

İPEK ÖREROĞLU

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

DOKTORA TEZİ

İSTANBUL-2012

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

(DOKTORA TEZİ)

**KÖK KANALINDAN KIRIK ALET ÇIKARTILMASINDA
KULLANILAN FARKLI TEKNİKLERİN
ETKİNLİKLERİNİN EX VİVO OLARAK
KARŞILAŞTIRILMASI**

İPEK ÖREROĞLU

**DANIŞMAN
PROF. DR. FARUK HAZNEDAROĞLU**

**ENDODONTİ ANABİLİM DALI
ENDODONTİ PROGRAMI**

İSTANBUL-2012

TEZ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Endodonti Anabilim Dalı Endodonti Programında İpek Öreroğlu tarafından hazırlanan Kök kanalından kırık alet çıkartılmasında kullanılan farklı tekniklerin etkinliklerinin ex vivo olarak karşılaştırılması başlıklı doktora tezi, yapılan tez sınavında Jürimiz tarafından başarılı bulunarak kabul edilmiştir.

/ /

Tez Sınav Jürisi

Ünvanı Adı Soyadı (Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı)

İmzası

- 1.
- 2.
- 3.
- 4.
- 5.

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

İPEK ÖREROĞLU

İTHAF

Değerli Hocam Prof.Dr.Faruk Haznedaroğlu'na...

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca bana bilgi ve birikimini aktaran, çalışmalarım sırasında bana motivasyon sağlayan, idealist ve saygıdeğer hocam Prof.Dr.Faruk Haznedaroğlu'na;

Doktora eğitimim ve tez çalışmalarım sırasında katkılarından dolayı değerli hocalarım Prof.Dr.Hakan Özbaş'a; Prof.Dr. Sema Yıldırım'a

Doktora tezimin ön çalışmalarında beni destekleyen ve fikirleri ile yardımcı olan değerli hocalarım Doç.Dr.Figen Uysal Kaptan'a ve Doç.Dr.Baybora Kayahan'a;

Tez deneylerim sırasında kürsülerinden faydalanmama izin veren Prof.Dr.Cengizhan Keskin'e;

Deneylerime katkılarından ötürü Dentsply ve Micro-Mega firmaları sorumlularına;

Bu çok aşamalı çalışmanın önemli bir bölümünde bana katkıda bulunan Doç.Dr.Penbe Çağatay, Elvan Öztürk, Alper Yıldız ve Mehmet Mutludoğan'a;

Çalışmalarım sırasında her an yanımda olduklarını hissettiğim arkadaşlarım Nazan Yırgın ve Güher Barut'a;

Zorlu tez deneylerim sırasında enerjimin azaldığı anlarda beni destekleyen arkadaşlarım Gözde Sezgin, Tuba Belviranlı, Başak Topuzoğlu ve Başak Ağca, İrem Aktaş'a;

Tüm hayatım boyunca beni sevgi ve saygı çerçevesinde yetiştiren, bana her zaman kendimi değerli ve güvenli hissettiren aileme; bunlarda çok büyük paya sahip canım babama;

İstanbul Üniversitesi Rektörlüğüne, Bilimsel araştırma Projeleri Birimine teşekkür ederim.Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No:4030

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN	İİİ
İTHAF	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ	İX
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	X
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	Xİİ
ÖZET	XİV
ABSTRACT.....	XV
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Kök kanalı Şekillendirilmesinde Kullanılan Endodontik Aletler	4
2.2. Kök kanalı şekillendirilmesinde kullanılan aletlerdeki gelişmeler	5
2.2.1. Paslanmaz Çelik Aletler	6
2.2.2. Nikel-titanyum aletler ve özellikleri	7
2.3. Kanal Tedavisinde Meydana gelen Komplikasyonlar	8
2.4. Kök kanallarında alet kırılmasının önemi	10
2.5. Kanal Aletlerinin Kırılma Nedenleri	12
2.6. Kök kanalı içinde aletlerin kırılmasına İlişkin Faktörler	12
2.6.1. Operatöre ilişkin Faktörler	13
2.6.2. Diş ile ilgili Faktörler	13
2.6.3. Çalışma tekniği ve kullanılan aletler ile ilgili faktörler	14
2.6.3.1.Kök kanal aletlerinin Üretim süreci	14
2.6.3.2. Kanal aletlerinin üretildiği metalin cinsi	16
2.6.3.3. Kanal aletlerinin dizaynı.....	16
2.6.3.4. Kanal aletinin tipi	19
2.6.3.5. Kök kanal şekillendirilmesi sırasında uygulanan tork değeri.....	20
2.6.3.6. Kök kanal şekillendirilmesi sırasındaki hız değeri	21
2.6.3.7. Kök kanal şekillendirilmesi sırasında lubrikant uygulanması	21

2.6.3.8. Kanal şekillendirme tekniği	21
2.6.3.9. Sterilizasyon işlemlerinin kanalda alet kırılmasına etkisi	22
2.6.3.10. Kanal Yıkama Solüsyonlarının kanalda alet kırılmasına etkisi	23
2.6.3.11. Kanal aletlerinin çapı.....	24
2.6.3.12. Kanal aletlerinin kullanım sayısı.....	24
2.7. Kanal aletlerinin Kırılma Mekanizmaları	26
2.7.1. Torsiyonel (Burkulmaya bağlı) kırılma.....	26
2.7.2. Fleksural (Bükülmeye bağlı) kırılma	27
2.8. Kök kanallarından kırık alet çıkarılması.....	27
2.9. Kök kanallarından kırık alet çıkarılmasını etkileyen Faktörler.....	28
2.9.1. Anatomik faktörler ve Kırık aletin lokalizasyonu	28
2.9.2. Kırık alet türü.....	30
2.9.3. Kırık aletin Uzunluğu.....	30
2.9.4. Kırılma türü	31
2.9.5. Operatörün klinik deneyimi ve çalışma tekniği.....	31
2.10. Kök kanallarında alet kırılmasının önlenmesi.....	31
2.11. Kök kanallarından kırık alet çıkarma teknikleri.....	33
2.11.1. Masseran sistem hakkında genel bilgi.....	34
2.11.2. Endosafety sistemi	35
2.11.3. Ultrasonik sistem hakkında genel bilgi	35
2.11.4. IRS (Instrument Removal System)	38
2.11.5. Separated Instrument Retrieval (SIR)	38
2.11.6. Diğer Teknikler	38
2.12. Operasyon Mikroskobu.....	39
2.13. AutoCAD	40
2.14. Kök kanallarından Kırık alet Çıkarma ile ilgili yapılmış Araştırmalar	41
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	43
3.1. Gereç.....	43
3.2. Yöntem.....	44
3.2.1. Dişlerin Seçimi	44
3.2.2. Dişlerin Hazırlanması.....	45
3.2.3. Deney gruplarının oluşturulması	46
3.2.4. Örneklerin Radyografik Değerlendirme için Hazırlanması	49

3.2.4.1. Standart Radyografi Düzenegi	49
3.2.4.2. Standart Radyografi Düzeneginin hazirlanmasi	52
3.2.5. Op. öncesi radyografik görüntülerin olusturulmasi	55
3.2.6. Kanallardan kırık alet Çıkarma İşlemlerinin Uygulanmasi	55
3.2.7. Deney Grupları	57
3.3. Değerlendirme Kriterleri	65
3.4. İstatistiksel Bulguların Değerlendirilmesi	69
4. BULGULAR	70
4.1. Kök kanalından kırık kanal aletinin çıkarılabilirliğine ilişkin bulgular	70
4.2. Kırık alet Çıkarma Süresine İlişkin Bulgular	77
4.3. Kırık alet çıkarılma işlemleri sırasında kökte meydana gelen transportasyona ilişkin Bulgular	80
4.3.1. Deney gruplarında Kök kanalının farklı seviyelerinde (B,C,D) transportasyon miktarlarının ölçümü	81
4.3.2. Kök seviyelerine göre gruplar arasındaki transportasyon miktarlarının Karşılaştırılması	87
4.3.3. Toplam Transportasyon	94
TARTIŞMA	98
KAYNAKLAR	114
ÖZGEÇMİŞ	142

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 3-1: Çalışma Grupları.....	58
Tablo 4-1: Grupların bölge ayrımı yapılmadan kırık alet çıkarma başarı oranlarının karşılaştırılması.....	75
Tablo 4-2: Grupların kırık alet çıkarma başarısı yönünden karşılaştırılması.....	77
Tablo 4-3: Bölgelere göre kırık alet çıkarma başarı oranları.....	79
Tablo 4-4: Grup1, Grup 2, Grup 3 ve Grup4’ te her bir örnekte geçen süre	80
Tablo 4-5: Grup1, Grup 2, Grup 3 ve Grup 4’ün süre bakımından karşılaştırılması.....	81
Tablo 4-6: Gruplar arasındaki sürelerin istatistiksel anlamlılık yönünden ikili karşılaştırılması.....	82
Tablo 4-7: Kök seviyelerine göre gruptaki ort. Transportasyon miktarları.....	85
Tablo 4-8: Grup 1 ve Grup 3’ün B seviyesindeki Ort. Transportasyon Miktarlarının Karşılaştırılması.....	90
Tablo 4-9: Grup1, Grup 2, Grup 3 ve Grup 4’ün C Seviyesinde meydana gelen transportasyon değerlerinin karşılaştırılması.....	92
Tablo 4-10: Grup 1, Grup 2, Grup 3 ve Grup 4’ün C Seviyesinde meydana gelen transportasyon değerleri için Tukey ikili karşılaştırma testi.....	92
Tablo 4-11: Gruplar arasında D seviyesinde meydana gelen transportasyon değerlerinin karşılaştırılması.....	94
Tablo 4-12: D Seviyesinde meydana gelen transportasyon değerleri için Tukey ikili karşılaştırma testi.....	94
Tablo 4-13: Grup 1 ve Grup 3 ün toplam transportasyon değerlerinin karşılaştırılması .	96
Tablo 4-14: C ve D seviyelerinde meydana gelen toplam transportasyon yönünden 4 grubun karşılaştırılması.....	98
Tablo 4-15: C ve D seviyelerinde meydana gelen toplam transportasyon değerleri için Tukey ikili karşılaştırma testi.....	98

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 3-1: Deforme edilmiş #30 k-file	47
Şekil 3-2: Kırık alet (şema)	47
Şekil 3-3: Çalışma Grupları.....	48
Şekil 3-4: Röntgen aparatı.....	50
Şekil 3-5: Akrilik bloğa alınmış örnekler.....	51
Şekil 3-6: Akrilik blok	51
Şekil 3-7: Standart metal kalıplar	52
Şekil 3-8: Röntgen aparatı (üst görüntü).....	53
Şekil 3-9: Röntgen aparatı (ön görüntü)	54
Şekil 3-10: Röntgen aparatı (ön görüntü).....	54
Şekil 3-11: Operasyon Mikroskobu.....	56
Şekil 3-12: Modifiye gates-glidden	56
Şekil 3-13: Kanalda staging platform oluşturulması	57
Şekil 3-14: Ultrasonik cihaz	58
Şekil 3-15: RT2 (Elmas kaplı uç)	59
Şekil 3-16: RT3 (Titanyum nitrit uç).....	59
Şekil 3-17: Endochuck	60
Şekil 3-18: Ultrasonik uç kullanımı.....	60
Şekil 3-19: Masseran Kit (Trepan frezler ve ekstraktör tüpü).....	62
Şekil 3-20: Ekstraktör tüpü.....	62
Şekil 3-21: Trepan frezler	63
Şekil 3-22: Trepan frez kullanımı.....	63
Şekil 3-23: Ekstraktör ile kırık parçanın kavranması	64
Şekil 3-24: Kırık aletin ekstraktör ile sıkıştırılması.....	64
Şekil 3-25: Op. öncesi ve sonrası görüntülerin üzerinde seviyelerin oluşturulması.....	67
Şekil 3-26: Dişte op. önce ve sonrası görüntüler üzerinde hesaplama	68
Şekil 3-27: BL ve MD yönden hesaplama	69
Şekil 4-1: Tekniklere göre kırık alet çıkarma başarı oranlarının karşılaştırılması	71
Şekil 4-2: Grupların kırık alet çıkarma başarıları yönünden karşılaştırılması.....	74
Şekil 4-3: Bölgelere göre kırık alet çıkarma oranlarının karşılaştırılması	76
Şekil 4-4: Grupların kırık alet çıkarma sürelerinin karşılaştırılması (dk)	79

Şekil 4-5: Radyografi üzerinde B, C, D seviyelerinin oluşturulması	80
Şekil 4-6: Grupların transportasyon değerlerinin kendi aralarında karşılaştırılması.....	82
Şekil 4-7: Grup 1- MD yöndeki transportasyonun değerlendirilmesi	83
Şekil 4-8: Grup 1- BL yöndeki transportasyonun değerlendirilmesi.....	83
Şekil 4-9: Grup 2- MD yöndeki transportasyonun değerlendirilmesi	84
Şekil 4-10: Grup 2- BL yöndeki transportasyonun değerlendirilmesi.....	84
Şekil 4-11: Grup 3-MD yöndeki transportasyonun değerlendirilmesi	85
Şekil 4-12: Grup 3 - BL yöndeki transportasyonun değerlendirilmesi.....	85
Şekil 4-13: Grup 4- MD yöndeki transportasyonun değerlendirilmesi	86
Şekil 4-14: Grup 4- BL yöndeki transportasyonun değerlendirilmesi.....	86
Şekil 4-15: Grup 1 ve Grup 3' ün B seviyesindeki ort. transportasyon karşılaştırılması (mm)	88
Şekil 4-16: C seviyesinde (Orta 1/3) transportasyon değerlerinin karşılaştırılması.....	90
Şekil 4-17: D seviyesinde (kronal 1/3) transportasyon değerlerinin karşılaştırılması..	92
Şekil 4-18: Kök kanalının farklı seviyelerine göre deney gruplarının transportasyon değerlerinin karşılaştırılması.....	93
Şekil 4-19: Grup 1 ve Grup 3'ün toplam transportasyon değerlerinin (B+C+D) karşılaştırılması	95
Şekil 4-20: Tüm grupların toplam transportasyon (C+D) değerlerinin karşılaştırılması	97

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

ml: Mililitre

mm: Milimetre

cm: Santimetre

N: Newton

dk: Dakika

sn: Saniye

%: Yüzde

°: Derece

kV: Kilovolt

mA: Miliamper

min: Minimum

max: Maksimum

BL: Bukkolingual

MD: Mesiodistal

SP: Staging Platform

Ni-Ti: Nikel-Titanyum

NaOCl: Sodyum Hipoklorit

EDTA: Etilen Diamin Tetra Asetik Asit

gg: Gates glidden

US: Ultrasonik Sistem

IRS: Instrument Removal System

ISO: International Organization for Standardization

SEM: Scanning Electron Microscope

op. öncesi: Operasyon Öncesi

op. sonrası: Operasyon Sonrası

DDR: Dental Digital Radiography

OM: Operasyon Mikroskobu

EP: Electropolished-Electropolishing yapılmış

NEP: Non- Electropolished-Electropolishing yapılmamış

Rpm: Rotation per minute

SD: Standart Sapma

ort: Ortalama

ÖZET

Öreroğlu, İ. Kök kanalından kırık alet çıkartılmasında kullanılan farklı tekniklerin etkinliklerinin ex vivo olarak karşılaştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Endodonti ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2012.

Kök kanalı içinde alet kırılması, başarılı bir şekillendirme, dezenfeksiyon ve kanal dolgusuna engel olurken, prognozu olumsuz yönde etkileyebilmektedir. Günümüze kadar kırık aletlerin çıkarılmasına yönelik olarak pek çok çıkarma alet ve yöntemi kullanılmıştır. Bu çalışmada Masseran Kit ve ultrasonik sistem kırık alet çıkarma etkinlikleri ve dişte meydana gelen transportasyon miktarları araştırılmıştır. 60 adet (n=60) çekilmiş tek köklü tek kanallı küçük azı dişinde 30 no'lu k-file 3mm'lik mesafeden kırılmış, kırık lokalizasyonuna göre dişler apikal 1/3 ve orta 1/3 olmak üzere, 30 ar diştten oluşan (n=30) gruplara ayrılmıştır. Kullanılan tekniğe göre, her grupta 15 diş olacak şekilde (n=15) gruplar, iki alt gruba daha ayrılmıştır. Özel olarak hazırlanmış bir aparat ile elde edilen, işlem öncesi ve sonrası standart radyografik görüntüler üzerinde AutoCAD 2000 programında 5 mm aralıklar ile yatay çizgiler çizilmiş, meydana gelen transportasyon miktarı ölçülmüştür. Tüm gruplar, kırık alet çıkarma süresi, kırık alet çıkarılan diş sayısı ve kırık alet çıkarma sırasında meydana gelen transportasyonlar yönünden karşılaştırılmıştır. Kırık alet çıkarma sayısı ve süresi değerlendirildiğinde en başarılı grup, her iki kriter için de Grup 4 olmuştur. Dişlerde meydana gelen transportasyon miktarları değerlendirildiğinde, her seviyede Masseran kit grupları, ultrasonik sistem gruplarına göre daha fazla transportasyon meydana getirmiştir. Kronal 1/3 (D) seviyesi dışındaki seviyelerde aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). Toplam transportasyon değerlendirildiğinde Masseran kit grupları, ultrasonik sistem gruplarına göre daha fazla transportasyon meydana getirmiş, aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

Anahtar Kelimeler : kök kanalı, kırık, alet ,çıkarma, teknik, karşılaştırma

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 4030

ABSTRACT

Öreroğlu İ. Ex Vivo comparison of the effectiveness of different techniques associated with the removing fractured instruments from root canals. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Endodontics, Doktora Tezi. İstanbul. 2012.

