shen, Y., Cheung, G.S., Bian, Z., Peng, B.** Comparison of defects in Profile and Protaper Systems after clinical use. *J Endod*, 2006; 32, 61-65.
 94. **Shen, Y., Bian, Z., Cheung, G.S., Peng, B.** Analysis of defects in Protaper Hand-Operated Instruments after Clinical Use. *J Endod*, 2007; 33, 287-290.
 95. **Alomairy, K.H.** Evaluating two techniques on removal of fractured rotary nickel-titanium instruments from root canals: An in vitro study. *J Endod*, 2009; 35, 559-62.
 96. **Gambarini, G.** Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation. *Endod Dent Traumatol*, 2000; 16, 95-100
 97. **Berutti, E., Chiandussi, G., Gaviglio, I., Ibba, A.** Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments: Protaper versus Profile. *J Endod*, 2003; 29, 15-9.
 98. **Turpin, Y.L., Chagneau, F., Vulcain, J.M.** Impact of two theoretical cross-sections on torsional and bending stresses of nickel-titanium root canal instrument models. *J Endod*, 2000; 26, 414-7.
 99. **Shen, Y., Winestock, E., Cheung, G.S., Haapasalo, M.** Defects in Nickel-Titanium after clinical use. Part 4: An electropolished Instrument. *J Endod*, 2009; 35, 197-201.
 100. **Diemer, F., Calas, P.** Effect of pitch length on the behavior of rotary triple helix root canal instruments. *J Endod*, 2004; 30, 716-8.
 101. **Biz, M.T., Figueiredo, J.A.P.** Morphometric analysis of shank-to-flute ratio in rotary nickel-titanium files. *Int Endod J*, 2004; 37, 353-8.
 102. **Seto, B.G., Nicholls, J.I., Harrington, G.W.** Torsional properties of twisted and machined endodontic files. *J Endod*, 1990; 16, 355.
 103. **Haikel, Y., Serfaty, R., Wilson, P., Speisser, J.M., Allemann, C.** Cutting efficiency of nickel-titanium endodontic instruments and the effect of sodium hypochlorite treatment. *J Endod*, 1998a; 24, 736-9.
 104. **Booth, J.R., Scheetz, J.P., Lemons, J.E., Eleazer, P.D.** A Comparison of torque required to fracture three different Nickel-Titanium rotary instruments around curves

of the same angle but of different radius when bound at the tip. *J Endod*, **2003**; 29,55-57.

105. **Kobayashi, C., Yoshioka, T., Suda, H.** A new motor-driven canal preparation system with electronic canal measuring capability. *J Endod*, **1997**; 23,751-4.
106. **Guilford WL, Lemons JE, Eleazer PD** A comparison of torque required to fracture rotary files with tips bound in simulated curved canal. *J Endod*, **2005**; 31,468-470.



107. **Svec, T.A., Powers, J.M.** The deterioration of rotary nickel-titanium files under controlled conditions. *J Endod*, **2002**; *28*, 105-7.
108. **Poulsen, W.B., Dove, S.B., Del Rio, C.E.** Effect of nickel-titanium engine-driven instrument rotational speed on root canal morphology. *J Endod*, **1995**; *21*, 609-12.
109. **Dietz, D.B., DiFiore, P.M., Bahcall, J.K., Lautenschlager, E.P.** Effect of rotational speed on the breakage of nickel-titanium rotary files. *J Endod*, **2000**; *26*, 68-71.
110. **Gabel, W.P., Hoen, M., Steiman, H.R., Pink, F.E., Dietz, R.** Effect of rotational speed on nickel-titanium file distortion. *J Endod*, **1999**; *25*, 752-4.
111. **Zelada, G., Varela, P., Martin, B., Bahillo, J.G., Magan, F., Ahn, S.** The effect of rotational speed and the curvature of root canals on breakage of rotary endodontic instruments. *J Endod*, **2002**; *28*, 540-2.
112. **Roland, D.D., Andelin, W.E., Browning, D.F., Hsu, G.-H.R., Torabinejad, M.** The effect of preflaring on the rates of separation for 0.04 taper Ni-Ti rotary instruments. *J Endod*, **2002**; *28*, 543-5.
113. **Kosti, E., Zinelis, S., Lambrianidis, T., Margelos, J.** A comparative study of crack development in stainless-steel heated files used with step back and crown down techniques. *J Endod*, **2004**; *30*, 38-41.
114. **Li, U.M., Lee, B.S., Shih, C.T., Lan, W.H., Lin, C.P.** Cyclic fatigue of endodontic Ni-Ti rotary instruments: static and dynamic tests. *J Endod*, **2002**; *28*, 448-51.
115. **Schrader, C., Peters, O.A.** Analysis of torque and force with differently tapered rotary endodontic instruments in vitro. *J Endod*, **2005**; *31*, 120-3.
116. **Silvaggio, J., Hicks, M.L.** Effect of heat sterilization on the torsional properties of rotary nickel-titanium endodontic files. *J Endod*, **1997**; *23*, 731-4.
117. **Mize, S.B., Clement, D.J., Pruett, J.P., Carnes, D.L.** Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium instruments. *J Endod*, **1998**; *24*, 843-847.
118. **Rapisarda, E., Bonaccorso, A., Tripi, T.R., Condorelli, G.G.** Effect of sterilization on the cutting efficiency of rotary nickel-titanium endodontic files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **1999**; *88*, 343-7.
119. **Hilt, B.R., Cunningham, C.J., Shen, C., Richards, N.** Torsional properties of stainless-steel and nickel-titanium files after multiple autoclave sterilizations. *J Endod*, **2000**; *26*, 76-80.
120. **Alexandrou, G., Chrissafis, K., Vasiliadis, L., Pavlidou, E., Polychroniadis, E.K.** Effect of heat sterilization on surface characteristics and microstructure of Mini NR rotary nickel-titanium instruments. *Int Endod J*, **2006**; *39*, 770-8.
121. **Schäfer, E.** Effect of heat sterilization on the cutting efficiency of PVD-coated nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J*, **2002**; *35*, 867-72.
122. **Viana, A.C.D., Gonzalez, B.M., Buono, V.T.L., Bahia, M.G.A.** Influence of sterilization on the mechanical properties and fatigue resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J*, **2006**; *39*, 709-15.
123. **Casper, R.B., Roberts, H.W., Roberts, M.D., Himel, V.T., Bergeron, B.E.** Comparison of autoclaving effects on torsional deformation and fracture resistance of three innovative endodontic file systems. *J Endod*, **2011**; *37*, 1572-5.
124. **Bonaccorso, A., Schafer, E., Condorelli, G.G., Cantatore, G., Tripi, T.R.** Chemical analysis of Nickel-Titanium Rotary Instruments with and without Electropolishing after Cleaning Procedures with Sodium Hypochlorite. *J Endod*, **2008**; *34*, 1391-1395.
125. **O'Hoy, P.Y.Z., Messer, H.H., Palamara, J.E.** The effect of cleaning procedures on fracture properties and corrosion of NiTi files. *Int Endod J*, **2003**; *36*, 724-32.
126. **Parashos, P., Linsuwanot, P., Messer, H.H.** Effective cleaning protocols for rotary nickel-

- titaniumfiles.*AustEndodJ*, 2003;29, 23-4.
127. **Busslinger, A., Sener, B., Barbakow, F.** Effect of sodiumhypochloriteonnickel-titaniumLightspeedinstruments.*IntEndodJ*,1998; 31,290-4.
 128. **Stokes,O.W.,DiFiore,P.M.,Barss,J.T.,Koerber,A.,Gilbert,J.L.,Lautenschlager,E.P.**Corosioni nstainlesssteelandnickel-titaniumfiles. *JEndod*,1999; 25,17-20.
 129. **Berutti, E., Angelini, M., Rigolone,Migilaretti,G., Pasqualini, D.** Influence of sodiumhypochlorite on fracturepropertiesandcorrosion of protaperrotaryinstruments.*IntEndodJ*,2006; 39, 693-9.