The success of the root canal treatment depends on three main factors; cleaning, shaping and filling the root canal system without microleakage in three dimensions. Separated instruments in root canal hinder the optimal disinfection, shaping and filling; furthermore suspect the prognosis. Although investigations and experimental studies have been still preparing, no consensus in the literatures have been reported about the absolutely successful techniques. In addition to this, transportation had been occurred during removal procedures. The purpose of this study was to compare the effectiveness of two techniques (Masseran Kit, Ultrasonic System) that are used to remove the fractured instruments from root canals. Sixty (n=60) extracted human premolar teeth with single root canal were selected for this study. Teeth were randomly divided into two main groups, the first group was included ultrasonic system and the other group was consisted of Masseran kit. Each group had thirty extracted teeth (n=30). These two main groups were divided into two subgroups according to the localisation of the fractured instrument. All subgroups were consisted of fifteen teeth (n=15). #30 k-file had been separated in the middle or apical 1/3 region according to the groups. The standardized radiography apparatus had been prepared in order to maintain preoperative and postoperative radiographies in constant position. Preoperative and postoperative radiographies were transported to computer and horizontal lines with 5 mm intervals were occurred from the apex to the coronal part of the root with the AutoCAD 2000 program. The amount of the transportation was measured with this program. All of the study groups were compared according to the working time, success rate of the removing techniques and the transportation amount that had occurred during the removal process. When comparing the success rate and working time for all groups, Group 4 was found to be more successful than the other groups. When evaluating the transportation amounts for all levels of the root canal, Masseran Kit groups were found to be highly significant than the other groups. The difference between Masseran kit groups and ultrasonic groups were statistically significant in all levels excluding coronal 1/3. When evaluating total transportation for all groups, Masseran kit groups were found to be highly significant than the other groups. In the coronal region of the root canals, no significant differences were found between the all groups.

Key Words: root canal, fractured, instrument, remove, technique

The present work was supported by the Research Fund of İstanbul University. Project No. 4030

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Endodontik tedavide başarı, pek çok faktöre bağlıdır. Kök kanalının şekillendirilmesi, kanal tedavisinin dezenfeksiyon ve kanal dolgusu gibi sonraki aşamaların tamamını etkileyen, en önemli basamaklardan biridir (Peters 2004, Williamson ve ark. 2009). Kanal şekillendirilmesi ile mekanik temizlik sağlanırken, kök kanalı, kanal dolgusu için hazır duruma gelir. Kök kanalının karmaşık anatomik yapısı ve operatörün radyografik olarak kök kanal anatomisini irdeleyebilmesi, şekillendirmenin başarısını etkileyen önemli faktörlerdir (Ørstavik ve ark. 2004). Kök kanallarının büyük bir bölümü eğimli bir anatomik yapıya sahiptir, öte yandan 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 çıkabilir (Peters 2004). Kök kanallarında alet kırılması, kanal tedavi sistemleri çok gelişmiş olsa da günümüzde karşılaşılabilen önemli komplikasyonlardan biridir (Nagai ve ark. 1986, Beer ve ark. 2004, Parashos ve Messer 2004, Di Fiore ve ark. 2006). Kanal içinde kalan kırık parça, kök kanal sistemini bloke ederek, başarılı bir kanal şekillendirme, temizleme ve doldurmayı engeller (Haikel ve ark. 1999). Sonuç olarak, tedavinin başarısını olumsuz yönde etkilenebilir (Grossman 1969, Fors ve Berg 1983, Sjögren ve ark. 1990, Al-Fouzan 2003, Terauchi ve ark. 2006).

Kanal aletleri genellikle dar ve eğimli kanallarda kırılır ve çıkarılmaları oldukça zordur (Pruett ve ark. 1997, Schrader ve ark. 1999). Böyle bir durumla karşılaşıldığı zaman, operatör kırık alet çıkarma işlemi, bypass ve kırık alete kadar kanalı şekillendirip doldurma seçeneklerini çok iyi değerlendirmelidir (Suter 1998, Ward ve ark. 2003). Kırık alet çıkarma işlemi, dişte herhangi bir komplikasyon oluşturmadan uygulanmalıdır. Bu işleme başlanmadan önce, kırık alet çıkarma işleminin avantaj ve dezavantajlarını değerlendirerek bir karar vermelidir (Souter ve Messer 2005). Literatür araştırıldığında, kırık alet çıkarma işleminin dentinin aşırı uzaklaştırılmasına bağlı olarak kök dayanıklılığını %30-%40 oranında azalttığı ve bu işlemin dikey kök kırığı oluşumu için predispozan bir faktör olarak rol oynadığı görülmüştür (Wilcox ve ark. 1997).

Kanallardan kırık alet çıkarmaya yönelik geliştirilen ilk sistem Masseran kit sistemidir (Masseran 1971). Masseran kit, farklı çapta trepan frezler ve ekstraktör tüpünden meydana gelir. Masseran kit; işlem sırasında radikuler dentini aşırı miktarda uzaklaştırdığı (Friedman ve ark. 1990), kökün zayıflamasına ve perforasyon riskinin ortaya çıkmasına neden olduğu için dikkatle kullanılması gerektiği belirtilmiştir (Yoldaş ve ark. 2004). Uzun yıllar sonra bu sistemin modifikasyonları farklı isimlerle tanıtılmıştır. Ultrasonik sistem, Siyanoakrilat gibi adezivlerin kullanımı, Canal-Finder System, Tube and Hedstroem tekniği, İyodin Triklorit gibi kimyasal ajanların kullanımı, Loop tekniği, İRS (Instrument Removal System), SIR (Separated Instrument Retrieval), FRS (File Removal System) gibi sistemler kırık alet çıkarma işlemlerinde geçmişten bugüne kadar kullanılmış olan sistemlerdir. Günümüze kadar çok sayıda kırık alet çıkarma sistemi ve tekniği, kullanılmış olmasına rağmen başarı oranı ve güvenilirliği kesinlik kazanmış tek bir teknikten söz edilememektedir (Ward ve ark. 2003). Günümüze kadar yapılan kırık alet çıkarma tekniklerinin, fazla miktarda dentin kaybına neden olduğu, komplikasyon meydana gelme olasılığının arttığı bildirilmiştir (Lertchirakarn ve ark. 2003, Ruddle 2004, Yoldaş ve ark. 2004, Souter ve Messer 2005, Souter ve Messer 2005, Madarati ve ark. 2010). Kırık alet çıkarmadaki başarı kırık aletin kanaldan çıkarılması yanı sıra, diş dokularında çok fazla harabiyet meydana getirmemek olarak değerlendirilmelidir (Fors ve Berg 1983, Isom ve ark. 1995).

Bu ex vivo çalışmanın amacı, kök kanalından kırık alet çıkarmada kullanılan klasik bir yöntem olan Masseran Kit ve Ultrasonik sistemin, etkinliklerinin karşılaştırılmasıdır. Değerlendirme kriterlerimiz; kırık aletlerin kanaldan çıkarılabilirliği, kanaldan çıkarılması için gereken süre ve çıkarılma sırasında dişte meydana gelen madde kaybı ve transportasyon miktarının ölçülmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

Endodontik tedavinin amacı, pulpa ve periapikal doku hastalığı bulunan dişlerin, biyolojik ortamla uyumlu bir şekilde, çene arkları üzerinde devamlılığını sağlamaktır (Ingle ve Beveridge 1976). Endodontik tedavinin başarısı, doğru bir tanıdan sonra, kök kanalının temizlenmesi ve şekillendirilmesi, üç boyutlu olarak sızdırmaz bir şekilde doldurulmasına bağlıdır (Cunningham ve Martin 1982, Schilder 1974, Ingle ve Beveridge 1976, Weine 1996 p.105, Johnson ve Noblett 2009 p.259). Bu faktörler arasında en önemli aşamalardan biri, kök kanalının temizlenmesi ve şekillendirilmesidir (Baker ve ark. 1975, Weine 1996, Peters ve Peters 2006, Johnson ve Noblett 2009 p.259). Kök kanalının temizlenmesi sadece kanal aletleri yardımıyla gerçekleştirilebilen mekanik bir işlem değildir. Kanal eğeleri ile mekanik temizlemenin, kök kanalında bulunan pulpa artıkları, debris ve mikroorganizma sayısını önemli ölçüde azaltmakla birlikte, tümüyle temizleyemediği bilinmektedir. Bunun nedeni kök kanallarının son derece karmaşık bir anatomik yapıya sahip olmasıdır. Bu mekanik işlemler ‘Biyomekanik preparasyon’ olarak adlandırılmaktadır (Baker ve ark. 1975, Byström ve Sundqvist 1985). Mekanik temizliğe ek olarak uygun bir yıkama solüsyonu kullanılmasının temizlik etkisini fazlasıyla arttırdığı gösterilmiştir. Mekanik temizliğe ek olarak yıkama solüsyonu kullanılması “Kemomekanik preparasyon” olarak ifade edilmektedir (Bence ve ark. 1973, Baker ve ark. 1975, Goldman ve ark. 1982, Byström ve Sundqvist 1985).

Schilder (1974) yayınladığı çalışmada, kök kanalı preparasyonu işlemlerinin “Cleaning&Shaping” (temizleme ve şekillendirme) olarak adlandırılması gerektiğine dikkat çekmiş ve bu gün bile geçerliliğini koruyan biyolojik ve mekanik prensipleri tanımlamıştır.

Schilder’e (1974) göre Kök kanalı preparasyonunun mekanik prensipleri :

- Kök kanalı apekten başlayıp kuronala doğru büyüyen konik bir formda şekillendirilmelidir.
- Kök kanalının orijinal formuna sadık kalınmalıdır.
- Foramen apikale’nin pozisyonu değişmemelidir.

-Foramen apikale, kanalın en dar yeri olmalıdır.

- Dilasasyonlu kanalların herbiri farklı seviyelere bölünerek, herbir kanal her düzeyde ayrı ayrı şekillendirilmelidir.

Biyolojik prensipler

-Kök kanallarında bulunan mikroorganizmalar, pulpa artıkları ve tüm debrisler temizlenmelidir.

-Artık maddeler foramen apikaleden itilmemelidir.

-Kök kanalı tedavisi tek seansta tamamlanmalıdır.

Peters ve Peters (2006 p.301), ise kök kanal sisteminin temizlenip şekillendirilmesindeki amaçları aşağıdaki gibi özetlemiştir:

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

Başarılı bir kanal temizleme ve şekillendirme için ilk adım, yeterli genişlikte bir kuronal giriş elde etmektir. Kök kanalının apikal şekillendirilmesi sırasında kanal aletlerinin kanal dışına çıkmaması gereklidir. Kök kanalına, kök ucuna doğru daralan konik bir form verilmesinin, kanal dolgu işlemlerini kolaylaştıracağı çalışmalarda gösterilmiştir. Bu şekilde bir form verilmesi, plugger, spreader ya da diğer kanal dolgu aletlerinin, kanal içine serbestçe girmesini ve bu aletlere yeterli kuvvet uygulanabilmesini sağlar. Aynı zamanda, güta-perkanın kök kanalına uyumlu bir şekilde yerleştirilmesini kolaylaştırır (Peters ve Peters 2006 p.301).

2.1. Kök kanalı Şekillendirilmesinde Kullanılan Endodontik Aletler

Kök kanalı şekillendirme aletleri ilk olarak, karbon çeliğinden üretilmişlerdir. Karbon çeliğinden yapılan kanal aletleri, kimyasallar (iyodin vb) ve buhar ile sterilizasyondan dolayı korozyona uğrarlar. Bu kanal aletleri, yetersiz elastik özellikleri,

kırılgan olmaları, otoklav işlemleri ve yıkama solüsyonları ile korozyona uğramaları, 150⁰ fazla ısıya dayanıklı olmamaları gibi nedenlerle terk edilmişlerdir (Himel ve ark. 2006 p.239).

Daha sonra kök kanal aletleri üretiminde paslanmaz çelik alaşımlar kullanılmaya başlanmıştır (Stenman ve Spangberg 1990). Son dönemlerde de Nikel-Titanyum alaşımlardan endodontik aletler üretilmesi ile önemli gelişmeler meydana gelmiştir (Himel ve ark. 2006 p.239). 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 ayrılır. Bunlar (Himel ve ark. 2006 p. 238):

- Grup 1: El ve parmak ile kullanılan kanal aletleri (K-file,Hedstroem,Tirnerf)
- Grup 2: Düşük hızda kullanılan, mandal tipi parçaya sahip aletler (mandal şeklindeki parça aletin çalışan kısmında bulunur)(Gates glidden frezleri,Peeso reamer)
- Grup 3: Anguldrua ile kullanılan aletler. El ile kullanılan aletlere benzerler. Nikel-titanyum aletlerin popülerleşmesiyle birlikte, çok sayıda alet bu gruba katılmıştır (Himel ve ark. 2006 p. 238).

2.2. Kök kanalı şekillendirilmesinde kullanılan aletlerdeki gelişmeler

Kök kanalı tedavisinde kullanılan temel aletler, tirnerfler, eğeler (k-file ve hedstroem) ve reamerlardır (Weine 1996 p.305). Diş hekimliğinde yıllardan beri kullanılan “tirnerf” tir. Pulpanın çıkartılmasında ve kanalın genişletilmesinde kullanılır.

Fabrikasyon olarak üretilen ilk kanal eğeleri 1900 lü yılların başında (Kerr Manufacturing.Co.of Romulus,Michigan,USA) firması tarafından üretilmiş olup bu nedenle de 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 bir telin, K-file’ın ise kare kesitli bir telin bükülmesi ile elde edilmesidir. Teknolojik gelişmeye paralel olarak, zaman içinde farklı dizaynlara sahip, pek çok kanal eğesi kullanıma sunulmuştur. Bu alandaki en önemli aşama, Ni-Ti alaşımından yapılan kanal eğelerinin endodonti pratiğine girmesi ile ortaya çıkmıştır. Bu yeni aletler,

sadece metalürjik düzeyde değil, dizayn, taper gibi pek çok konuda ISO standartlarından farklılıklar göstermektedir. Kanal tedavisinde kullanılan aletler paslanmaz çelik ya da nikel-titanyum alaşımlardan olmak üzere iki tip metalden üretilmektedir (Himel ve ark. 2006).

2.2.1. Paslanmaz Çelik Aletler

Üretim şekilleri ve kullanım yöntemlerine göre 3 grupta değerlendirilebilir.

2.2.1.1.Tirnerfler: Kanaldan pulpa dokusunu çıkarmak için tasarlanmış aletlerdir (Peters ve Peters 2006 p.302, Krell 2009 p.210). Uzun yıllar, kanal şekillendirilmesi için kullanılmış olsa da, basınç altında kolay kırılabildiği için, ancak yumuşak dokuyu uzaklaştırabilmek için kullanılır (Weine 1996 p.306, Krell 2009 p.210). Yumuşak çelik tellerden hazırlanır. Farklı çap ve renk kodları ile üretilmektedirler. En küçük tirnerf, 20 no'lu bir eğenin çapına sahiptir. Bu nedenle, dar kanallara ilk giriş tirnerf ile yapılmamalıdır (Weine 1996 p.306). Ni-Ti döner aletlerin kullanıma girmesi ile beraber tirnerf kullanımı, önemsiz hale gelmiştir. Kanal şekillendirme işlemlerinin hızlı bir şekilde yapılması ve kanal içinde bulunan (pamuk pelet vb.) materyallerin uzaklaştırılması amacı ile kullanılmaktadır (Weine 1996 p.306, Peters ve Peters 2006 p. 302) .

2.2.1.2.Reamerlar: 1900' lü yılların başından beri, pulpanın çıkarılması ve kanal duvarlarının genişletilmesi amacı ile kullanılmaktadır (Weine 1996 p.308). Reamer, kanala yerleştirildiğinde direnç hissedilen noktada, saat yönünde 120⁰ döndürülerek, geri çekilir (Krell 2009 p. 210). Bu şekilde dentini keser. Kesici kenar açısı, 60⁰ olan esnek bir materyaldir (Weine 1996 p.308, Krell 2009 p. 210). Reamer ile eğeleme yapıldığında, düşük etkinlik gösterir (Weine 1996 p. 308). K-Reamer ve K-Flexoreamer ise reamer modifikasyonları olarak üretilmişlerdir.

2.2.1.3.Eğeler: Kanal şekillendirilmesinde, sert doku uzaklaştırılmasında kullanılırlar. Reamerin dizaynında bazı değişiklikler yapılarak, kanal duvarlarını reamera göre daha etkili ve hızlı şekillendirebilmek için tasarlanmış aletlerdir (Weine 1996 p.308). Tüm eğeler, eğeleme 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 eğeleme yapabilir. Torsiyonel kırılmaya karşı direnci az olduğu için, dönme hareketi ile kullanılamaz (Svec 2008 p.821, Krell 2009 p.211). Frezlenerek elde edildiği için, kesici kenar çok keskin olarak şekillendirilebilmiştir. Kök kanallarının şekillendirilmesinde, diğer kanal aletlerine göre oldukça hızlıdır ve daha fazla dentin uzaklaştırır. Geniş kanalların şekillendirilmesinde kullanımı önerilmektedir (Weine 1996 p. 311, Peters ve Peters 2006 p.303). 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 yatkındırlar. Unifile ve S eğeler, Hedstroem eğelerin modifikasyonlarıdır (Svec 2008 p.822, Krell 2009 p.211).

2.2.1.3.2. K-File: Kare ya da üçgen kesitli bir metalin burkulması ile meydana gelir. ISO sembollerinden dörtgen şekli ile gösterilir (Peters ve Peters 2006 p. 302). Reamerden daha çok kesici kenara sahiptir, eğeleme yapar (Weine 1996 p.308). K-file eğeler 90⁰ döndürülüp çekilir, eğeleme yapabilir. K-eğeleri, tüm k-tipi ege (Flexicut, K-Flexo, K-Flex) modifikasyonlarının prototipidir. Mekanik dayanıklılığı, reamer ve hedstroem eğelerinden daha fazladır (Weine 1996 p.308, Krell 2009 p.210). Burkulmaya karşı, reamerden daha çok direnç gösterir (Küçükay ve ark. 2004 p. 16). 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 (Ward ve ark. 2003, Di Fiore ve ark. 2006, Shen ve ark. 2009). Nikel titanyum döner aletlerin ortaya çıkması, endodontik tedavide devrim olarak kabul edilmektedir (Walia ve ark. 1988, Berutti ve ark. 2004). İlk olarak 1960 'lı yıllarda Buehler şekil hafızası ve süperelastikiyet özelliklerine sahip olan nikel-titanyumu geliştirmiş ve bu alaşımı Nitinol olarak adlandırmıştır (Thompson 2000). Walia ve ark.(1988), Ni-Ti alaşımları endodontiye tanıtmıştır. Paslanmaz çelik eğeler ile karşılaştırıldıklarında, Ni-Ti kanal eğelerinin en belirgin avantajları, süperelastikiyet özelliklerine sahip olmalarıdır. Bu özelliklerinden dolayı dar ve eğimli kanallarda herhangi bir düzensizlik ya da sapma meydana getirmeden kanalın orjinal şeklini koruyarak kanal şekillendirmesi yapılabilir (Walia ve ark. 1988, Schrader ve ark. 1999,

Küçükay ve ark. 2004 p., Hülsmann ve ark. 2005, Svec. 2008 p. 824). Ni-Ti kanal aletlerinin, diğer bir önemli özelliği şekil hafızasıdır. Bu özellik, deformasyona uğradıktan sonra, bile aletin orijinal şekline geri dönebilmesini sağlar (Himel ve ark. 2006 p. 240, Svec 2008 p. 824). Ni-Ti kanal aletleri, geleneksel el aletlerinde bulunmayan, çeşitli konisite açıları, dizayn özellikleri, yiv sayısı, kesme açıları, kesit şekli gibi, özgün niteliklere sahiptirler (Hülsmann ve ark. 2005). Döner sistemler ile kullanılan Ni-Ti kanal aletleri, torsiyonel yükleri azaltmak için genellikle Crown-down tekniği ile kullanılmaktadır (Blum ve ark. 1999).

Ni-Ti kanal aletlerinin uygulama kolaylığı, tedavi zamanının kısılması gibi avantajlarının yanında, eğimli kök kanallarının şekillendirmesi sırasında ortaya çıkabilecek komplikasyon olasılığı da azalmıştır (Pettiette ve ark. 1999, Boessler ve ark. 2009). Tüm bu avantajlarına rağmen, bu aletler de kanal tedavisi sırasında bir belirti vermeden kırılabilirler (Walia ve ark. 1988, Wolcott ve Himel 1997, Hülsmann ve ark. 2005, Souter ve Messer 2005, Spili ve ark. 2005).

Ni-Ti kanal aletlerinin özellikleri:

- Süperelastiklik
- Biyolojik uyum
- Klinik direnç
- Yüksek yorgunluk direnci
- Termal şekil değişikliği
- Stres sürekliliği
- Elektrik direnci
- Şekil hafızasıdır.

2.3. Kanal Tedavisinde Meydana gelen Komplikasyonlar

Kanal tedavisinde, herhangi bir aşamasında komplikasyon meydana gelebilmektedir. Torabinejad ve Lemon (2006), endodontik tedavisinde meydana gelen komplikasyonları aşağıdaki gibi sınıflamıştır:

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

Kanala normal boyda yerleştirilen eğenin, kanaldan boyu kısalarak ve ucunun körleşerek çıkması, başlangıçtaki çalışma boyuna kadar oluşturulan patency kaybı, gibi durumlarda kanalda alet kırılmasından şüphelenilebilir. İlgili diştten radyografi çekilerek, bir yargıya varılabilir (Torabinejad ve Lemon 2009).

Kanal tedavisi görmüş dişlerde, kırık alet bulunma insidansı ile ilgili çeşitli bilgiler mevcuttur. Tedavi sırasında kullanılan aletler incelendikten sonra yapılan çalışmalara göre; Sattapan ve ark. (2000), bu oranı % 21 olarak bildirirken; Parashos ve ark. (2004), % 5, Alapati ve ark. (2005), %5,1; Arens ve ark. (2003), %0,9 olarak bildirmişlerdir. Kanal içinde kırılan aletler ile ilgili yapılan çalışmalara göre el ile kullanılan kanal aletlerinin (genellikle paslanmaz çelik) kırılma insidansı ort. %1,6 (Crump ve Natkin 1970, Kerekes ve Tronstad 1979, Sjögren ve ark. 1990, Pettiette ve ark. 2002); döner sistemler ile kullanılan Ni-Ti aletlerin kırılma insidansı ort. % 1,0 olarak belirtilmiştir (Ramirez-Salomon ve ark. 1997, Pettiette ve ark. 2002, Al-Fouzan 2003, Schäfer ve ark. 2004, Spili ve ark. 2005).

2.4. Kök kanallarında alet kırılmasının önemi

Kök kanallarında alet kırılması, özellikle eğimli ve dar kanallarda şekillendirme yapılırken meydana gelen önemli komplikasyonlardan biridir (Yared ve ark. 2002). Kırılan kanal aleti, kök kanalının şekillendirilmesi ve dezenfeksiyonunun ideal olarak tamamlanmasını önlerken, apekse ulaşmayı zorlaştırmakta hatta engeleyebilmektedir (Haikel ve ark. 1999, Cohen ve Burns 2000, Ward ve ark. 2003, Ankrum ve ark. 2004, Souter ve Messer 2005, Roda ve Gettleman 2006 p.982). Kök kanalı içinde alet kırıldığında, tercih edilen uygulama, kırık aletin kanaldan çıkarılmasıdır (Machtou ve Reit 2003). Ancak, kırık alet kanaldan çıkarıldıktan sonra kök kanalı optimal şekilde temizlenip şekillendirilir, kanal içi engeller ortadan kaldırılabilir (Souter ve Messer 2005). Eğer kırılmış kanal aleti, bulunduğu bölgenin ilerisinde, başarılı bir kanal temizlenmesini engelliyor ve kanal içinde mikrobiyal kontrol sağlanamıyor ise; kanal içinde pulpa doku artıkları, bakteri ve toksinleri kalabilir. Bu durumda, dişin prognozu olumsuz etkilenebilir (Sjögren ve ark, 1990, Rocke ve Guldener 1993, Spili ve ark. 2005, Parashos ve Messer 2006).

Günümüze kadar az sayıda çalışma, kanal içinde kırık alet bulunmasının, endodontik tedavinin sonucunu etkileyip etkilemediğini değerlendirmiştir. Grossman (1969), Fox ve ark. (1972), Kerekes ve Tronstad (1979) gibi bazı araştırmacılar, kanalda kırık alet bulunmasının özellikle kökucunda bir lezyon varlığında tedavi sonucu üzerine olumsuz etkisi olduğunu; Ingle ve Glick (1965), Crump ve Natkin (1970), Sjögren ve ark. (1990) gibi araştırmacılar ise kanaldaki alet kırığının, iyileşme üzerine bir etkisi olmadığını bildirmişlerdir. Op. öncesi olarak dişte periapikal lezyon bulunması, prognozu etkileyen ana faktördür (Grossman 1969, Fox ve ark. 1972, Spili ve ark. 2005, Cheung 2009). Parashos ve Messer (2006), araştırmalarında olguların yarısında kalan kırık aletin iyileşmeyi etkilediğini, diğer yarısında ise herhangi bir etki göstermediğini bildirmişlerdir. Spili ve ark. (2005), kanal içinde kırık alet bulunmasının tek başına prognozu etkileyen bir faktör olmadığını, işlem öncesi kökte periapikal lezyon bulunmasının prognozu etkileyen en önemli faktör olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar, tedavi sonrası iyileşme düzeyinin, lezyonu olan dişlerde olmayanlara göre %11,7 daha az olduğunu, aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar çalışmalarında op. öncesi lezyonu olmayan dişlerde, hastanın yaşı, cinsiyeti, diş tipi, tedavinin ilk tedavi ya da retreatment olması, recall

periyotları, kanal içinde aletin hangi seviyede kırıldığı, kırık aletin üretildiği metalin tipi (nikel-titanyum/paslanmaz çelik), kırık aletin kanal içinde bypass edilip edilemediği gibi değişkenlerin, tedavi sonucunu önemli şekilde etkilemediğini, sonucu etkileyen değişkenlerin endodontik tedavi ile ilgili olduğunu bildirmişlerdir. Saunders ve ark. (2004) ise; kanal içinde bulunan kırık aletin, bakteri geçişini engellemediğini bu nedenle tedavi başarısının olumsuz etkilenebileceğini bildirmişlerdir.

Kanal içinde alet kırılan dişlerin prognozu, kanalın apikal kısmının ne kadar temizlenebildiğine ve doldurulabildiğine, kanal dolgusunun, kalan kırık aleti ne kadar kapsadığına, kısaca mikrobiyal kontrolün sağlanabilmesine bağlıdır (Spili ve ark. 2005, Torabinejad ve Lemon 2009). En iyi prognoz, kanal şekillendirilmesinin son safhalarında, çalışma boyunca büyük bir kanal aletinin kırılması sonucu ortaya çıkabilir. Kırık alet, kanal debrislerden temizlenmeden önce apexten kısa ya da apexin dışına taşmış şekilde kırılmış ve boyu kısa ise prognozun zayıf olduğu ileri sürülmektedir (Torabinejad ve Lemon 2009). Kanal tedavisi uygulanırken, yüksek teknik standartlarda çalışılmış ise; op. öncesi periapikal lezyon bulunmasının, prognoz üzerine etkisinin daha az olacağı; çalışma teknik olarak yetersiz yapılmışsa, lezyonun başarı üzerine etkisinin önemli olacağı belirtilmiştir (Sjögren ve ark. 1990).

Kırık aletin çıkarılması sırasında, diş yapısından aşırı madde uzaklaştırılması da, prognozu olumsuz etkileyen faktörlerden biridir (Souter ve Messer 2005, Suter ve ark. 2005). Kanal aletinin, kökün apikal kısmında kırılmış ve bu bölgeyi tıkamış olduğu durumlarda, 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 (Crump ve Natkin 1970, Fox ve ark.1972). Rahimi ve Parashos (2009), periapikal lezyonu olmayan dişlerin tedavisi sırasında, kemomekanik işlemlerin tamamlanmasına yakın kanal aleti kırılmış ve kırık alet çıkarma işlemlerinin dişe çok zarar vereceği tahmin ediliyorsa, kırık aletin kanal içinde bırakılabileceğini bildirmişlerdir. Suter ve ark. (2005), vital bir dişte şekillendirme ve temizleme aşamasının son bölümlerinde veya kanaldan kalsiyum hidroksit uzaklaştırılması sırasında kanal içinde alet kırıldığında, kırık aletin kanal içinde bırakılabileceğini bildirmişlerdir.

Kanalda kırık alet bulunan dişlerde, ortograd yol ile kırık alet çıkarılmıyor ve dişte semptomlar mevcut ise; apexe ulaşabilmek, sonuç için kritik önem taşır. Bu tip

olgularda, apikal rezeksiyon ve sonrasında retrograd dolgu yapılarak tedavi tamamlanabilir (Torabinejad ve Lemon 2009).

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 tedavi sırasında kırılabilir (Roda ve Gettleman 2006 p.982). Yetersiz esneklik ve dayanıklılığa sahip kanal aletlerinin, yanlış kullanımları kanal içinde kırılmaya neden olabilir (Torabinejad ve Lemon 2009). Kök kanalları içinde kırılan kanal aletleri, eğe tipleri, gates glidden frezleri, peeso drilleri, lentülo spiral pat doldurucuları, termomekanik güta-perka kompaktörleri ve el aletlerinin (spreader vb) uçlarıdır (Parashos ve Messer 2006, Roda ve Gettleman 2006 p.982). Son on yılda Ni-Ti döner alet sistemlerinin kullanımının artması nedeniyle kanalda alet kırılma insidansı, oldukça artmıştır (Parashos ve Messer 2004). En sık karşılaşılan alet kırılma nedeni ise; aletin yanlış kullanımı ya da aşırı kullanımıdır (Gambarini 2001). 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 (Roda ve Gettleman 2006 p.982, Torabinejad ve Lemon 2009).

2.6. Kök kanalı içinde aletlerin kırılmasına İlişkin Faktörler

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

1. Operatöre ilişkin faktörler

- Operatörün deneyimi

2. Diş ile ilgili faktörler

- Kök kanal anatomisi, kanal eğim yarıçapı ve derecesi

3. Çalışma tekniği ve kullanılan aletler ile ilgili faktörler

- Kanal aleti dizaynı ve teknik
- Dönme Hızı
- Tork
- Üretim süreci
- Lubrikant kullanımı
- Daha önceki kullanımlar
- Sterilizasyon işlemleridir.

2.6.1. Operatöre ilişkin Faktörler

Kök kanal aletlerinin kırılmasında etkili olan faktörlerden kanal geometrisi, kullanılan kanal aletleri, dönme hızı gibi faktörlerin yanında, operatörün deneyimi de önemli faktörlerden biridir (Barbakow ve Lutz 1997, Mandel ve ark. 1999, Yared ve ark. 2001, Parashos ve ark. 2004, Shen ve ark. 2009). Mandel ve ark.(1999), 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, kanal aletlerinin kullanım sayısına kadar vereceği kararlarda önemlidir (Parashos ve ark. 2004). Özellikle belli bir açısız düzeni takip eden kanal aletlerinin kullanımı sırasında, vidalanma etkisinin hissedilebilmesi ancak operatörün edindiği tecrübelerle mümkün olabilir. Yapılan çalışmalarda, alet kırılma insidansının farklılık göstermesi operatörün deneyimi ile ilişkilendirilmiştir (Parashos ve Messer 2006).

2.6.2. Diş ile ilgili Faktörler

Kök kanalının karmaşık anatomisi, kanal aletlerinde stres birikimine ve kırılmaya neden olan en önemli faktörlerden biridir (Barbakow ve Lutz 1997, Thompson ve Dummer 1997, Bryant ve ark. 1998, Sattapan ve ark. 2000b, Peters ve Barbakow 2002, Peters ve ark. 2003a, Berutti ve ark. 2004, Shen ve ark. 2009). Kök kanalı şekillendirilmesindeki hedefler, düz köklü kanallarda kolayca sağlanabilirken, dar ve eğimli kök kanallarında zordur. Bu tip kanalların şekillendirilmeleri sırasında kanal

aletlerinin distorsiyon, aşınma ya da kırılma olasılığı fazladır (Haikel ve ark. 1999, Ankrum ve ark. 2004, Krell 2009). Ayrıca basamak, blokaj, kök perforasyonu, apikal zip, elbow oluşumu, strip perforasyon, debrisin kanal dışına ekstrüzyonu gibi komplikasyonlar, en çok eğimli, kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında meydana gelir (Weine ve ark. 1996). 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 (Cunningham ve Senia 2002, Parashos ve Messer 2004, Knowles ve ark. 2006, Patino ve ark. 2005, Skyttner 2007) ve büyük azı dişlerinde kırılırlar (Al-Fouzan 2003, Shen ve ark. 2009). Yüksek eğim derecesi ile küçük yarıçapa sahip kök kanalları, şekillendirme sırasında kolaylıkla kanal aletlerinin kırılabileceği yapıda kanallardır. Üst büyükazı dişlerinin palatinal kökleri ve alt büyükazı dişlerinin distal kökleri bu anatomik yapıda dişlerdir (Pruett ve ark. 1997). Alt büyükazı dişlerinin mesial köklerinde alet kırığının sık görülmesinin bir nedeni de, radyografide farkedilemeyen ancak, yüksek oranda proksimal yönde bulunduğu bilinen kök eğimleridir (Schafer ve ark. 2002). Alet kırığının en çok meydana geldiği dişler sırasıyla; alt büyük azı dişlerinin mesial kökleri ve üst büyük azı dişlerinin mesiobukkal kökleridir (Hülsmann ve Schinkel 1999, Cunningham ve Senia 2002, Suter ve ark. 2005, Skyttner 2007). Üst büyükazı dişlerinde, anatomik yapı nedeniyle, kanal girişinin sağlanmasının zor olduğu bölgelerde, direk çalışmak mümkün olmayabilir, indirek çalışma gerekebilir. Aynı zamanda, bu dişlerdeki anatomik varyasyonlardan dolayı mesiosantral kanal gibi dördüncü hatta beşinci kanallar görülebilir.

2.6.3. Çalışma tekniği ve kullanılan aletler ile ilgili faktörler

2.6.3.1.Kök kanal aletlerinin Üretim süreci

Kök kanal aletlerinin üretildiği alaşım yapısının yanısıra, üretim sırasında geçirdikleri yüzey bitirme işlemleri, üretim süreci ve üretici firmanın kullanıcıya önerdiği talimatlar, kanal aletlerinin kullanımı ve kırılmaya eğiliminde önemli rol oynamaktadır (Brantley 2008 p. 800-810). Kanal aletlerinin üretimleri sonrasında, yüzeyde çukurcuklar, düzensizlikler ve üretim defektleri kalabilir. Bu defektler, mikroçatlakların meydana gelmesi için zemin oluştururken; kanal aletinin korozyona uğramasına ve kolay kırılmasına neden olur (Walia ve ark. 1988, Schafer 1997, Sattapan ve ark. 2000, Tripi ve ark. 2001, Alapati ve ark. 2004, Linsuwanont ve ark.

2004, Cheung ve ark. 2005, Schindler 2008 p.807). Üretim sırasında, ortaya çıkan üretim yivlerine, dentin parçacıklarının girmesi, kanal aletlerinin kırılmasının önemli nedenlerinden biridir (Alapati ve ark. 2004, 2005, Bonaccorso ve ark. 2008). Metallerdeki kırılmalar; metal yüzeyinde mikroçatlakların oluşumu ile başlar, bundan sonra çatlak ilerler ve çoğalır. En son olarak, çatlakların birleşmesi ile metalde kopma meydana gelir. Üretim sürecinde uygulanan yüzey ile ilgili işlemler, kanal aletlerinin korozyona dirençlerini ve mekanik özelliklerini etkileyen önemli bir faktördür (Bonaccorso ve ark. 1998). Üretim sırasında uygulanan ısı işlemler, Ni-Ti alaşımın mekanik özelliklerini geliştirmek için kullanılmaktadır (Rapisarda ve ark. 2000, Kuhn ve Jordon 2002, Zinelis ve ark. 2007, Yahata ve ark. 2009, Gambarini ve ark. 2011). Isıl işlemler, Ni-Ti alaşımlarda meydana gelen martensite-austenite dönüşüm fazının ısını değiştirerek, alaşımın mikroyapısında bir değişiklik oluşturmadan, mekanik özelliklerini artırır (Brantley 2008 p.810). Kuhn ve Jordon (2002) tarafından yapılan bir araştırmada, 400⁰ ye kadar uygulanan ısı işlemlerden sonra, Ni-Ti kanal aletlerinin aşınma direncinin ve kesme yeteneğinin arttığı, mekanik özelliklerinin geliştiği; 600⁰ 'i geçen sıcaklıklarda ise; metalin süperelastik özelliklerinin kaybolduğu belirtilmiştir. Condorelli ve ark. (2010), kanal aletlerine uygulanan ısı işlemlerin, yüzey morfolojisini değiştirmediğini ancak; aletlerin kırılmaya karşı dayanıklılıklarını arttırdığını ve hacimde değişikliklere neden olduğunu bildirmiştir. Isıl işlem ile kanal aletlerinin esnekliklerinin ve fleksural kırığa dayanıklılıklarının arttığı bilinmektedir (Zinelis ve ark. 2007, Yahata ve ark. 2009, Gambarini ve ark. 2011).