 130. **Ametrano, G., Anto, V.D., DiCaprio, M.P., Simeone, M., Rengo, S., Spagnuolo, G.**Effectofsodiumhypochloriteandethylenediaminetetraaceticacidonrotary. 2011.
 131. **Sarkar, N.K., Redmond, W., Schwaninger, B., Goldberg, A.J.** Thechloridecorrosionoffourorthodonticwires.*JournalofOralRehabilitation*, 1983;10,121-8.
 132. **Schäfer, E., Lau, R.** Comparison of cuttingefficiencyandinstrumentation ofcurvedcanalswithnickel-titaniumandstainlesssteelinstruments. *JEndod*,1999;25,427-30.
 133. **Novoa, X.R., Martin-Biedma, B., Varela-Patino, P., Collazo, A., Macias-Luaces, A.,Cantatore,G.Veark.**Thecorrosionofnickel-titaniumrotaryendodonticinstrumentsinsodiumhypochlorite.*IntEndodJ*, 2007;40,36-44.
 134. **Darabara, M., Bourithis, L., Zinelis, S., Papadimitrou, G.D.** Susceptibilitytolocalizedcorrosionof stainlesssteelandNiTiendodonticinstrumentsinirrigatingsolutions.*IntEndodJ*, 2004;37,705-10.
 135. **Yared, G.M., Kulkarni, G.K., Ghossayn, F.** An in vitrostudy of thetorsionelpropertiesofnewandusedK3instruments.*IntEndodJ*,2003;36,764-9.
 136. **Borgula, L.** RotaryNickel-titaniuminstrumentfracture: an experimentalandSEMbasedanalysis.[DClinDent(Endo)].Melbourne:UniversityofMelbourne,2005.
 137. **Ulmann, C.J., Peters, O.A.** Effect of cyclicfatigue on staticfractureloads inProtapernickel-titaniumrotaryinstruments.*JEndod*,2005;31,183-6.
 138. **Miyai, K., Ebihara, A., Hayashi, Y., Doi, H., Suda, H., Yoneyama, T.** Influenceof phasetransformationonthetorsionalandbendingpropertiesof nickel-titaniumrotaryendodonticinstruments.*IntEndodJ*,2006; 39,119-26.
 139. **Gambarini, G.** Cyclicfatigue ofProfile rotaryinstrumentsafterprolongedclinicaluse.*IntEndodJ*, 2001b;34,386-9.
 140. **Zinman, E.J.** Endodonticrecordsand legal responsibilities. İçinde: Keiser K,editor.Pathway. 2006.
 141. **Condorelli, G.G., Bonaccorso, A., Smecca, E., Schafer, E., Cantatore, G., Tripi, T.R.**Improvement of fatigueresistance ofNiTiendodonticfilesbysurfaceandbulkmodifications.*IntEndodJ*,2010; 43,866-873.
 142. **Peng B, Shen Y, Cheung GSP, Xia TJ.** Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: longitudinal examination. *Int Endod J*, 2005; 38(8):550-557.
 143. **Nagaratna PJ, Shashikiran ND, Subbareddy VV.** In vitro comparison of NiTi rotary instruments and stainless steel hand instruments in root canal preparations of primary and permanent molar. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*, 2006; 24(4):186-191.
 144. **Cheung, G.S., Peng, B., Bian, Z., Shen, Y., Darvell, W.** Defects in protaper S1instrumentsafterclinicaluse:fractographicexamination.*IntEndodJ*, 2005;38,802-9.
 145. **Torabinejad M.***Endodontics: Principles and Practice*. 4th ed, NewYork, Saunders, 2002.
 146. **Ruddle,C.J.**NonsurgicalRetreatment.*JEndod*,2004;30,827-844
 147. **Cohen S, Hargreaves KM.***Pathways of the Pulp*. Mosby Elsevier; 2006.

148. **Rambabu T.** Management Of Fractured Endodontic Instruments In Root Canal: A Review. *J Sci Dent.* **2014**; 4(2):40-48.
149. **Taneja S, Chadha R, Gupta R, Gupta A.** Comparative evaluation of sealing properties of different obturation systems placed over apically fractured rotary NiTi files. *J Conserv Dent,* **2012**; 15(1):36-40.
150. **Ward J, Parashos P, Messer H.** Evaluation of an Ultrasonic Technique to Remove Fractured Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments from Root Canals: Clinical Cases. *J Endod,* **2003**; 29(11):764-767.
151. **Benenati F.** Intentional replantation of a mandibular second molar with long-term follow-up: report of a case. *Dent Traumatol.* **2003**; 19(4):233-6.
152. **Shen Y, Peng B, Cheung GSP.** Factors associated with the removal of fractured NiTi instruments from root canal systems. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod,* **2004**; 98(5):605-610 .
153. **Cujé J, Bargholz C, Hülsmann M.** The outcome of retained instrument removal in a specialist practice. *Int Endod J,* **2010**; 43(7):545-554.
154. **Madarati AA, Watts DC, Qualtrough AJE.** Opinions and attitudes of endodontists and general dental practitioners in the UK towards the intracanal fracture of endodontic instruments: part 1. *Int Endod J,* **2008**; 41(8):693-701.
155. **Ruddle CJ.** Broken Instrument Removal: The Endodontic Challenge. *Dent Today,***2002**; 21(7)70-76.
156. **Gluskin, A.H., Peters, C.I., Wong, R.D.M., Ruddle, C.J.** Retreatment of nonhealing endodontic therapy and management of mishaps. İnde: *Ingle's Endodontics* 6. BC Decker Inc, Hamilton. **2008**; 1088-1161.
157. **Terauchi, Y., O'Leary, L., Kikuchi, I., Asanagi, M., Yoshioka, T., Kobayashi, C., Suda, H.** Evaluation of the Efficiency of a new filer removal system in comparison with two conventional systems. *J Endod,* **2007**; 33, 585-588.
158. **Cattoni M.** Common failures in endodontics and their correction. *Dent Clin North Am,* **1963**; 7:383-399.
159. **Platino, G., Pameijer, C.H., Grande, N.M., Somma, F.** Ultrasoniksin Endodontics: a review of the literature. *J Endod,* **2007**; 33, 81-95.
160. **Martin, H.** Ultrasonik disinfection of the root canal. *Oral Surg Oral Medicine Oral Pathol Oral Radiol Endod,* **1976**; 42, 92-9.
161. **Martin, H., Cunningham, W. T., Norris, J. P., Cotton, W. R.** Ultrasonik versus hand filing of dentin: a quantitative study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol,* **1980**; 49, 79-81
162. **Ahmand, M., PittFord, T.R., Crum, L.A.** Ultrasonik debridement of root canals: acoustic streaming and its possible role. *J Endod,* **1987**; 13, 490-9.
163. **Nagai, O., Tani, N., Kayaba, Y., Kodama, S., Osada, T.** Ultrasonik removal of broken instruments in root canals. *Int Endod J,* **1986**; 19, 298-304.
164. **Krell, K.V., Fuller, M.W., Scott, G.I.** The conservative retrieval of silver cones in difficult cases. *J Endod,* **1984**; 10, 269-73.
165. **Souyave, L.C., Inglis, A.T., Alcalay, M.** Removal of fractured instruments using ultrasoniks. *Br Dent J,* **1985**; 159, 251-3.
166. **Nehme, W.** A new approach for the retrieval of broken instruments. *J Endod,* **1999**; 25, 633-5.
167. **D'Arcangelo, C., Varvara, G., Fazio, P.D.** Broken instrument removal – two cases. *J Endod,* **2000**; 26, 368-70.

168. **Nehme W.B.** Elimination of intracanal metallic obstructions by abrasion using an operational microscope and ultrasoniks. *J Endod*, **2001**; *27*, 365-7.
169. **Dentkos, T.R., Berzins, D.W.** Evaluation of Cutting Efficiency of Orthograde Ultrasonik Tips by Using a Nonstatic Model. *J Endod*, **2008**; *34*, 863-5.