Son dönemlerde piyasaya sunulan kanal aletlerinde, yüzey bitirme işlemi olarak 'Electropolishing' işleminin uygulanması önemli bir kriter haline gelmiştir. Electropolishing işlemi, kontrollü bir elektrokimyasal işlem ile kanal aletlerindeki düzensiz yüzeylerin, yüzey defektlerinin, kesici kenarlardaki veya uçlardaki düzensiz ve aynı metal yoğunluğunda olmayan alanların giderilmesi; mekanik özelliklerin geliştirilmesi amacıyla uygulanan, metalik yüzey parlatma işlemidir (Anderson ve ark. 2007, Bonaccorso ve ark. 2008). Kanal aleti özel olarak formüle edilmiş, genellikle asidik olan elektrolitik solüsyona batırılarak direk elektrik akımı geçirilir. Bu şekilde, selektif olarak aletin düzensiz yüzey ve kesici kenarları giderilmiş, korozyona direnç artmış olur (Parashos ve Messer 2006, Cheung ve ark. 2007). Electropolishing işlemi ile, kanal aletlerinin dayanıklılığı ve kırılmaya direncinin arttığı bazı çalışmalarda bildirilmiştir (Tripi ve ark. 2001, Tripi ve ark. 2006, Anderson ve ark. 2007, Bonaccorso

ve ark. 2008, Lopes ve ark. 2010). Electropolishing işleminin yararları; stres konsantrasyon noktaları ve çatlak başlangıçları olabilecek yüzey düzensizliklerini azaltmaya yardımcı olmasıdır (Cheung ve ark. 2007). Çıplak göz ile bakıldığında, Electropolishing yapılmış kanal aletleri, Electropolishing yapılmamış kanal aletlerinden çok daha parlak görülmektedir. Herold ve ark. (2007) ise; Electropolishing işleminin, kırık üzerine bir etkisi olmadığını bildirmiştir.

Nitrojen iyonu implantasyonunun Ni-Ti kanal aletlerinin aşınma özelliklerini geliştirerek, yüzey özelliklerini değiştirdiği (Rapisarda ve ark. 2000, 2001), bor implantasyonunun da yüzey sertliğini arttırdığı bildirilmiştir (Lee ve ark. 1996).

2.6.3.2. Kanal aletlerinin üretildiği metalin cinsi

Kanal aletlerine uygulanan kuvvetlerin, elastikiyet limitini aştığı durumlarda, kanal aleti kırılabilir (Torabinejad ve Lemon 2009). Nikel-Titanyum kanal aletleri, paslanmaz çelik aletler ile karşılaştırıldığında, çok daha esnek ve kırılmaya karşı yüksek dirence sahiptirler (Walia ve ark. 1988, Ankrum ve ark. 2004). Ni-Ti kanal aletleri, şekil hafızası özelliklerinden dolayı kuvvet karşısında esnedikten sonra, eski formuna geri döner. Halbuki paslanmaz çelik aletlerin böyle bir özelliği yoktur. Ancak, Ni-Ti kanal aletlerinin de belirli miktarda esneyebildiği, bu miktar aşıldığında distorsiyon ya da kırıkların meydana geldiği bilinmektedir (Ankrum ve ark. 2004). Literatürde kanal aletlerinin kırılma oranları el aletleri için (genellikle paslanmaz çelik) ortalama % 1,6 olarak belirtilmişken (Crump ve Natkin 1970, Kerekes ve Tronstad 1979, Sjögren ve ark. 1990, Pettiette ve ark. 2002); döner sistemler ile kullanılan Ni-Ti kanal aletleri için % 1,0 olarak belirtilmiştir (Pettiette ve ark. 2002, Al-Fouzan 2003, Schäfer ve ark. 2004). Paslanmaz çelik kanal aletleri, kırılmadan önce belirgin distorsiyon ya da deformasyon gösterirken; döner sistemler ile kullanılan Nikel-titanyum aletlerin, görülebilir defektler meydana getirmeden (plastik deformasyon), tahmin edilemeyen kırıklar oluşturduğu yapılan araştırmalarda bildirilmiştir (Sattapan ve ark. 2000, Martin ve ark. 2003, Parashos ve ark. 2004, Peng ve ark. 2005, DiFiore ve ark. 2006, Knowles ve ark. 2006, Shen ve ark. 2006, Shen ve ark. 2007, Alomairy 2009).

2.6.3.3. Kanal aletlerinin dizaynı

Kanal aletinin dizaynı ve yatay kesit alanı, torsiyonel (burkulma) ve fleksural (bükülmel) yükleri altında, aletin kırılmaya direncini etkilemektedir (Alapati ve ark. 2004, Parashos ve ark. 2004, Parashos ve Messer 2006, Shen ve ark. 2006, Shen

ve ark. 2009). 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, herbir mm deki yiv sayısı azalır. Büyük bir esneklik elde edilir (Krell 2009). Kanal aletindeki alaşımın bütünlüğü de, kırılmasını etkileyen dizayna ilişkin diğer bir faktördür (Parashos ve ark. 2004). Halbuki Ankrum ve ark. (2004), ex vivo çalışmalarda, farklı dizayna sahip kanal aletlerinde, kırılma sıklığı bakımından bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Yared ve ark. (2001), kanal aletlerinin yatay kesit dizaynında değişiklikler yaparak, kanal duvarları ile kanal aleti arasındaki kontakt alanı azaltılması ile 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 kullanılırlar (Küçükay ve ark. 2004 p.20). 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 sırasında kanal aletinin kırılmasının görsel olarak kontrolünü sağlar. Hedstroem eğelerde ise pratikte bir uyarı olmaksızın kırılma meydana gelmektedir (Himel ve ark. 2006 p. 240).

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 edilmektedir (Berutti ve ark. 2004). 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 stresi hızlı bir şekilde yükselterek aletin plastik deformasyona uğramasına neden olabilir (Gambarini 2000, Berutti ve ark. 2004).

Berutti ve ark. (2003), stres dağılımının, üçgen kesitli (protaper) kanal aletlerinde, U yiv dizayn yapı (profile) aletlerden daha orantılı, düşük ve eşit dağılımlı olduğunu; üçgen kesitli kanal aletlerinin dış kuvvetlere karşı direncinin daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. U şeklinde yiv dizaynına ve küçük yatay kesit alanına sahip

olan kanal aletlerinin, üçgen sarmal dizayna sahip aletlerden daha esnek oldukları, ama torsiyonel stresler karşısında daha zayıf oldukları bildirilmiştir (Turpin ve ark. 2000, Berutti ve ark. 2003). Shen ve ark. (2009), düzenli açığa sahip profile eğelerinin kırılmadan önce çözünmüş yivlerle belirti verebildiğini, aksine değişken açılı protaper eğelerin 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 belirtilmiştir (Parashos ve ark. 2004).

Diemer ve ark. (2004), kanal aletlerinin yiv aralıklarının uzunluğunun da, kırılmayı etkilediğini bildirmişlerdir. Halbuki, Biz ve ark. (2004), Ni-Ti kanal aletinin sapı ve yiv boyutlarının arasındaki oranın, taper açısı sayesinde sabit kaldığını; bu nedenle yiv aralıklarının uzunluğunun kırılmayı etkileyen bir faktör olmadığını bildirmişlerdir. Döner sistemler ile kullanılan Ni-Ti kanal aletlerinin deformasyona uğraması ve kırılmasının, kanal aletinin dizaynı ve kanal şekillendirme tekniği ile ilişkili olduğunu bildirilmiştir (Thompson ve Dummer 1997, Bryant ve ark. 1998).

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 önemi olan dizayna ilişkin faktörlerdendir (Himel ve ark. 2006 p.245-246).

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

*Kanal aletinin minimum ve maksimum çapları arasındaki fark azaltılarak, büyük çapa sahip bölgenin kesim yapabilmesi için gereken tork değerinin, küçük çaplı bölgede plastik deformasyon oluşturması engellenebilir.

*Kanal aletinin ucu ile maksimum çapa sahip olduğu nokta arasındaki mesafe azaltılarak, kanal aletinin tolere edebildiği son tork değeri, aşılmamış olur.

*Eğimli kanallarda kullanılan kanal eğelerinin 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 birikimine neden olmadan şekillendirilebilir.

*Kanal duvarı ile kanal aletinin bıçaklarının sürekli temas etmesi önlenmelidir.

*Yiv sayısı azaltılarak, kanal aleti üzerinde debris birikiminin neden olduğu aşırı tork oluşumu engellenebilir.

*Yivler debris ile dolmadan, kanal eğesi fonksiyonunu tamamlamalıdır.

*Kanal aleti asimetrik bir yatay kesite sahip ise; şekillendirme sırasında kanalın merkezinde kalabilir.

*Benzer sarmal açığa sahip yive sayısı azaltılmalıdır. Böylece kanal aletinin vidalanma etkisi azaltılmış olur.

*Pozitif kesme açısına sahip kanal aletleri, daha etkin bir şekilde kanal genişletebilirler.

*Kanal duvarları, aletin uzun eksenini boyunca kesilmelidir. Böyle bir durumda kanal aleti kırılırsa, kanaldan çıkarmak daha kolay olur (Himel ve ark. 2006 247-248).

2.6.3.4. Kanal aletinin tipi

Endodontik tedavide kullanılan kanal eğeleri (Paslanmaz çelik/Ni-Ti), finger spreaderlar, gates-glidden frezler, lentülo gibi aletler, kanal içinde kırılabilirler (Spili ve ark. 2005). Kanal aletleri, bükülerek ya da makinede işlenerek olmak üzere iki şekilde üretilirler. El ile kullanılan aletlerden hedstroem, makinede işlenerek üretilirken, k-file ve reamer bükülerek üretilen aletlerdir. Günümüzde k-file' ların da makine ile işlenerek üretilen tipleri ortaya çıkmıştır. İki farklı yöntem ile üretilen eğeler arasında, torsiyonel direnç bakımından fark olmamasına rağmen, makine ile işlenmiş olan kanal aletleri, kırılmadan önce daha az plastik deformasyon gösterdiği için daha zayıf olduğu belirtilmiştir (Peters 2004). Bu nedenle makine ile işlenerek üretilen kanal aletlerinde, kırılmaya karşı çok dikkatli olunmalıdır (Seto ve ark. 1990). Tüm Nikel-Titanyum döner alet sistemleri de makinede işlenerek üretilmektedir. Ni-Ti kanal aletlerinin elastikiyet modülü, paslanmaz çelik aletlere göre daha fazladır. Bu özellik, Ni-Ti kanal aletlerinin, fleksibilitelerinin artmasına, eğimli kanallarda şekillendirme sırasında daha az komplikasyon meydana gelmesine neden olur (Walia ve ark. 1988). Ni-Ti kanal aletlerinin kırılmaya karşı dirençleri, paslanmaz çelik kanal aletlerine göre daha fazladır (Yared ve ark. 2000).

K tip eğeler (k-file ve k-reamer), plastik deformasyon meydana geldikten sonra, saat yönünde çevrildiğinde kırılma gerçekleşir (Haikel ve ark. 1991). Genellikle, kanal aleti duvara saplandığı halde, dönüş kuvveti uygulandığı zaman kırılma meydana gelir.

Bu eğeler aynı miktarda kuvvet altında saat yönü ve saatın tersi yönüne çevrildiğinde kırılabilir. Tek fark; saat yönünde kırılması için, saatın tersi yönünde uygulanan dönme sayısının 2 kat fazlası gereklidir. Bu nedenle, k tip eğeler; saatın tersi yönünde kuvvet uygulandığı zaman, dikkatle kullanılmalıdır (Himel ve ark. 2006 p.239-240).

Hedstroem gibi kanal aletleri, aşırı dönme hareketi ile kullanıldıklarında, kanal duvarına sıkışıp vidalanma etkisi göstererek kırılabilirler (Hülsmann ve Schinkel 1999, Himel ve ark. 2006 p.239-240).

2.6.3.5. Kök kanal şekillendirilmesi sırasında uygulanan tork değeri

Tork; kanal aletinin kanala saplanmasını, deformasyonunu ve aletin kırılmasını etkileyen önemli bir parametredir (Haikel ve ark. 1999, Sattapan ve ark. 2000, Yared ve ark. 2002, Martin ve ark. 2003, Booth ve ark. 2003). Sattapan ve ark. (2000), kanal aleti üzerinde meydana gelen tork değerinin, kanal aletinin uç çapı, taper açısı ve kanalın genişliği gibi faktörlere bağlı olduğunu bildirmişlerdir. Yüksek tork değerlerinde kullanılan bir kanal aletinin, kanal duvarına saplanması ve deformasyona uğraması, kırılma olasılığını arttırmaktadır (Yared ve ark. 2002). Diğer taraftan, düşük tork değerlerinde kullanılan kanal aletlerinin, kesme etkinliği azalır ve kanal içinde aletin ilerlemesi zorlaşır. Operatör, kanal aletini kanal içinde ilerletebilmek için kuvvet uygular. Bu durum, kanal aletinin kanal içine saplanıp deforme olması ve kırılması ile sonuçlanabilir (Yared ve ark. 2002). Kobayashi ve ark. (1997), 0,04 açılı profile kanal aletlerinin kullanımında tork değerlerinin 0,39 ve 0,78 Ncm arasında ayarlanması gerektiğini bildirmiştir. Guilford ve ark. (2005), 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 belirtilmiştir (Svec ve Powers 2002).

Kanalda alet kırılmasını, kullanılan anguldruanın elektrik ya da hava ile kullanımının etkilemediği bildirilmiştir (Bortnick ve ark. 2001). Gambarini (2001), elektrik ile kullanılan düşük tork değerli motorlar ile çalışmanın, aletlerin daha az hasara uğramasını sağlayarak, fleksural kırılmayı azalttığını belirtmiştir. Halbuki, farklı araştırmalarda döner sistemler ile kullanılan kanal aletlerinin yüksek tork değerlerinde

daha iyi performans gösterdiği vurgulanmıştır (Yared ve ark. 2001, 2002, Berutti ve ark. 2004).

2.6.3.6. Kök kanal şekillendirilmesi sırasındaki hız değeri

Döner sistemler ile kullanılan kanal aletleri için ideal hız aralığının 150-350 rpm olduğu, üretici firmalar tarafından belirtilmektedir (Krell 2009). Literatürde, kanalda alet kırılmasına ilişkin değerlendirilen faktörler arasında, hızın etkisi ile ilgili çeşitli bilgiler mevcuttur. Bazı araştırmacılar, dönüş hızının alet kırılma frekansına herhangi bir etkisi olmadığını belirtirken (Poulsen ve ark. 1995, Pruett ve ark. 1997, Yared ve ark. 2002), diğer araştırmacılar ise etkisi olduğunu bildirmişlerdir (Dietz ve ark. 1998, Gabel ve ark. 1999, Yared ve ark. 2001, Zelada ve ark. 2002, Martin ve ark. 2003). Hızın, kırılma üzerine etkisi henüz kesinlik kazanmamıştır (Parashos ve Messer 2006). Kanal şekillendirme sırasında komplikasyon olasılığını azaltmak için, operatör üretici talimatlarına 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 (Peters ve Peters 2006 p. 323, Torabinejad ve Lemon 2009). Kanalın sürekli olarak irrigasyon solüsyonları ya da lubrikantlar ile lubrikasyonu 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 (Peters ve Peters 2006 p.323, Torabinejad ve Lemon 2009). Blum ve ark. (1999), kanalda döner alet kullanımından önce lubrikantın, esnek ve küçük bir paslanmaz çelik el aleti ile kanal yerleştirilmesini önermişlerdir. Yapılan bir çalışmada aköz tip lubrikantların viskoz tiplere göre kanal aletinde meydana gelen maksimum tork, torsiyonel yük ve maksimum güç değerlerini azaltmada çok daha etkili olduğu bildirilmiştir (Boessler ve ark. 2009).

2.6.3.8. Kanal şekillendirme tekniği

Kök kanallarının şekillendirilme tekniği (Step back/Crown down), kanal aletinin yorgunluğunda önemli rol oynar (Terauchi ve ark. 2006, Shen ve ark. 2009). 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 yüksektir (Roda ve Gettleman 2006 p. 984). 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 ilerlenir (Blum ve ark. 1999). Preflaring işlemi ile birlikte crown down yönteminin uygulanması, kanal aletlerinde daha az yıpranmaya neden olurken, sürtünme kuvvetini ve torsiyonel stresi azaltarak (Roland ve ark. 2002, Berutti ve ark. 2004, Kostı ve ark. 2004, Peters ve Peters 2006 p.329), kanal aletlerinin ömrünü 6 kat daha uzattığı belirtilmiştir (Berutti ve ark. 2004). Preflaring, kanal aletlerinin kanal içine herhangi bir engele takılmadan girebilmesini sağlarken, eğimli kanallarda bile operatörün taktıl hissinin kontrolünü, apikal bölümün daha etkin olarak şekillendirilmesini sağlar (Peters ve Peters 2006 p. 329). Kanal şekillendirilmesi sırasında çok hafif basınç uygulanarak (Yared ve ark. 2000), pecking (gagalama) hareketi ile çalışılmalıdır (Li ve ark. 2002).

Hibrid kanal şekillendirme yöntemleri ile, aletler üzerinde stres birikimi azaltılarak kırılmaya karşı direncin arttığı ve etkin bir şekillendirme meydana geldiği belirtilmiştir (Schrader ve Peters 2005). Bu teknik ile el ile kullanılan kanal aletleri patency sağlamada, döner sistemler ile kullanılan açılı kanal aletleri kuronal bölgeyi genişletmede, küçük açılı aletler ise apikal bölgeyi genişletmede kullanılır. Kanal aletlerinde beliren yorgunluk belirtileri azalmış olur (Peters ve Peters 2006 p. 335). Bu yöntemde çok sayıda kanal aleti kullanılması gerekmektedir (Schrader ve Peters 2005).