170. **Dominici JT, Clark S, Scheetz J, Eleazer P.D.** Analysis of heat generation using ultrasonic vibration for post removal. *J Endod*, **2005**; *31*, 301-3
171. **Budd J.C., Gekelman D., White J.M.** Temperature rise of the post and on the root surface during ultrasonik post removal. *Int Endod J*, **2005**; *38*, 705-11
172. **Huttula A.S., Tordik P.A., Imamura G., Eichmiller F.C., McClanahan S.B.** The effect of ultrasonik post instrumentation on root surface temperature. *J Endod*, **2006**; *32*, 1085-7
173. **Hashem, A.A.** Ultrasonik vibration: Temperature rise on external root surface during broken instrument removal. *J Endod*, **2007**; *33*, 1070-1073.
174. **Ettrich, C.A., Labossiere, P.E., Pitts, D.L., Johnson, J.D.** An investigation of the heat induced during ultrasonik post removal. *J Endod*, **2007**; *33*, 1222-1226.
175. **Eriksson A.R., Albrektsson T.** The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. *J Oral Maxillofac Surg*, **1984**; *42*, 705-11
176. **Schwartz, R.S., Robbins, J.W.** Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod*, **2004**; *30*, 289-301.
177. **Cameron, J.A.** The effect of ultrasonik endodontics on the temperature of the root canal wall. *J Endod*, **1988**; *14*, 554-9.
178. **Horan B.B., Tordik P.A., Imamura G., Goodell G.G.** Effect of dentin thickness on root surface temperature of teeth undergoing Ultrasonik removal of posts. *J Endod* **34**, **2008**; 453-55.
179. **Thirumalai, A.K., Sekar, M., Mylswamy, S.** Retrieval of a separated instrument using Masseran Technique. *J Conserv Dentistry*, **2008**; *11*, 42-45.
180. BTR-PEN – Broken Tool Removal System [Internet]. [cited **2021 Apr 5**]. Available from: <https://btr-pen.com/>
181. **Koch K.** The microscope. Its effect on your practice. *Dent Clin North Am*. **1997**; *41*(3): 619-26.
182. ANONİM
183. **Dulundu M.** Kök Kanalındaki Kırılan El Eşyeleri ve Döner Aletlerin Çıkartılmasında Kullanılan İki Farklı Tekniğin Etkinliğinin Değerlendirilmesi. Uzmanlık tezi, Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Kocaeli, **2021**
184. **Madarati, A. A., Qualtrough, A.J.E., Watts, D.C.** A microcomputed tomography scanning study of root canal space: Changes after the ultrasonik removal of fractured files. *J Endod*, **2009**; *35*, 125-128.
185. **Shahabinejad H, Ghassemi A, Pishbin L, Shahravan A.** Success of ultrasonik 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.
186. **Madarati AA, Qualtrough AJE, Watts DC.** Vertical fracture resistance of roots after ultrasonik removal of fractured instruments. *XS*. **2010**; *43*(5): 424–9.
187. **Lertchirakarn V, Palamara JEA, Messer HH.** Patterns of vertical root fracture: Factors affecting stress distribution in the root canal. *J Endod*. **2003**; *29*(8): 523–8.
188. **Eriksson AR, Albrektsson T.** Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: A vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent*. **1983**; *50*(1): 101–7
189. **Gluskin AH, Ruddie CJ, Zinman EJ.** Thermal injury through intraradicular heat transfer using ultrasonik devices: Precautions and practical preventive strategies. *J Am Dent Assoc*. **2005**; *136*(9): 1286–93.

190. **Walters JD, Rawal SY.** Severe periodontal damage by an ultrasonic endodontic device: A case report. *Dent Traumatol.* **2007**;23(2):123–7.
191. **Madarati AA.** Temperature rise on the surface of NiTi and stainless steel fractured instruments during ultrasonic removal. *XS.* **2015**;48(9):872–7.
192. **Rivera EM, Walton RE.** Cracking the cracked tooth code: detecting and treatment of various longitudinal tooth fractures. *Endod Colleagues Excell.* **2008**;(Summer):1–8.