2.6.3.9. Sterilizasyon işlemlerinin kanalda alet kırılmasına etkisi

Sterilizasyon işlemlerinin, kanal aletlerinin kırılmaya direnci üzerine etkisine ilişkin yapılan çalışmalarda, çeşitli sonuçlar mevcuttur (Silvaggio ve ark. 1997, Mize ve ark. 1998, Rapisarda ve ark. 1999, Hilt ve ark. 2000, Svec ve Powers 2002). Rapisarda ve ark. (1999), autoclave ile sterilizasyon işlemlerinin, kanal aletlerinin kesme etkinliğini azalttığını ve yüzeysel özellikleri değiştirdiğini bildirmişlerdir. Alexandrou ve ark. (2006), kuru sıcak hava sterilizatöründe 11 devirde sterilize edilmiş, Ni-Ti kanal aletlerinin, yüzeylerinde pürüzlülük ve debris miktarının arttığını bildirmişlerdir. Sterilizasyon işlemlerinin, kırılma üzerine etkisi olmadığı bazı araştırmalarda bildirilmiştir (Silvaggio ve ark. 1997, Mize ve ark. 1998, Hilt ve ark. 2000, Schafer 2002, Viana ve ark. 2006, Casper ve ark. 2011). Mize ve ark. (1998), autoclaveda ısı ile

sterilize edilen Lightspeed kanal aletlerinin fleksural kırılmaya karşı dayanıklılığında ve kullanım sürelerinde bir değişiklik olmadığını bildirmişlerdir. Hilt ve ark. (2000), kanal aletlerinin 40 devire kadar yapılan sterilizasyon işleminin, torsiyonel yorgunluğa herhangi bir etkisi olmadığını bildirmişlerdir. Viana ve ark. (2006), kuru sıcak hava sterilizatörü ve autoclave ile sterilize edilen Ni-Ti kanal aletlerinin mikrosertlik ve mekanik özelliklerinde değişiklik yapmadığını bildirmişlerdir. Schafer (2002), autoclave ile sterilizasyonun ve NaOCl 'in, kanal aletlerinin kesme etkinliğini değiştirmedığını bildirmiştir. Silvaggio ve ark. (1997), profile kanal aletlerini buharlı autoclave, kuru hava sterilizatörü ile farklı sayılarda sterilize etmiş, sonra aletleri torsiyonel 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 korozyona uğramaları, mekanik özelliklerini etkileyen ve kırılmaya neden olabilen önemli bir faktördür (Bonaccorso ve ark. 2008). Korozyon mekanizması kemomekanik şekillendirme, kimyasal dezenfeksiyon ya da sterilizasyon işlemleri sırasında aktive olur (O'Hoy ve ark. 2003, Parashos ve Messer 2006). Endodontik tedavide, kanal irrigasyon solüsyonu olarak en çok kullanılan solüsyon, koroziv bir ajan olan NaOCl' dir (Parashos ve ark. 2003, Svec 2008 p. 829). NaOCl aynı zamanda, kanal aletlerinin temizlenmesinde de kullanılmaktadır (Linsuwanont ve ark. 2004). Yapılan çalışmalarda NaOCl ile temas eden Ni-Ti kanal aletlerinin yüzeylerinde, korozyon gözlemlendiği bildirilmiştir (Busslinger ve ark. 1998, Stokes ve ark. 1999, O'Hoy ve ark. 2003, Berutti ve ark. 2006, Bonaccorso ve ark. 2008, Ametrano ve ark. 2011). Ni-Ti kanal aletlerinin dezenfeksiyonu amacıyla NaOCl kullanıldığında, aletin yüzeyinden selektif olarak Ni uzaklaşır ve yüzeyde mikroçukurcuklar meydana gelir (Sarkar ve ark. 1983). Kanal aletinin yüzey bütünlüğü değişime uğrar. Fleksural kırığa direnç azalır (Berutti ve ark. 2006).Yapılan araştırmalarda, NaOCl yıkama solüsyonunun, paslanmaz çelik kanal aletleri üzerine çok fazla olumsuz bir etkisi olmadığını bildirilmiştir (Schafer ve Lou 1999, Haikel ve ark. 1998).

NaOCl, aktif ClO^- iyonları içerir. Bu nedenle aletlerdeki korozyon düzeyi artmaktadır (Sarkar ve ark. 1983). Fakat NaOCl, Ni-Ti kanal aletlerinin kesme etkinliğini değiştirmez. Aletlerin bükülme direncinde, önemli bir azalmaya neden

olmaz (Haikel ve ark. 1998, Yared ve ark. 1999). Ni-Ti kanal aletlerinin korozyona direnci, NaOCl solüsyonunun pH değeri düşürülerek arttırılabilir (Novoa ve ark. 2007).

Bonaccorso ve ark. (2008), %5,25 NaOCl ile temizledikten sonra Electropolishing işlemi görmüş kanal aletlerinde bile kimyasal oksidasyon meydana geldiğini bildirmişlerdir. Ametrano ve ark. (2011), Ni-Ti kanal aletlerini %5,25'lik NaOCl ve %17' lik EDTA içinde 5 dk ve 10 dk beklettikten sonra, atomik güç mikroskobu 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 azaltmadığı (Haikel ve ark. 1998), kanal içinde kırılmaya neden olmadığı (Haikel ve ark. 1998) hatta bu kanal aletlerinin korozyona çok yüksek dirençleri olduğu (Stokes ve ark. 1999, Darabara ve ark. 2004) bildirilmiştir.

2.6.3.11. Kanal aletlerinin çapı

Kanal aletinin çapındaki artışın, torsiyonel kırılmaya karşı direncini artırdığı bazı araştırmalarda belirtilmiştir (Yared ve ark. 2003, Borgula 2005, Guilford ve ark. 2005). Büyük çaplı kanal aletlerinin küçük çaplı kanal aletlerine göre, daha kolay fleksural kırığa uğradıkları (Pruett ve ark. 1997, Haikel ve ark. 1999), daha çok iç stres birikimi gösterdiği bildirilmiştir (Ulmann ve Peters 2005). Borgula (2005) ve Miyai ve ark. (2006), yapılan araştırmalarda, klinik koşulların tam olarak taklit edilememesi ya da metal alaşımların özelliklerinden dolayı, bu ilişkinin her zaman geçerli olmadığını bildirmişlerdir. Schäfer ve ark. (2003), kanal aletlerinin yatay kesitleri ile fleksibiliteleri arasındaki ilişkiyi Profile, Hero 642, Flexmaster, Race ve K3 karşılaştırarak değerlendirmiş, Profile ve Race'in en flexible, K3'ün ise en büyük yatay kesit alanına sahip en sert kanal aleti olduğunu bildirmişlerdir.

2.6.3.12. Kanal aletlerinin kullanım sayısı

Kanal aletleri en fazla etkinliklerini, bıçakları keskinken gösterebilir. Çok 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 kırılır (Grossman 1969). Bir kanal aletinin

kaç kere kullanılması gerektiği ile ilgili bildirilmiş kesin bir sayı yoktur. Literatürde farklı bilgiler mevcuttur. Çok sayıda araştırmacı, kanal aletlerinin kaç kere kullanıldığından çok, nasıl kullanıldığının, başarısızlık üzerine etkisi olduğunu bildirmişlerdir. Kullanılmış kanal aletlerinde, mikroçatlak oluşumu ve yüzey bozulması, klinikte saptanamamış olsa da, genellikle SEM’ de farkedilebilir. Kanal aletinin çok kez kullanımın yanı sıra, aşırı basınç uygulanarak kullanılması da kırılmanın ana nedenleridir (Torabinejad ve Lemon 2009). Pruett ve ark. (1997), fleksural 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 (Yared ve ark. 2000, Shen ve ark. 2007), 12 kez (Zuolo ve Walton 1997), 40⁰’den fazla eğimi olan kökler için 8 kez (Patino ve ark. 2005), büyük nolu kanal aletlerinde (# 30, # 35, # 40) 4 veya 5 kez,; küçük çaplı kanal aletlerinde ise (# 20 ve # 25) 2 veya 3 kez (Al-Fouzan 2003), kök kanal genişliği, eğimi ve uygulanan basınca bağlı olarak 4-16 kanalda (Krell 2009), 20 küçük azı veya 50 kesici dişte (Shen ve ark. 2007), 10 dişte (Gambarini 2001) kullanılabileceği belirtilmiştir. Tedavi edilen dişin anatomik yapısına ve kalsifiye alanların bulunmasına bağlı olarak, kanal aletinin kaç kez kullanılması gerektiğine karar verilmelidir (Gambarini 2001, Shen ve ark. 2007). Kanal aletlerinin kullanım dışı bırakılması gereken durumlar aşağıdaki gibidir:

- Kanal aletinin yivlerinde parlak veya gevşemiş alanların saptanması
- Genellikle küçük boyutlu aletlerde, aşırı kullanıma bağlı olarak, kanal aletinin kıvrılması ya da eğilmesi
- Kanal aletinde belirlenen korozyon
- Sıkıştırılmış kanal aletinin uçlarında defektler bulunması ya da aşırı ısınmış olması (Krell 2009).

İlk kullanımdan sonra, kanal aletlerinin kesme etkinliklerinin %50 azaldığı, bu durumun kanal aletinin her kullanımda daha çok zorlanmasına neden olduğu bilinmektedir. Bu nedenle, her kanal aletinin yalnız bir kez kullanılması önerilmektedir (Zinman 2006 p.432).

2.7. Kanal aletlerinin Kırılma Mekanizmaları

Endodontik tedavi sırasında Ni-Ti döner aletler, torsiyonel stres ve/veya dönüş sırasında yorgunluğa maruz kalırlar (Pruett ve ark. 1997, Haikel ve ark. 1999, Li ve ark. 2002, Berutti ve ark. 2003). Kanal aletleri üzerinde meydana gelen bu stresler, iki farklı tipte kırılmaya neden olurlar. Bunlar;

- Torsiyonel (Burkulmaya bağlı) yorgunluk nedeniyle kırılma
- Fleksural (Bükülmeye bağlı) yorgunluk nedeniyle kırılma olarak adlandırılır.

Sattapan ve ark. (2000), fleksural stresin, kanalın anatomik yapısına bağlı olarak meydana geldiğini; operatörün bu stres üzerinde önemli bir etkisi olmadığını; halbuki torsiyonel stresin operatöre bağlı olarak azaltılabileceğini bildirmişlerdir.

2.7.1. Torsiyonel (Burkulmaya bağlı) kırılma

Kanal aletinin ucu ya da herhangi bir bölgesi kanal içinde kendi çapından daha küçük çapa sahip bir bölgeye sıkışır ve kanal duvarına kilitlenirken; dönme hareketi devam ederse, torsiyonel kırılma meydana gelir (Gambarini 2000, Yared ve ark. 2002). Metalin bir ucu sabit pozisyondayken, diğer ucu uzun eksen çevresinde bükülür. Genellikle, kanal şekillendirme sırasında dar kanal lümeni içinde kanal aletinin ucuna aşırı kuvvet uygulaması ile yüksek torsiyonel yükler meydana gelmesi sonucu oluşur. Materyalin elastik limitini aşan aşırı miktarda tork nedeniyle, önce plastik deformasyon, sonrasında da kırılma meydana gelir (Blum ve ark. 1999, Gambarini 2000, Peters ve ark. 2003). Bu tip kırıklarda, kırık uca yakın kısımlarda, çözülmüş yivler ve makroskobik distorsiyonlar gözlenmiştir (Shen ve ark. 2006). Residual stres ve yüzey topografisi gibi özelliklerin, torsiyonel kırık oluşumu üzerine önemli bir etkisi olmadığı bildirilmiştir.

Torsiyonel kırılma 3 durumda meydana gelir:

- *Kanal aletinin uç çapı kanal duvarının çapından daha küçük ise (Roland ve ark. 2002)
- *Anguldraya uygulanan basınç değeri yüksek ise (Kobayashi ve ark. 1997)
- *Kanal aletinin dış yüzeyinin kanal duvarlarına vidalanması durumunda (Blum ve ark. 1999)

Sattapan ve ark. (2000a); Alapati ve ark.(2005), yaptıkları çalışmalarda, Ni-Ti döner aletlerdeki kırılmaların ana nedeninin aşırı torsiyonel yükler olduğunu; bu nedenle, aletlerde fleksural kırılmaya göre torsiyonel kırılmanın, daha çok meydana geldiğini belirtmişlerdir.

2.7.2. Fleksural (Bükülmeye bağlı) kırılma

Kanal aleti kanalda dönerken, tekrar eden gerilim ve baskı kuvvetlerine maruz kaldığında, fleksural kırılma meydana gelir. Bu durum, metalin bütünlüğünün bozulmasına ve sonunda kanal aletlerinde, tahmin edilemeyen kırıkların meydana gelmesine neden olur. Pruett ve ark. (1997), fleksural stresin, kanal aletlerinde meydana gelen yorgunluğun en önemli nedeni olduğunu belirtmiştir. Bu tip kırıklardan önce, kanal aletlerinin yüzeyinde kalıcı deformasyon belirtileri görülmeyebilir. Bu tip kırıklar, çoğunlukla eğimli kanallarda max. bükülme noktasına erişildiğinde, stresin en büyük olduğu noktada meydana gelir. Pruett ve ark.(1997), klinik olarak nikel-titanyum aletlerin kırılmasında fleksural yorgunluğun önemli rol oynadığını vurgulamışlardır. Sattapan ve ark. (2000a), araştırmalarında aletlerin %55,7' sinde torsiyonel, %44,3'ünde fleksural kırıkların meydana geldiğini belirtmişlerdir. Bu tip kırıkları engelleyebilmek için, kanal aletlerinin fazla kuvvet uygulamadan hafif dokunuşlarla, kullanılması gerektiği belirtilmiştir (Sattapan ve ark. 2000).

2.8. Kök kanallarından kırık alet çıkarılması

Kırık aletin çıkarılabilirliğini etkileyen en önemli faktör, kırık aletin kanal içindeki pozisyonunun, kök kanal eğimi ile ilişkisidir. Operatör kırık aleti çıkarma işlemini, kanalda bypass etme ve kanal içinde bırakma seçeneklerini değerlendirmelidir. Bu değerlendirme yapılırken pulpanın durumu, kanaliçi enfeksiyon, kök kanal anatomisi, kırık aletin kanal içindeki pozisyonu ve kırık aletin tipi gözönüne alınmalıdır (Souter ve Messer 2005, Parashos ve Messer 2006). Grossman (1981), kırık aletin kanal apeksindeki lokalizasyonu yeterli ise, kırık parçayı kanal içinden çıkarmadığını belirtmiştir. Kırık aletin bulunduğu noktaya kadar, kanalın şekillendirilmesinin, dezenfekte edilmesinin ve doldurulmasının mümkün olabildiğini bildirmiştir. Eğer kırık alet çıkarma girişimi yapılacaksa, başarı şansı ile meydana gelebilecek komplikasyonlar değerlendirilmelidir.

2.9. Kök kanallarından kırık alet çıkarılmasını etkileyen Faktörler

Kök kanallarından kırık alet çıkarılması, kökte perforasyon, basamak, transportasyon meydana gelmesi ve aşırı miktarda dentin uzaklaştırılması ile kök yapısının zayıflaması gibi komplikasyonlar meydana getirebilecek riskler içeren bir işlemdir (Hülsmann ve Schinkel 1999, Ward ve ark. 2003, Souter ve Messer 2005, Suter ve ark. 2005, Cheung 2009). Bu nedenle kırık alet çıkarma işlemine başlanmadan önce değerlendirilmesi gereken faktörler vardır (Hülsmann ve Schinkel 1999, Suter ve ark. 2005).

- Anatomik Faktörler
- Kırık alet türü
- Kırık aletin uzunluğu
- Kırık aletin lokalizasyonu
- Kırılma türü
- Operatörün klinik deneyimi ve çalışma tekniği

Kırık alet çıkarma yöntemleri kadar önemli rol oynamaktadır. Bu teknik faktörlerin yanında, işlem öncesi dişin pulpal ve periapikal diagnozu, kanal aleti kırılmadan önce kanaldaki kemomekanik temizlemenin boyutu gibi faktörlerin de, kırık alet çıkarma işlemi öncesi değerlendirilmesi gerekir (Parashos ve Messer 2006).

2.9.1. Anatomik faktörler ve Kırık aletin lokalizasyonu

Kök kanallarından kırık alet çıkarma işleminin başarısında, dişin sahip olduğu anatomik yapının önemli etkisi mevcuttur (Hülsmann ve Schinkel 1999, Peters ve ark. 2000, Beer ve ark. 2004). Kırık aletin, bulunduğu kanalın eğimi ile ilişkisi, kırık alet çıkarma başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biridir (Wilcox ve ark. 1997, Ward 2003, Alomairy 2009, Gençoğlu ve Helvacıoğlu 2009). Kırık alet, düz bir kanalda ya da kanalın orta veya kural 1/3 bölgesinde bulunduğu başarılı olarak çıkarılabilirken; eğimli bir kök ve/veya apikal 1/3 bölgesinde bulunduğu ise; kırık alet çıkarma başarı düzeyi azalmakta ve fazla miktarda dentin uzaklaştırılmaktadır (Fors ve Berg 1983, Hülsmann ve Schinkel 1999, Ward ve ark. 2003, Ruddle 2004, Shen ve ark. 2004, Souter ve Messer 2005, Iqbal ve ark. 2006, Alomairy 2009, Gençoğlu ve Helvacıoğlu

2009, Madarati ve ark. 2009, Cuje ve ark. 2010). Eğimli kanalların apikal 1/3 bölümünde kırılan kanal aletlerinin çıkarılabilmesi, kırık aletin görülebilmesi ve alete ulaşabilmeye bağlıdır (Ward ve ark.2003, Ruddle 2004). Aksi taktirde, komplikasyonlar meydana gelebilir. Yeterli bir kuronal genişletme ve kırık aletin görülebilir duruma getirilmesi komplikasyon olasılığını azaltmaktadır. Bu nedenle işlem sırasında, kalan dentin miktarı dikkate alınmalıdır (Souter ve Messer 2005, Madarati ve ark. 2008). Özellikle Masseran kitin, çok fazla dentin dokusu uzaklaştırdığı için eğimli köklerde kullanılmaması gerektiği, araştırmalarda bildirilmiştir (Nagai ve ark. 1986, Hülsmann 1993, McCulloch 1993, Yoldaş ve ark. 2004, Terauchi ve ark. 2007). Wilcox ve ark. (1997), kırık parçanın kanal eğiminin önünde bulunduğu durumlarda, çıkarma başarısını %100, eğimde %60, eğimin ilerisinde %31 olduğunu bildirilmişlerdir. Shen ve ark. (2004), az eğimli ($<5^0$), orta eğimli ($>5^0<20^0$) ve çok eğimli ($>20^0$) kanallarda kırık alet çıkarma başarı oranını sırasıyla, %100, %83 ve %43 olarak saptamışlardır.