193. **Tamse A, Fuss Z, Lustig J, Kaplavi J.** An evaluation of endodontically treated vertically fractured teeth. *J Endod.* **1999**;25(7):506–8.
194. **Gutmann JL.** The dentin-root complex: Anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* **1992**;67(4):458–67.
195. **Barreto MS, Moraes RDA, Da Rosa RA, Moreira CHC, Só MVR, Bier CAS.** Vertical root fractures and dentin defects: Effects of root canal preparation, filling, and mechanical cycling. *J Endod.* **2012**;38(8):1135–9.
196. **Chai H, Tamse A.** Fracture mechanics analysis of vertical root fracture from condensation of gutta-percha. *J Biomech.* **2012**;45(9):1673–8.
197. **Bier CAS, Shemesh H, Tanomaru-Filho M, Wesselink PR, Wu MK.** The ability of different nickel-titanium rotary instruments to induce dentinal damage during canal preparation. *J Endod.* **2009**;35(2):236–8.
198. **Shemesh H, Bier CAS, Wu MK, Tanomaru-Filho M, Wesselink PR.** The effects of canal preparation and filling on the incidence of dentinal defects. *XS.* **2009**;42(3):208–13.
199. **Rud J, Omnell K-A.** Root fractures due to corrosion: diagnostic aspects. *Eur J Oral Sci.* **1970**;78(1–4):397–403.
200. **Tamse A.** Iatrogenic vertical root fractures in endodontically treated teeth. *Dent Traumatol.* **1988**;4(5):190–6.
201. **Gluskin AH, Radke RA, Frost SL, Watanabe LG.** The mandibular incisor: Rethinking guidelines for post and core design. *J Endod.* **1995**;21(1):33–7.
202. **Cameron CE.** Cracked-tooth syndrome. *J Am Dent Assoc.* **1964**;68(3):405–11.
203. **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.
204. **Peters OA, Paqué F.** Root canal preparation of maxillary molars with the self-adjusting file: A micro-computed tomography study. *J Endod.* **2011**;37(1):53–7.
205. **Saw LH, Messer HH.** Root strains associated with different obturation techniques. *J Endod.* **1995**;21(6):314–20.
206. **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**;37:619–622.
207. **Simon S, Machtou P, Tomson P, Adams N, Lumley P.** Influence of fractured instruments on the success rate of endodontic treatment. *Dental Update.* **2008**; 35:172–8.
208. **Preis, Verena, et al.** "Influence of cementation on in vitro performance, marginal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated ZLS molar crowns." *Dental Materials* 31.11 (2015): 1363–1369.
209. **Rosentritt, Martin, et al.** "Influence of resilient support of abutment teeth on fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures: an in vitro study." *International Journal of Prosthodontics* 24.5 (2011).
210. **Kelly, J. R., J. A. Tesk, and J. A. Sorensen.** "Failure of all-ceramic fixed partial dentures in

- vitro and in vivo: analysis and modeling." *Journal of dental research* 74.6 (1995): 1253-1258.
211. **Chitmongkolsuk, Somsak, et al.** "Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading." *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry* 10.1 (2002): 15-22.



212. **Kern, M., et al.** "Fracture strength of all-porcelain, resin bonded bridges after testing in an artificial oral environment." *Journal of dentistry* 21.2 (1993): 117-121.
213. **Heydecke, Guido, et al.** "Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems." *The Journal of prosthetic dentistry* 87.4 (2002): 438-445.
214. **Gillings, Barrie RD, Campbell H. Graham, and Norton A. Duckmanton.** "Jaw movements' in young adult men during chewing." *The Journal of prosthetic dentistry* 29.6 (1973): 616-627.
215. **Güngör, Merve Bankoğlu, et al.** "Fracture strength of CAD/CAM fabricated lithium disilicate and resin nanoceramic restorations used for endodontically treated teeth." *Dental Materials Journal* 36.2 (2017): 135-141.
216. **Madarati, A. A., A. J. E. Qualtrough, and D. C. Watts.** "Effect of retained fractured instruments on tooth resistance to vertical fracture with or without attempt at removal." *International Endodontic Journal* 43.11 (2010): 1047-1053.
217. **Iqbal, M.K., Rafailov, H., Kratchman, I., Karabucak, B.A.** Comparison of three methods for preparing centered platforms around separated instruments in curved canals. *J Endod*, 2006; 32, 48-51.
218. **Wolcott, S., Wolcott, J., Ishley, D., et al.** Separation incidence of Protaper rotary instruments: a large cohort clinical evaluation. *J Endod*, 2006; 32, 1139-41.
219. **Terauchi, Y.; O'Leary, L.; Kikuchi, I.; Asanagi, M.; Yoshioka, T.; Kobayashi, C.; Suda, H.** Evaluation of the efficiency of a new file removal system in comparison with two conventional systems. *J. Endod.* 2007, 33, 585–588. [CrossRef].
220. **Faramarzi, F., Fakri, H., Javaheri, H.H.** Endodontic treatment of a mandibular first molar with three mesial canals and broken instrument removal. *Aust Endod J*, 2009; 1-3.
221. **Gettleman, B.H., Spriggs, K.A., ElDeeb, M.E., Messer, H.H.** Removal of canal obstructions with the endo extractor. *J Endod*, 1991; 17, 608-11.
222. **Okiji, T.** Modified usage of the Masseran Kit for removing intra canal broken instruments. *J Endod*, 2003; 29, 466-7.
223. **Onay, Emel Olga, et al.** "Push-out bond strength and SEM evaluation of new polymeric root canal fillings." *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 107.6 (2009): 879-885.
224. **McCulloch, A.J.** The removal of restorations and foreign objects from root canal. *Quintessence Int*, 1993; 24, 245-9.
225. **Davis EL, Joynt RB, Wiecekowski G, Laura JC.** Bond durability between dentinal bonding agents and tooth structure. *J Prosthet Dent*. 1989; 62(3): 253–6.
226. **Swift E, Hansen SE, Bailey SJ.** Effect of the XR bonding system on microleakage. *Am J Dent*. 1990; 3(4): 143–6.
227. **Gerek M, Başer ED, Kayahan MB, Sunay H, Kaptan RF, Bayirli G.** Comparison of the force required to fracture roots vertically after ultrasonic and Masseran removal of broken instruments. *XS*. 2012; 45(5): 429–34.
228. **Kessler, J.R., Peters, D.D., Lorton, L.** Comparison of relative risk of molar root perforations using various endodontic instrumentation techniques. *J Endod*, 1983; 9, 439-47.
229. **Lim, S.S., Stock, C.J.R.** The risk of perforation in the curved canal: anticurvature filling compared with step back techniques. *Int Endod J*, 1987; 20, 33-9.
230. **Madarati A.A., Qualtrough A.J. E., Watts D. C.** Endodontist experience using ultrasoniks for removal of intra-canal fractured instruments. *Int Endod J*, 2010; 43, 301-5.

231. **Dulundu, Merve, and Dilek Helvacioğlu-Yigit.** "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* 15.17 (2022): 5816
232. **Sornkul E, Stannard JG.** Strength of roots before and after endodontic treatment and restoration. *J Endod.* 1992;18(9):440–3.
234. **Shemesh H, Wesselink PR, Wu MK.** Incidence of dentinal defects after root canal filling procedures. *XS.* 2010;43(11):995–1000.
235. **Blum JY, Machtou P, Micallef JP.** Analysis of forces developed during obturations. Wedging effect: Part II. *J Endod.* 1998;24(4):223–8.
236. **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.
237. **Kumaran P, Sivapriya E, Indhramohan J, Gopikrishna V, Savadamoorthi K, Pradeepkumar A.** Dentinal defects before and after rotary root canal instrumentation with three different obturation techniques and two obturating materials. *J Conserv Dent.* 2013;16(6):522–6.