Suter ve ark.(2005), kırık alet çıkarma işlemleri sırasında diş tipleri arasında bir farklılık gözlenmediğini bildirirken; Hülsmann ve Schinkel (1999), Shen ve ark. (2004) gibi araştırmacılar, üst çene dişlerinde alt çeneye göre daha başarılı sonuç alındığını belirtmişlerdir.

Nagai ve ark. (1986), ultrasonik sistem ile kırık alet çıkarma işleminin kırık aletin içinde sıkıca bulunduğu yuvarlak şekilli kanallarda, düzensiz şekilli ya da oval kanallara göre daha zor olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar, yuvarlak şekilli kanallarda; ultrasonik ucun kırık aletin yalnız oklüzal ucuna yerleştirilebildiği, bu nedenle ultrasonik enerjinin kırık parçaya etkin olarak iletilemediğini; kanal şekli düzensiz olduğunda ise, ultrasonik ucun kırık parçanın yanına kolayca penetre olduğunu, kırık alet uzunluğunun yarısına kadar bile ilerlediğinde, ultrasonik enerji ile kırık parça serbestleştirilebildiğini bildirmişlerdir.

Kırık aletin bulunduğu kanalın anatomik yapısı ve kırık aletin lokalizasyonu nedeniyle, ortograd yol ile kırık alet çıkarma işleminin mümkün olmuyor ise, kanal kırık aletin bulunduğu bölgeye kadar temizlenip şekillendirilir ve doldurulur (Torabinejad ve Lemon 2009 p.333). Kanal içinde alet kırılması sonucu semptomlar mevcut ise; ya da prognozun olumsuz olacağı öngörülüyorsa, periradikuler cerrahi bir seçenek olarak değerlendirilebilir (Torabinejad ve Lemon 2009 p.333).

2.9.2. Kırık alet türü

Kırık alet türü, kanaldan kırık alet çıkarmayı etkileyen en önemli faktörlerden biridir (Hülsmann ve Schinkel 1999, Shen ve ark. 2004, Suter ve ark. 2005). Suter ve ark.(2005), ultrasonik sistem ile kanalda kırılan Ni-Ti kanal aletlerinin çıkarılmasının, paslanmaz çelik aletlere göre daha zor olduğunu bildirmişlerdir. Ni-Ti kanal aletleri, şekil hafıza özellikleri nedeniyle döner sistemler ile kullanılabilirken, eğimli kanallarda kırıldıklarında düzleşmeye çalışmakta; kanal içinde serbestleşse bile, eğimli kanalın dış duvarına yerleştiği için çıkarabilmek kolay olmamaktadır (Terauchi ve ark. 2006). Ni-Ti aletlerin kanaldan daha zor çıkarılmasının diğer nedenleri ise; vidalanma etkilerinden dolayı kök kanalı duvarına saplanması ve tekrar kırılmaya eğimli olmalarıdır (Suter ve ark. 2005).

Hülsmann ve Schinkel (1999), in vitro çalışmalarında, kanallarda en çok kırılan aletlerin Hedstroem olduğunu belirtmiştir. Araştırmacılar kanal içinde kırılan semisolid materyallerin, solid materyallere göre daha kolay çıktığını; hedstroemün, lentülo ve reamera göre kanaldan çok daha zor çıktığını bildirmişlerdir. Hedstroem, aşırı rotasyonel hareket altında dentine vidalanarak kırılır, kanal duvarı ile sıkı kontakt kurduğu için çevresinde bypass yapılabilecek bir boşluk kalmaz ve kanaldan çok zor çıkar. Halbuki reamer üçgen ya da eşkenar dörtgen kesitinden dolayı bypass için boşluk oluşturur. Lentülo, şekil itibarıyla boşluğa sahiptir ve kolay kavranabilir (Hülsmann ve Schinkel 1999).

2.9.3. Kırık aletin Uzunluğu

Kırık alet çıkarma başarısı, kırık aletin görülebilmesine ve kırık alete ulaşılabilmeye bağlıdır. Kırılan parça uzun olduğunda; görebilmek ve ulaşabilmek daha kolaydır. Bu nedenle, uzun kırık aletleri kanaldan çıkarmak kısa aletleri çıkarmaktan, daha kolay bir işlemdir (Hülsmann ve Schinkel 1999, Peters ve ark. 2000, Beer ve ark. 2004, Shen ve ark. 2004).

Hülsmann ve Schinkel (1999) araştırmalarında, kırık aletin uzunluğunun 5 mm' den küçük; 5-10 mm ve 10-15 mm arasında olduğu durumlarda kırık alet çıkarma başarı oranlarının sırasıyla; % 62, % 79 ve % 89 olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar, uzun parçaların, uç kısımları dentine saplandığı için kuronal kısımda bypass için bir boşluk kaldığını ve bunun kırık alet çıkarmayı kolaylaştırdığını belirtmişlerdir. Beer ve

ark. (2004), kırık parçanın uzunluğunun 7 mm'den fazla olduğu durumlarda, kanaldan çıkarabilmesinin daha kolay olduğunu bildirmişlerdir. Örme tekniğinin, uzun kanal aletlerini kanaldan çıkarmada başarılı olduğu bilinmektedir (Roig-Greene 1983, Friedman ve ark. 1990, Hülsmann ve Schinkel 1999, Ruddle 2004, Terauchi ve ark. 2006).

2.9.4. Kırılma türü

Eğer kanal aleti, kanal yapısının fazla eğimli olmasından dolayı kırılmış ise, meydana gelen kırık, fleksural kırıktır. Bu kırık, metal yorgunluğu nedeniyle meydana gelir. Bu tip kırıklarda, kırık parça kanal içine çok sıkı yerleşmediği için, kanaldan çıkarılma olasılığı vardır. Torsiyonel kırıklarda ise; kanal aletinin bir ucu kanal duvarına saplandığı için, kırık aleti çıkarmak oldukça zordur (Beer ve ark. 2006).

2.9.5. Operatörün klinik deneyimi ve çalışma tekniği

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 kuronal giriş ile kırık alete kadar doğrusal alan oluşturmak en önemli faktörlerdir (Gluskin ve ark. 2008 p. 1116). Operasyon mikroskobu kullanımı kırık alet görülebilirken; staging platform oluşturarak, kırık alete ulaşabilmek kolay bir duruma gelebilir (Ward 2003, Ruddle 2004, Terauchi ve ark. 2006, 2007, Cuje ve ark. 2010). Tüm bu işlemler sırasında şüphesiz ki, operatörün deneyimi oldukça önemlidir. Etkin ve komplikasyon oluşturmada yapılabilecek bir kırık alet çıkarma işleminde, operatör deneyiminin önemi büyüktür.

2.10. Kök kanallarında alet kırılmasının önlenmesi

Kök kanallarında alet kırılmasını önlemek için eğelerin fiziksel özelliklerini ve stres limitlerini tanımak önemlidir. Kullanmadan önce her ege incelenmelidir (Torabinejad ve Lemon 2009). Yivlerde açılma, sıkışma, distorsiyon ya da korozyon farkedildiği zaman, alet kullanım dışı bırakılmalıdır (Krell 2009). Kullanım sırasında irrigasyon solüsyonları ya da lubrikantlar ile sürekli lubrikasyon sağlanmalıdır. Nikel-titanyum eğeler, yorgunluk belirtileri göstermeyebilirler. Bu nedenle, belirli bir kullanım sayısından sonra kanal aletlerinin kullanım dışı bırakılarak, kanalda alet kırılması önlenabilir (Pruett ve ark. 1997). Kanal aletlerinin yivlerinde düzleşme farkedildiği anda, çalışma dışı bırakılmalıdır. Kanal dar ve eğimli ise ege üzerinde daha

fazla aşınma meydana gelir. Eğenin kanala saplanma olasılığını en aza indirmek için, her eğe kanalda serbestçe hareket edebilecek hale geldikten sonra, bir boy büyük eğeye geçilmelidir (Torabinejad ve Lemon 2009). Kanal şekillendirilmesi sırasında, anguldrua ile kullanılan Ni-Ti kanal aletleri, kanal içinde tekrar eden saplanma ve serbest kalma hareketlerinden sonra uyarıcı bir klik sesi ortaya çıkarabilir. Bu durum, torsiyonel stres sonucu meydana gelir, kanal aletine yüklenen stres ile ilgili bir fikir verebilir (Blum ve ark. 1999). Kanal şekillendirilmesinin farklı bölümlerinde, farklı açılarda kanal eğeleri kullanmak, kanal aletinin torsiyonel ve fleksural yorgunluk nedeniyle kırılmalarını önleyebilir (Schrader ve Peters 2005). Kanal aletleri, dizayn ve üretim şekiline bağlı kalınarak, uygun prensiplerde kullanılmalıdır. Hedström gibi pozitif rake açısına sahip kanal aletlerinin, torsiyonel direnci diğer kanal aletlerine göre daha zayıf olduğu için reaming hareketi ile kullanılmamalıdır (Küçükay ve ark.2004 p.19).

Grossman (1969), 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. Parashos ve Messer (2006) Kök kanallarında alet kırılmasını önlemek için dikkat edilmesi gerekenleri aşağıdaki gibi özetlemiştir.

- 1.En küçük 10 no. el aleti ile glide patı kanal içine yerleştirilmeli ve patency oluşturulmalıdır.
- 2.Kanalda doğrusal bir giriş elde edilmelidir.
- 3.Kullanılan sisteme de bağlı olarak kanal şekillendirmede Crown-down tekniği uygulanmalıdır.
- 4.Küçük kanal aletleri ile kanalın apikal bölümünü şekillendirmeden önce, büyük nolu, eğeler ile kanalın kural kısmı şekillendirilmelidir.
- 5.Kanal aletlerine zorlayıcı şekilde itme kuvveti verilmemeli, hafif dokunma hareketleri uygulanmalıdır.
- 6.Kanal içinde uygulanan pecking hareketi, kanal anatomisinin ve kanal aleti özelliklerinin izin verdiği ölçüde yapılmalıdır.
- 7.Kanal şekillendirme işlemi çok hızlı şekilde yapılmamalıdır. Sarsıntı ve çıtırtı sesinden kaçınılmalıdır.

8. Çok dar ve eğimli kanallarda kullanılan kanal aletleri, ikinci kez kullanılmamalıdır.
9. Kullanım sırasında özellikle büyütme altında düzenli olarak kanal aletleri incelenmelidir.
10. Kanalların içi sodyum hipoklorit ile doluyken, kanal aletleri hareket ettirilmelidir.
11. Yeni teknik ve aletleri öğrenmek için pratik uygulamalar çok önemlidir. Yeni bir teknik kullanılmadan önce, çok sayıda pratik yapılmalıdır.

2.11. Kök kanallarından kırık alet çıkarma teknikleri

Kök kanal sisteminden kırık alet çıkarabilmek için günümüze kadar, çok sayıda alet ve teknik kullanılmıştır. Bunlar arasında Masseran Kit (Masserann 1971), IRS (Ruddle 2004), wire loop tekniği (Roig-Greene 1983), örme tekniği, ultrasonik sistem (Krell ve ark. 1984, Souyave 1985, Nagai 1986), cancelliers (Carr 1992), spinal tap needle and hedstroem tekniği (Flanders 1996), hypodermic needle (Eleazer ve O'Connor 1999), core paste tekniği (Machtou ve Reit 2003), blunt needle tekniği (Machtou ve Reit 2003), tube -and- hedstroem tekniği (Suter 1998), canal finder tekniği (Hülsmann 1993), endosafety teknikleri (Wong ve Chong 1997), yumuşamış güta-perka tekniği sayılabilir. Fakat, bu teknikler uzun çalışma süresi gerektiren, diştten fazla miktarda madde uzaklaştıran ve başarı oranları kesinlik kazanmamış tekniklerdir (Fors ve Berg 1983, Ward ve ark. 2003). Bu nedenle kırık alet çıkarma işlemi için standart bir prosedür henüz bulunmamaktadır (Hülsmann 1993, Ward ve ark. 2003). 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 olabildiği kadar orijinal şeklinin korunmasıdır.

Operasyon mikroskobu, ultrasonik sistem, Masseran kit modifikasyonu gibi teknik ve aletlerin kullanılmaya başlanması, kanaldan kırık alet çıkarma sırasında daha kontrollü ve kolay sonuçlar ortaya çıkmasına neden olmuştur (Ruddle 2004).

Kök kanallarından kırık alet çıkarmak için 3 yaklaşım esastır. Bunlar;

1. Kırık aleti kanaldan çıkarmaya çalışmak
2. Kırık aleti bypass yapmak

3.Kırık parçanın bulunduğu yere kadar kanalı şekillendirip, doldurmaktır (Torabinejad ve Lemon 2009).

2.11.1. Masseran sistem hakkında genel bilgi

Masseran kit, kanal içindeki kırık aletleri çıkarabilmek için uzun yıllardır kullanılan, özel olarak dizayn edilmiş bir sistemdir (Masseran 1971, Okiji 2003). Genellikle, kanalın düz kısmında lokalize olmuş kırık parçaları çıkarmak için kullanılır (Nagai 1986, McCulloch 1993). Günümüze kadar kanal içinden post çıkartılmasında (Hülsmann 1993), gümüş konların ve endodontik aletlerin kanaldan uzaklaştırılmasında (Friedman ve ark. 1990, Hülsmann 1993), yalnız ya da ultrasonik sistem ile birlikte (Krell ve ark. 1984) kullanılmıştır. Masseran kit, trepan (kesici) frezler ve ekstraktör tüpünden oluşur (Roda ve Gettleman 2006 p. 988). Trepan frezler, saat yönünün tersinde kullanılarak kırık parçayı ortaya çıkarırken, aynı zamanda ekstraktörler için boşluk oluştururlar (Thirumalai ve ark. 2008). Bu şekilde kanal içine vidalanma olasılığı azaltılmış olur (Roda ve Gettleman 2006 p. 988). Trepan frezler, çapları 1,1 mm'den 2,4 mm' ye kadar genişleyen 14 adet frezden oluşmaktadır (Yoldaş ve ark. 2009). Trepan frezden sonra ekstraktör, kırık parçayı çıkarmak için kullanılır. Masseran kitin en önemli avantajı, ekstraktör tüpü ile kilitleme ve kırık alete güçlü retansiyon sağlayabilmesidir (Friedman ve ark. 1990). Fakat yapılan araştırmalarda; Masseran kitin dişten fazla miktarda dentin uzaklaştırdığı (Friedman ve ark. 1990), bunun perforasyon riskinin artmasına ve kök yapısının zayıflamasına neden olduğunu bildirilmiştir (Yoldaş ve ark. 2004, Simon ve ark. 2008). Masseran kit, eğri, dar kök kanallarının apikal 1/3 bölgesi gibi zor bölgelerde değil, ancak kırık alete kolay ulaşılabilir düz kök kanallarında uygulanmalıdır (Friedman ve ark. 1990, Okiji 2003, Ruddle 2004, Yoldaş ve ark. 2004, Simon ve ark. 2008).

Masseran kit uygulaması

A.Giriş Hazırlanması

İlk olarak, kanal girişi bir rond frez yardımıyla genişletilir. Kırık parçaya doğrusal bir yol hazırlamak için gates glidden frezleri kullanılır.

B.Kırık parçanın kenarlarının Açılması

Kırık parçanın çevresinde en az 4 mm'lik bir boşluk oluşturabilmek için kesici frezler kullanılır. Frez saat yönünün tersine ve yavaşça kullanılmalıdır. Frez el ile kullanılabildiği gibi redüksiyonlu (yeşil kuşak) bir anguldrua ile kullanılabilir.

C.Kırık parçanın yakalanması ve Çıkartılması

Kırık parçayı çıkartma aletinin ana gövdesi, kenarları açılmış kırık alet parçasını içine alacak şekilde yerleştirilir. Kırık parça ana gövde içine tamamen girince, sıkıştırma vidası sıkılarak, kırık parçanın ana gövde ile sıkıştırma vidası arasında sabitlenmesi sağlanır. Yakalanan parça döndürülerek kanaldan çıkartılır. Doğrudan çekilmemelidir. Kanal aletleri saat yönünün tersine, lentülo gibi aletler ise saat yönünde döndürülerek çıkarılmalıdır. Masseran aletleri düz olduğu için, kırık alete düz bir giriş sağlanmalıdır. Ana gövdenin kırık aletin etrafına geçirilmesi öncesinde ve sırasında alınacak radyografiler, kırık parçanın lokalizasyonunu görmek için yardımcı olacaktır (Masseran instrumentation, instruction for use 2010)

2.11.2. Endosafety sistemi

Endosafety sistemi, Masseran kite alternatif bir sistemdir. Bu sistemin, Masseran kitten farkı, trepan frezlerinin daha küçük çaplı olması ve kırık aletleri kavramak için kendi özel mekanizması olan ekstraktörlerinin olmasıdır. Trepan frezi, kırık parçayı ortaya çıkarmak için kullanılır. Açığa çıkmış kırık alet ucunun, üzerine yerleştirilen derin tüplü ekstraktör, siyanoakrilat adeziv ile bağlanır (Gettleman ve ark 1991).

2.11.3. Ultrasonik sistem hakkında genel bilgi

Ultrasonik sistem, dişhekimliğinde sterilizasyon öncesi aletlerin temizlenmesi için kullanıldığı gibi, tanı ve tedavi amacıyla da kullanılmıştır (Platino ve ark. 2007). Ultrasonik sistemin, Endodontiye ilk girişi, 1957'de Richmann tarafından gerçekleştirilmiştir. Martin (1976) ve ark.(1980) Caviendo ile ultrasonik sistemin endodontide kullanımını yaygınlaştırmışlar; kök kanal şekillendirilmesi sırasında, ultrasonik sistem ile aktive edilen k-file eğelerin, dentini kesilebildiğini ve bu sistem ile kanal dezenfeksiyonu sağlanabildiğini bildirmişlerdir. Ultrasonik sistem, endodontide genel bir kullanım alanına sahiptir. Kanal şekillendirilmesi sırasında endodontik aletlerin aktive edilebilmesi, kök kanal sisteminin temizlenmesi için irrigasyon

solüsyonunun aktive edilebilmesi (Ahmand ve ark. 1987), kanal dolgusu sırasında gütaperkanın kondansasyonu, kalsifiye kanalların lokalizasyonları sırasında ortamdan dentinin uzaklaştırılması (Ruddle 2004), endodontik cerrahide (retrograd kavite ve dolgu yerleştirilmesi), retreatment işlemleri sırasında post ve kanal içindeki aletlerin uzaklaştırılabilmesi amacıyla kullanılır (Platino ve ark. 2007).

Ultrasonik teknikte, kırık alete ultrasonik enerji iletilerek, kırık aletin yerinden serbestleşmesi ve kolayca kanaldan çıkarılması sağlanır (Nagai ve ark.1986, Krell ve ark. 1984, Ward ve ark. 2003, Ruddle 2004, Suter ve ark. 2005). İlk olarak ultrasonik sistem kırık alet çıkarmak için el ile kullanılan eğeler, spreaderlar gibi kanal aletlerine enerji vererek kullanılmıştır (Krell ve ark. 1984, Souyave ve ark. 1985, Nehme 1999, D’Arcangelo ve ark. 2000, Nehme 2001). Günümüzde ise ultrasonik sistem için özel olarak dizayn edilmiş ultrasonik uçlar üretilmiştir (Ruddle 2004, Platino ve ark. 2007). Kırık alet çıkartılmasında, aşırı miktarda dentin uzaklaştırmadan en etkili yöntemin Ultrasonik Sistem olduğu belirtilmiştir (Ward 2003, Ruddle 2004).

Dentkos ve Berzins (2008), ultrasonik güç ayarı arttığında, kesme etkinliğinin anlamlı miktarda arttığını; uç geometrisi, shaft çapı, boyu ve açısı, yüzey, ultrasonik ünit ve güç ayarı gibi faktörlerin kesme etkinliği ile ilişkili olduğunu belirtmişlerdir. Ultrasonik sistem kullanımı sırasında açığa çıkan ısı miktarı ve bunun periodontal ligament ve çevre kemik dokusuna verdiği zararlar çeşitli çalışmalara konu olmuştur (Dominici ve ark. 2005, Budd ve ark. 2005, Huttula ve ark. 2006, Ettrich ve ark. 2007, Hashem 2007). Eriksson ve Albrektsson (1984), kemik dokusunda ortaya çıkabilecek morfolojik hasarın 47⁰ ‘den daha yüksek sıcaklıklarda meydana geldiği bildirmişlerdir. Schwartz ve Robbins (2004), ultrasonik sistem ile post çıkarılmasının alveoler kemik nekrozuna, dolaylı olarak diş kaybına neden olduğunu vurgulamıştır. Cameron (1988), kanal duvar kalınlığının, kök yüzeyindeki ısı değişimi üzerine fazla etkisi olduğunu bildirmiştir. Ultrasonik sistem su soğutması altında ve hafif-orta şiddette güçte kullanıldığı zaman en az düzeyde ısı artışı meydana geldiği bildirilmiştir (Ettrich ve ark. 2007). Isı artışının az olması, periodonsiyumda meydana gelebilecek hasar riskini ve buna bağlı meydana gelebilecek komplikasyon olasılığını azaltmaktadır (Ruddle 2004, Dominici ve ark. 2005, Budd ve ark. 2005, Huttula ve ark. 2006, Horan ve ark. 2008).

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 görüş ile sağlanabilir (Ward 2003, Ruddle 2004). Bu nedenle, Ruddle (2004), 'staging platform' oluşturmanın önemini vurgulamıştır. 'Staging platform', gates glidden frezleri ile kırık aletin kural kısmına kadar flaring işlemi yapılarak, ultrasonik ucu kırık aletin çevresine yerleşebilmesi için oluşturulan bir düzlemdir. Bu işlem için, gates-glidden frezleri, uzun eksene dik olacak şekilde, uçlarından kesilir. Staging platform oluşturmak için farklı sistemler de kullanılmıştır. Iqbal ve ark. (2006), eğimli kök kanallarının apikal 1/3 kısmında bulunan kırık aletleri çıkarabilmek için, gates glidden, Lightspeed kanal aletleri ve ucu kesilmiş profile 06 açılı kanal aletlerini kullanarak staging platform oluşturmuşlar, Lightspeed kanal aletlerinin en az miktarda transportasyon oluşturan sistem olduğunu bildirmişlerdir.

Kırık alet Çıkarma İşleminde Ultrasonik Sistem Tekniği

Elmas kaplı uç (RT2), etkin bir şekilde dentin uzaklaştırarak, kırık alete kadar olan bölgeyi şekillendirir. Silindirik bir şekillendirme ile titanyumnitrit ucu (RT3), kırık parçaya ulaşabilmesi için doğrusal giriş oluşturur. RT3, kırık parçanın çevresinde titreşim ile döndürülerek, kırık parçanın bulunduğu yerden serbestleşmesini sağlar. Ultrasonik sistem, piezoelektrik enerji ile titreşim meydana getirmektedir. Bu çalışmada Ultrasonik sistem olarak EMS minimaster kullanılmıştır. Çalışmada kullanılan cihazın çalışma frekansı 24.000-32.000 Hertz arasındadır. Su ayarı el parçasından, güç ayarı ise cihazın üzerindeki butonlardan yapılmaktadır. Şebeke suyuna 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. Doğrusal salınım hareketi ile çalışır (EMS-Minimaster 2010).

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 sağlayabilmek için şaftı oldukça incedir. 180⁰ endochuck ile saatin tersi yönünde kullanılır. Titreşim ile kırık parçanın kanaldan serbestleşmesini sağlar.

2.11.4. IRS (Instrument Removal System)

Ruddle'ın geliştirmiş olduğu bir kırık alet çıkarma sistemidir. Ultrasonik sistem ile yerinden serbestleştirilen objeyi (kırık alet, gümüş kon, taşıyıcılar) kanaldan dışarı çıkarabilmek için kullanılır. Sistem bir mikrotüp, ve bunun içine yerleşen vidadan oluşur. 3 farklı büyüklükte mikrotüp bulunmaktadır. Tutucu kısmı siyah olan (dış çap: 1mm, iç çap:0,80mm) geniş kanallarda veya dar kanalların kuronal bölümünde kırık bulunan dişlerde kullanılır. Kırmızı olan (dış çap: 0,80mm, iç çap:0,60mm) ve sarı olan (dış çap: 0,60 mm, iç çap: 0,40 mm) apikale doğru kırık alet olan dişlerde kullanılırlar. Mikrotüpün distal ucuna yakın 45⁰ açılı bir pencere vardır. Bu pencere kırık aleti yakalamak için oluşturulmuştur. Mikrotüp kanal içine yerleştirildikten sonra, vida mikrotüpün içine yerleştirilir ve kırık parça ile kontak oluşturacak şekilde mikrotüpün proksimal ucuna doğru yerleştirilir. Kırık parçayı dışarı çıkarabilmek için saat yönünün tersine döndürülerek kırık alet kavranır. Mikrotüp ve vida döndürülerek, kırık alet kanal dışına çıkarılır (Ruddle 2004).

2.11.5. Separated Instrument Retrieval (SIR)

Kırık alet çıkarmada kullanılan ekstraktör tüpü içeren bir tekniktir. Bu sistem; 5 farklı büyüklükte ekstraktör tüpü, bonding ajanı, akselatör (reaksiyonu hızlandırmak için), prob ve hemostattan meydana gelir. Kırık alet diğer tekniklerde kullanılan trepan frezler ile ya da ultrasonik sistem ile ortaya çıkarıldıktan sonra, bükülebilir yumuşak tüp kırık alete yapıştırılır. Adeziv materyal sertleştikten sonra, kırık alet kuronale doğru hareket ettirilir (Roda ve Gettleman 2006 p. 991).

2.11.6. Diğer Teknikler

Kırık alet çıkarmada klasik tekniklerin yanısıra, Canal-Finder (Hülsmann 1990), FRS (Terauchi ve ark. 2007), wire-loop tekniği (Roig Greene 1983), örme tekniği gibi bazı araştırmacıların uyguladıkları teknikler de mevcuttur. Masseran kit ekstraktörünün modifiye edilmesi ile kanallardan başarılı şekilde kırık aletlerin çıkartılabildiği, bir

çalışmada belirtilmiştir (Okiji 2003). Çok sayıda hedstroem kullanılarak, kırık alet çıkartma tekniği örme tekniği olarak bilinmektedir. Bu teknikte, hedstroemler kırık aleti bypass edecek şekilde yerleştirilir, kırık parçayı kavrayabilmek için döndürülür ve 1 birim geri çekilir (Roda ve Gettleman 2006 p.980, Terauchi ve ark. 2006). Cancellier; bir aparata yerleştirilerek kullanılan 4 farklı büyüklükte ekstraktör tüpünden oluşan bir sistemdir. Bu sistemde trepan frez kullanılmadığı için, kırık aet önce ultrasonik sistem ile yerinden serbestleştirilir; siyanoaktrilat adeziv ile kırık parçanın üzerine yerleştirilir (Roda ve Gettleman 2006 p. 990).

Kırık alet kanal girişinden yukarı doğru uzandığında; hemostat, Steiglitz forseps, modifiye Castroviejas iğne tutucu veya Perry plier ile kavranabilir. Spoon ekskavatörü veya Caufield retriever (uçta V şekilli çentik olan el aleti) kanal içindeki engele bağlanabilmek için kullanılır. Kural olarak basınç uygular, kanaldan kırık parçayı eleve edebilir (Terauchi ve ark. 2006).

Rahimi ve Parashos (2009) , kırık aleti çıkarmak için 40 no'lu 0,04 açılı güta-perkanın apikal 2-3 mm' lik kısmını, 30 sn kadar kloroformda bekletmişler, sonra kırık aletin bulunduğu kanalın içine yerleştirerek 3 dk kadar kanal içinde sertleşmesini beklemişleridir. Saat yönü ve tersi yönündeki hafif hareketlerle kırık aleti çekerek, başarılı şekilde kanaldan çıkarmışlardır.

Terauchi ve ark. (2006), loop tekniği ve ultrasonik sistemin kombine uygulamasının, eğimli kanallarda da kırık alet çıkarma işleminde, çok az miktarda dentin uzaklaştırarak dişi zayıflatmadığını ve perforasyon riski açısından güvenli olduğunu bildirmişlerdir. 3 aşamalı kırık alet çıkarma sisteminde, ilk olarak kuralde bir staging platform oluşturulur. Bundan sonra CBA(Cutting Bur A) frez ile kırık alete kadar giriş sağlanır, CBB (Cutting Bur B) ile kırık aletin çevresinde oluk açılır. Ultrasonik uç bu oluğa yerleştirilir, kırık parçaya titreşim verilir. Ni-Ti telden yapılmış bir halka ile kırık alet kanaldan dışarı çıkarılır. Bu teknik, operasyon mikroskobu ile birlikte kullanıldığında, kanal eğiminin apikalinde bulunan kırık aletlerin bile çıkarılabildiği belirtilmiştir (Terauchi ve ark. (2006) .

2.12. Operasyon Mikroskobu

Operasyon mikroskobu 1980 sonları ve 1990 başlarında Apotheker, Carr, Arens, Kim, Ruddle ve Buchanan gibi araştırmacılar tarafından kullanılmaya başlanmıştır. Operasyon Mikroskobunun kullanımı ile beraber, endodontide ve endodontik cerrahide

büyük bir devrim gerçekleşmiştir (Ruddle 2004). Ayrıca kök kanalı tedavisi sırasında operasyon mikroskobu sayesinde görüşün artırılması, operatörleri mikroskop ile beraber ultrasonik kullanımına yönlendirmiştir. Bu uygulama Mikro-Ultrasonik olarak tanımlanmıştır (As 2008). Mikro-Ultrasonik kullanımının, zor vakaların tedavisinde etkili olacağı düşünülmektedir (Carr 1998, Ward ve ark. 2003, Ruddle 2004, Suter ve ark. 2005, As 2008).

Kanaldan kırık alet çıkarma sırasında operasyon mikroskobu ile aydınlatma ve büyütme günümüzde, bir gereklilik haline gelmiştir. Kırık alet çıkarma işlemi sırasında kırık aletin görülebilmesi, çok önemlidir (Suter 1998, Ward 2003, Ruddle 2004, Terauchi 2006). İyi bir görüş alanı, kırık alet çıkarma sırasında uzaklaştırılan dentin miktarının kontrol edilebilmesini, çalışma sırasında kanalın merkezinde kalınabilmesini ve ultrasonik ucun kırık aletin yanına yerleştirilebilmesini sağlar (Terauchi ve ark 2007). Kontrollü çalışma ile komplikasyon olasılığı en aza iner. Kırık kanal aleti, kanalın apikal 1/3 kısmında ya da kanal eğiminin apikal bölümünde bulunuyorsa veya kanal tıkalı ve kırık alet kanal içinde görülemiyorsa, meydana gelebilecek perforasyon riski ve fazla madde uzaklaştırma riski nedeniyle kırık alet çıkarma işlemi, önerilmemektedir (Ward ve ark. 2003).

2.13. AutoCAD

Bilgisayar destekli çizim ve tasarım programıdır. Üretim ve imalatla görevlerin yerine getirilmesi için, komut işlemiyle ve sayısal bilgisayarların kullanılmasıyla ilgili bir teknolojidir. AutoCAD kullanımı için donanım ve yazılıma gereksinim vardır. Donanım; ekran, klavye, mouse vb bilgisayar parçalarıdır. AutoCAD, mimari, makine, inşaat, elektrik-elektronik gibi çizim ve tasarım ile ilgili tüm meslek alanlarına hitap ettiği için evrensel kullanıma sahip bir programdır.

AutoCAD programı ile teknik resim ile ilgili istenilen resim bilgisayar ortamında çizilebilir, çizilen resim çoğaltılabilir ve istenen kişiye disket ya da e- mail yolu ile gönderilebilir. AutoCAD programında resim çizmenin yanısıra cisimlerin katı modelleri çıkarılarak, tasarım da yapılabilir (Baki 2009).

2.14. Kök kanallarından kırık alet Çıkarma ile ilgili yapılmış Araştırmalar

Kök kanallarından kırık alet çıkarma ile ilgili önemli çalışmalardan birini Hülsmann (1993) yapmıştır. Araştırmacı kök kanalı içinde kalan metalik nesnelerin, kanaldan uzaklaştırılmasını araştırmıştır.

Suter ve ark. (2005) başarı tanımlamasını hiçbir perforasyon meydana getirmeden kırık aletin kanaldan tamamen çıkarılması olarak ifade ettiği ve Masseran Kit, Ultrasonik Sistem, Tube and Hedstroem gibi farklı teknikleri kullandıkları in vivo çalışmada, kırık alet çıkarma başarı oranlarını karşılaştırmışlardır.

Cheung (2009) yaptığı araştırmada, kanalda alet kırılma mekanizmasını, kırık alet çıkarma yöntemlerini ve kırık aletin prognoz üzerine etkilerini araştırmıştır.

Nagai ve ark (1986); araştırmalarında kök kanalından kırık alet çıkarmada ultrasonik sistemin etkinliğini değerlendirmişlerdir.

Ward ve ark.(2003), Ni-Ti kırık kanal aletlerinin çıkarılmasında ultrasonik sisteminin etkinliğini klinik ve deneysel çalışmalarında araştırmışlardır.

Alomairy (2009); kök kanalından kırık alet çıkarmada iki tekniğin (ultrasonik sistem ve IRS) etkinliğini in vitro olarak değerlendirmiştir.

Ruddle (2004), kök kanallarından kırık alet çıkarmak için ‘staging platform’ oluşturduktan sonra operasyon mikroskobu ile büyütme altında, ultrasonik sistem ve IRS kullanmıştır. Araştırmacı bu sistemin kırık alet çıkarmada oldukça başarılı olduğunu bildirmiştir.

Terauchi ve ark.(2006), çalışmalarında, 3 adımdan oluşan yeni bir kırık alet çıkarma sistemini kullanmışlardır. İlk olarak CBA ve CBB olarak adlandırılan frezler ile kırık alete ulaşmak için kullanılmış, ikinci olarak ultrasonik uç ile kırık parça titreşim ile yerinden serbestleştirilmiş ve son olarak da bir loop ile kırık parça kanaldan dışarı çıkarılmıştır.

Terauchi ve ark.(2007), 3 farklı operatör ve Masseran Kit, Ultrasonik Sistem ve FRS olmak üzere 3 farklı teknik ile kök kanallarından kırık alet çıkarmışlar, grupların etkinliklerinin değerlendirmişlerdir.

Madarati ve ark (2009), ultrasonik sistem ile kanaldan kırık alet çıkarıldıktan sonra, kökte meydana gelen hacimsel değişiklikleri μ CT ile ölçmüşlerdir.

Souter ve Messer (2005), alt büyükazı dişlerinin mesiolingual kanallarında apikal, orta ve kural olmak üzere kökün 3 farklı bölgesinde kırılan kanal aletlerinin çıkarılmasında ultrasonik sistemi kullanarak meydana gelen komplikasyonları belirlemişlerdir.

Yoldaş ve ark (2004), alt büyük azı dişlerinde bulunan kırık aletleri çıkarmak için Masseran kiti kullanmışlardır. Araştırmacılar, Masseran kit kullanımına bağlı köklerde perforasyon meydana gelme düzeyini değerlendirmişlerdir.

Gençoğlu ve Helvacıoğlu (2009), düz ve eğri köklü dişlerde kırık alet çıkarma başarısı yönünden ultrasonik sistem, Masseran kit ve geleneksel yöntemi karşılaştırmışlardır.

Fu ve ark. (2011), içinde kırık alet bulunan olgularda ultrasonik sistem ve operasyon mikroskobu 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 Parashos (2009) , 80-85⁰ 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 aleti çıkarmak için 40 no'lu 0,04 açılı gütaparkanın apikal 2-3 mm' lik kısmını, 30 sn kadar kloroformda bekletmişler, sonra kırık aletin bulunduğu kanalın içine yerleştirerek 3 dk kadar kanal içinde sertleşmesini beklemişleridir. Saat yönü ve tersi yönündeki hafif hareketlerle kırık aleti çekerek, başarılı şekilde kanaldan çıkarmışlardır.