238. **Topçuoğlu HS, Demirbuga S, Tuncay Ö, Pala K, Arslan H, Karataş E.** The effects of Mtwo, R-Endo, and D-RaCe retreatment instruments on the incidence of dentinal defects during the removal of root canal filling material. *J Endod.* 2014;40(2):266–70.
239. **Sathorn C, Palamara JEA, Palamara D, Messer HH.** Effect of root canal size and external root surface morphology on fracture susceptibility and pattern: A finite element analysis. *J Endod.* 2005;31(4):288–92.
240. **Pitts DL, Matheny HE, Nicholls JL.** An in vitro study of spreader loads required to cause vertical root fracture during lateral condensation. *J Endod.* 1983;9(12):544–50.
241. **De Bruyne MAA, De Moor RJG.** SEM analysis of the integrity of resected root apices of cadaver and extracted teeth after ultrasonic root-end preparation at different intensities. *XS.* 2005;38(5):310–9.
242. **Parfitt, Gilbert J.** "Measurement of the physiological mobility of individual teeth in an axial direction." *Journal of Dental Research* 39.3 (1960): 608-618.
243. **Rosentritt, Martin, et al.** "Influence of the fabrication process on the in vitro performance of fixed dental prostheses with zirconia substructures." *Clinical oral investigations* 15 (2011): 1007-1012.
244. **Earthman, James C., et al.** "Reconstructive materials and bone tissue engineering in implant dentistry." *Dental Clinics* 50.2 (2006): 229-244.
245. **Ferrario, Virgilio F., et al.** "Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography." *Journal of dentistry* 32.6 (2004): 451-457.
246. **Hidaka, O., et al.** "Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure." *Journal of dental research* 78.7 (1999): 1336-1344.
247. **Küçük, Ceren.** Bilgisayar destekli tasarım ve üretim sistemiyle üç farklı materyalden yapılan posterior kuronların kırılma dirençlerinin incelenmesi. Uzmanlık tezi, Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2015.
248. **Rosentritt, Martin, et al.** "Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures." *Dental Materials* 22.2 (2006): 176-182.
249. **Rosentritt, Martin, et al.** "Approach for valuating the influence of laboratory simulation." *Dental materials* 25.3 (2009): 348-352.
250. **Naumann, Michael, et al.** "Is adhesive cementation of endodontic posts necessary?." *Journal of Endodontics* 34.8 (2008): 1006-1010.

251. **Rosentritt, Martin, et al.** "Fracture performance of computer-aided manufactured zirconia and alloy crowns." *Quintessence International* 40.8 (2009).
252. **Rosentritt, Martin, et al.** "Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns." *Journal of dentistry* 37.12 (2009): 978-983.
253. **Çobankara FK, Üngör M, Belli S.** The effect of two different root canal sealers and smear layer on resistance to root fracture. *J Endod.* 2002;28(8):606-9.
254. **Sagsen B, Er O, Kahraman Y, Akdogan G.** Resistance to fracture of roots filled with three different techniques. *XS.* 2007;40(1):31-5.
255. **Madarati, A. A., A. J. E. Qualtrough, and D. C. Watts.** "Effect of retained fractured instruments on tooth resistance to vertical fracture with or without attempt at removal." *International Endodontic Journal* 43.11 (2010): 1047-1053.
256. **Meng Y, Xu J, Pradhan B, Tan BK, Huang D, Gao Y, et al.** Microcomputed tomographic investigation of the trepan bur/microtubet technique for the removal of fractured instruments from root canals without a dental operating microscope. *Clin Oral Investig.* 2020;24(5):1717-25.
257. **Nevares G, Cunha RS, Zuolo ML, Da Silveira Bueno CE.** Success rates for removing or bypassing fractured instruments: A prospective clinical study. *J Endod.* 2012;38(4):442-4.
258. **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.
259. **Wohlgemuth P, Cuocolo D, Vandrangi P, Sigurdsson A.** Effectiveness of the GentleWave System in removing separated instruments. *J Endod.* 2015;41(11):1895-8.
260. **Moule AJ, Kahler B.** Diagnosis and management of teeth with vertical root fractures. *Aust Dent J.* 1999;44(2):75-87.