Simon ve ark. (2008) kırık aletin endodontik tedavi başarısı üzerine etkilerini bildirmişlerdir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Gereç

Bu çalışmada:

- 60 adet tek kök tek kanallı çekilmiş insan küçük azı dişi
- EMS Mini master Ultrasonik Sistem*
- Ultrasonik sisteme adapte edilen elmas uçlu frezler*
- Ultrasonik sisteme adapte edilen titanyum nitrit uçlar*
- Masseran Kit sistemi**
- Masseran kit drilleri**
- Masseran kit ekstraktörü**
- #2 ve #3 no gates glidden frezler***
- #15, #20, #25, # 30 no kanal aletleri***
- Operasyon mikroskobu****
- RVG*****
- Redüksiyonlu anguldruva (75:1)*****
- Distile su
- %10 tamponlanmış formalin solüsyonu
- Soğuk ortodontik akrilik*****
- Kare kesitli metal tüpler
- Röntgen aparatı
- 15-40 paper point***
- Aeratör için elmas silindirik, alev uçlu ve rond frezler*****
- Endoflare (Classics Taper %12 #25) **

- AutoCAD 2000 *****

kullanılmıştır.

* Electro Medical Systems, Nyon, Switzerland

** MicroMega, Besancon, France

*** Mani Inc., Tochigi, Japan

**** Carl Zeiss SMT AG, USA

***** Kodak RVG, Atlanta USA

***** Ax's Endo 06, Micromega, France

***** Vertex Orthoplast, Zeist, Netherlands

***** ISO 166-016, SWS Dental MDT FG İzmir, Türkiye

***** Autodesk, İstanbul, Türkiye

3.2. Yöntem

Bu çalışma İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda ve İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız-diş-çene cerrahisi Ana Bilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir. Çalışmada, 60 adet tek köklü tek kanallı insan küçük azı dişi kullanılmıştır.

3.2.1. Dişlerin Seçimi

Çalışmamızda, çekim nedenleri bilinmeyen, 60 adet, tek köklü, tek kanallı insan alt ve üst küçük azı dişi kullanılmıştır. Dişlerin anatomik yapıları hakkında bir değerlendirme yapabilmek amacıyla labiolingual ve mesiodistal yönlerden periapikal radyografiler alınmıştır. Radyografiler ve dişlerin dış görünüşleri bir büyüteç yardımıyla (X2) incelenmiştir. Çalışma için ayrılan dişlerin seçimleri aşağıdaki kriterlere uygun olarak yapılmıştır.

- Dişte daha önceden yapılmış herhangi bir tedavi girişimi bulunmaması
- Kökün tek kanallı ve düz olması
- Kök gelişiminin tamamlanmış olması
- Dişlerde herhangi bir anatomik anomali bulunmaması
- Kök kanalının devamlılığının radyografik olarak görünür olması, içinde kalsifikasyon, perforasyon ve apikal kısma ulaşmayı engelleyen herhangi bir tıkaçın bulunmaması
- Kökte rezorbtif bir defekt bulunmaması
- Dişlerde, çatlak, kırık bulunmaması

3.2.2. 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 zamana kadar, %10 Formalin çözeltisinde saklanmıştır.

Deney için seçilen dişlerin boyları ölçülmüş ve en kısa olanlara uyumlu olacak şekilde ortalama boy 15 mm olarak saptanmıştır. Buna göre dişlerin kuronları kök ucundan itibaren 15 mm kalacak şekilde, aeratöre takılan bir alev uçlu elmas frez yardımıyla (ISO 166-016, SWS Dental MDT FG İzmir, Türkiye) kesilerek uzaklaştırılmıştır. Böylece tüm örnek dişlerin standart bir boyda (15 mm) olmaları sağlanmıştır. Kök kanalına 10 no'lu bir K-file (Mani Inc, Japan) ile giriş yapılmış ve eğenin ucu foramen apikaleden görülene dek kanal içinde ilerletilmiştir. Böylece, bütün örneklerde foramen apikalenin açık olduğu gözlemlenmiştir. Foramen apikalenin başlangıç genişliği # 20 den büyük olan dişler çalışma dışı bırakılmıştır.

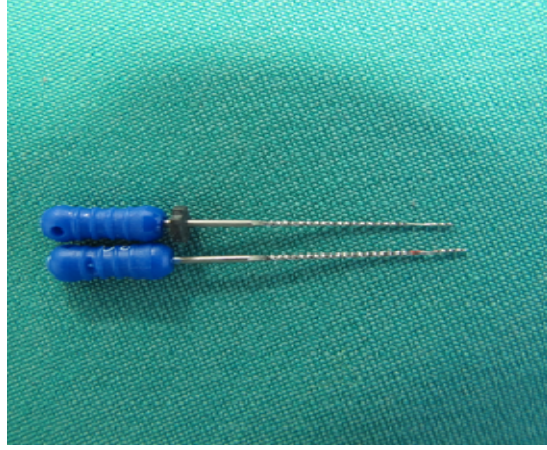
Kök kanalına endodontik giriş sağlamak için, öncelikle anguldraya takılı # 12 no'lu çelik rond bir frez ile kanallara 1-2 mm ön giriş yapılmıştır. Örneklerde, endodontik girişin standart olarak şekillendirilmesi, redüksiyonlu anguldrua (Ax's Endo 06, Micromega, France) üzerine takılan Endoflare (Classics Taper %12 #25, Micromega,

France) ile gerçekleştirilmiştir. Endo-flare 350 RPM de 1-2 mm lik ileri geri hareketler yapılarak, kanal içinde 3 mm kadar ilerletilmiştir.

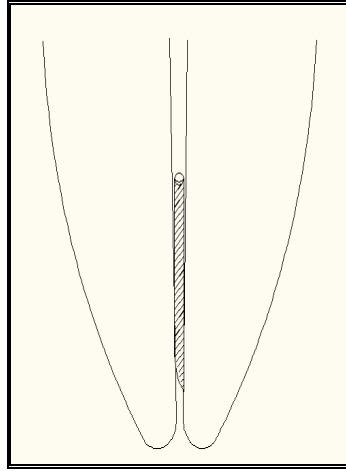
Endodontik giriş tamamlandıktan sonra, #15 ve #20 no' lu k-file ile saptanan çalışma boyunda şekillendirme yapılmıştır (Mani Inc, Japan). Endodontik çalışma boyu dişlerin gerçek boylarından (15 mm) 1 mm çıkartılarak, 14 mm olarak saptanmıştır. Şekillendirme sırasında, kök kanalları sürekli olarak %3 NaOCl ile dolu tutulmuş ve kullanılan her aletten sonra da delikli yıkama iğnesi takılmış bir enjektör yardımıyla (30 Gauge, Mifam, Poland), 2 ml. %3 NaOCl ile yıkanmıştır.

3.2.3. Deney gruplarının oluşturulması

Çalışma için hazırlanan dişler (n=60), rastlantısal olarak (1. Grup n=30 2. Grup n=30) iki ana gruba ayrılmıştır. 1. gruptaki dişlerin apikal 1/3, 2.Gruptaki dişlerin ise, 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, kanal eğesinin orta 1/3 kısımda sıkışmadığı örnekler, çalışma dışı bırakılmıştır. “Apikal 1/3”, kök ucundan kuronale 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 3 mm’lik mesafe işaretlenmiş ve bu kısım bir elmas separe yardımıyla bir miktar kesilerek, kolayca kopacak şekilde zayıflatılmıştır (Şekil 3-1). Zayıflatılan bu eğelerin boyları, apikal 1/3 de kırılacaklar için 14 mm., Orta 1/3 de kırılacak olanlar 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 3-2). Kırılma işleminin uygunluğunu kontrol için dişlerden radyografiler (Kodak 2100, Intraoral X-Ray system,USA) alınmıştır.

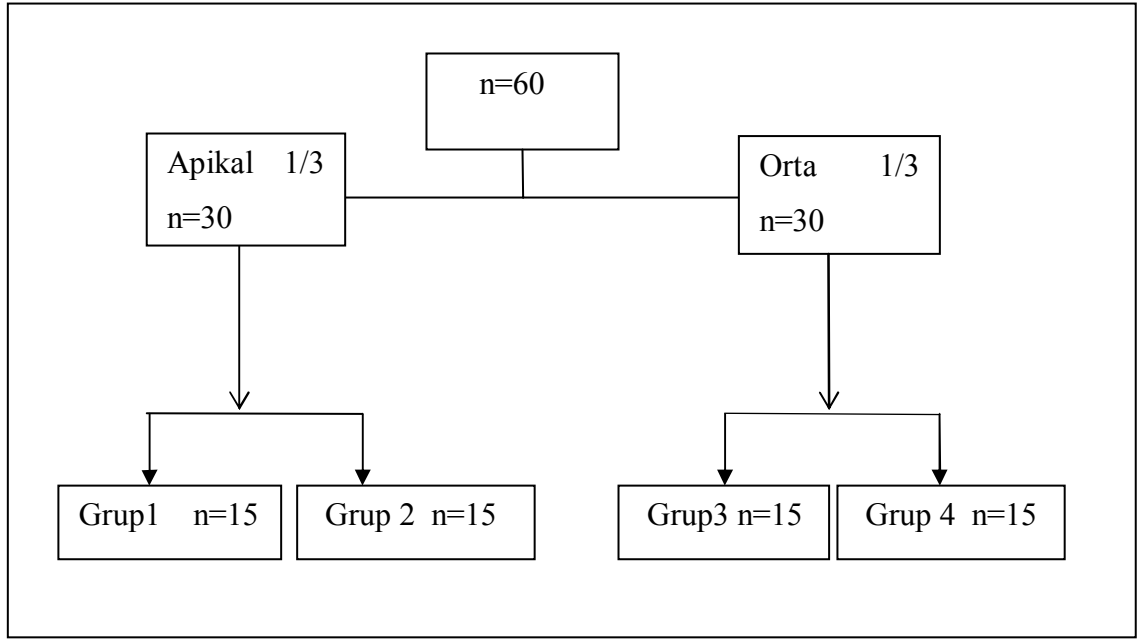


Şekil -: Deforme edilmiş #30 k-file



Şekil -: Kırık alet (şema)

Kırık aletin lokalizasyonuna göre oluşturulan deney grupları, kök kanalının apikal 1/3 (n=30) ve orta 1/3 (n=30) kısmında alet kırılan dişlerden oluşmaktadır . Çalışmamızda, bu bölgelerde kırılan aletler iki farklı yöntemle kanaldan çıkarılmaya çalışılmıştır. Bu sistemler; Ultrasonik sistem (EMS, Switzerland) ve Masseran Kit (Micro-Mega, Besançon, France)'dir. Buna göre, apikal 1/3' de alet kırılan 1. Grup (n=30) , her birinde (n=15) diş bulunan iki alt gruba ayrılmıştır. Aynı şekilde orta 1/3 de alet kırılan 2. Grup da iki alt gruba ayrılmıştır (Şekil 3-3) (Tablo 3-1).



Şekil - : Çalışma Grupları

Tablo - : Çalışma grupları

	n	Lokalizasyon	Çıkartma Tekniği
Grup 1	15	Apikal 1/3	Ultrasonik Sistem (EMS, Switzerland)
Grup 2	15	Orta 1/3	Ultrasonik Sistem (EMS, Switzerland)
Grup 3	15	Apikal 1/3	Masseran Kit (Micro mega, France)
Grup 4	15	Orta 1/3	Masseran Kit (Micro mega, France)

3.2.4. Örneklerin Radyografik Değerlendirme için Hazırlanması

Çalışmamızın önemli amaçlarından biri de, kırık alet çıkarma işlemi sonrası kök kanalında meydana gelen değişimleri değerlendirmektir. Bu amaçla, örnek dişlerden işlem öncesi ve sonrası DDR (Dental digital Radiography) yöntemi ile standart radyografiler alınarak, görüntüler üzerinde ölçüm ve değerlendirmeler yapılmıştır. Bu şekilde, kırık aletin çıkarılıp çıkarılamadığı ve çıkarma işlemleri sırasında kök kanalının farklı seviyelerinde ne kadar madde kaybı meydana geldiği, kantitatif olarak belirlenmiştir.

Sağlıklı bir değerlendirme için, radyografilerin her seferinde sabit bir pozisyonda alınması gerekmektedir. Bu amaçla, standart radyografi almayı sağlayan özel bir düzenekten yararlanılmıştır. Elde edilen veriler, bilgisayar ortamında saklanmış ve özel bir bilgisayar programı kullanılarak değerlendirilmiştir .

3.2.4.1. Standart Radyografi Düzeneği

Kök kanallarındaki transportasyon ve madde kayıplarının miktar ve yönünü ölçebilmek için, örnek dişlerden işlem öncesi ve sonrası birbirinin aynısı radyografik görüntüler elde etmek gereklidir. Bu standardizasyonu sağlamak için dişleri, röntgen tüpüne göre, yatay ve dikey yönde, her defasında aynı uzaklık ve pozisyonda konumlandırabilen, özel bir aparat imal edilmiştir (Şekil 3-4).

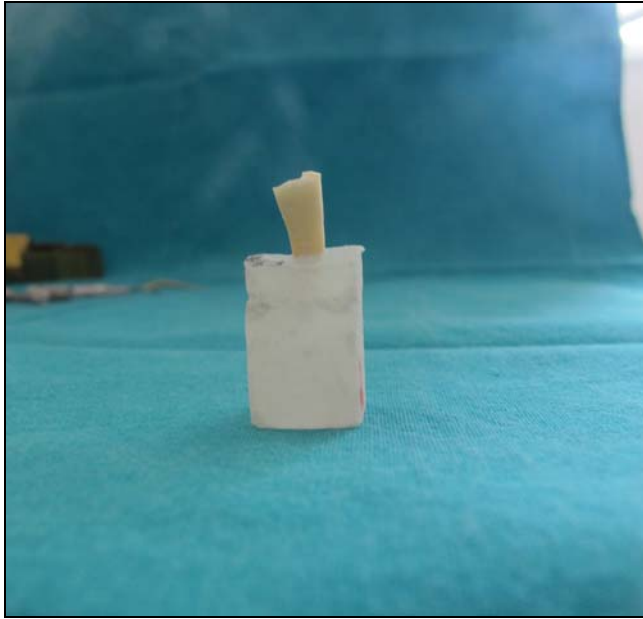


Şekil -: Röntgen aparatı

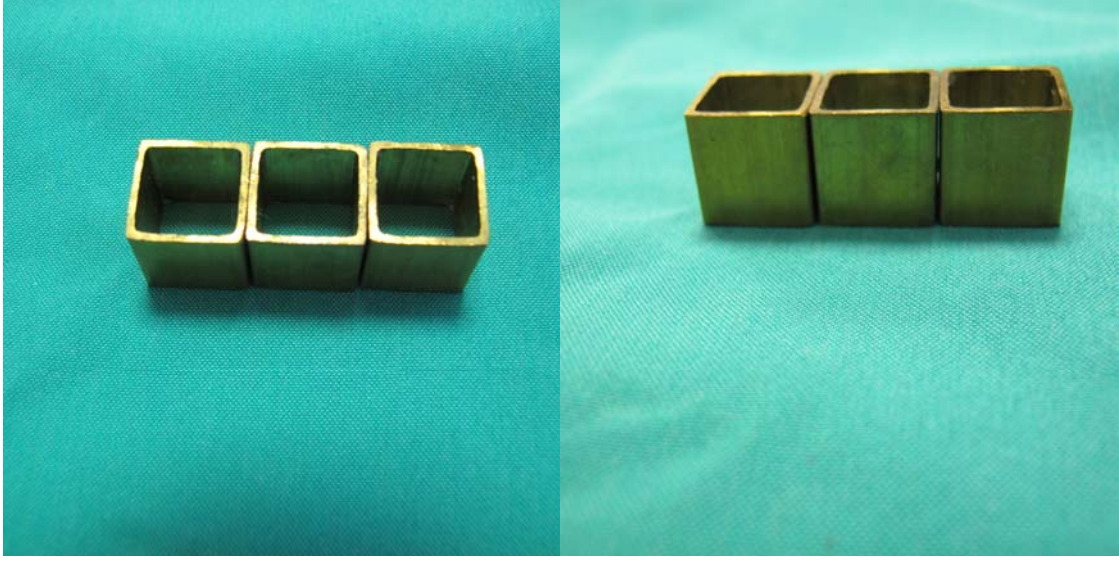
Örnek dişler, standart radyografi düzeneğine yerleştirilebilmeleri için akrilik bloklara alınmıştır (Şekil 3-5) (Şekil 3-6). Akrilik bloklar için 1,5 x 1,5 cm ebatlarında kare kesitli pirinç bir borudan 1,5 cm uzunluğunda parçalar kesilerek, 1,5 x 1,5 x 1,5 cm ölçülerinde standart metal kalıplar oluşturulmuştur (Şekil 3-7). Akrilik blokların kalıp içerisinden kolayca çıkarılabilmesi için, metal kalıpların iç yüzeylerine vazelin sürülmüştür. Akriliğe gömülecek dişlerin kök ucundan, kanal içine akrilik kaçmasını önlemek için, bu kısımlar pembe mum ile kapatılmıştır. Soğuk şeffaf ortodontik akrilik (Vertex Orthoplast, Netherlands) kalıplar içinde toz ve likit şeklinde karıştırılıp hazırlanmıştır. Sertleşme reaksiyonu meydana gelmeden hemen önce dişler, kural 4-5 mm'lik kısımları dışarıda kalacak şekilde, akriliğe gömülmüştür. Böylece dişin yaklaşık olarak 10 mm. kısmı, akrilik blok içinde kalmıştır. Sertleşme reaksiyonundan sonra akrilik blok kalıptan çıkartılmış ve ince uçlu elmas bir aeratör frezi ile her bloğa, bir örnek numarası kazınmıştır. Ayrıca blokların üzerine, dişlerin bukkal-lingual ve mesio-distal yüzlerini gösteren bir işaret konmuştur.



Şekil -: Akrilik bloğa alınmış örnekler



Şekil -: Akrilik blok



Şekil -: Standart metal kalıplar

3.2.4.2. Standart Radyografi Düzeneğinin hazırlanması

Standart radyografiler çekebilmek için hazırlanan düzenek, röntgen tüpüne tam olarak adapte edilebilmektedir. Düzenek üzerinde ayrıca, akrilik blokların ve DDR sensorunun sabit bir şekilde konumlandırılabilceği yuvalar bulunmaktadır. Düzenek şu parçalardan oluşmaktadır:

- 1- Röntgen tüpü sabitleme bağlantısı
- 2- Taşıyıcı bağlantı kolları
- 3- Akrilik blok ve DDR sensör yuvalarının bulunduğu sabitleyici platform (Şekil 3-8) (Şekil 3-9) (Şekil 3-10).

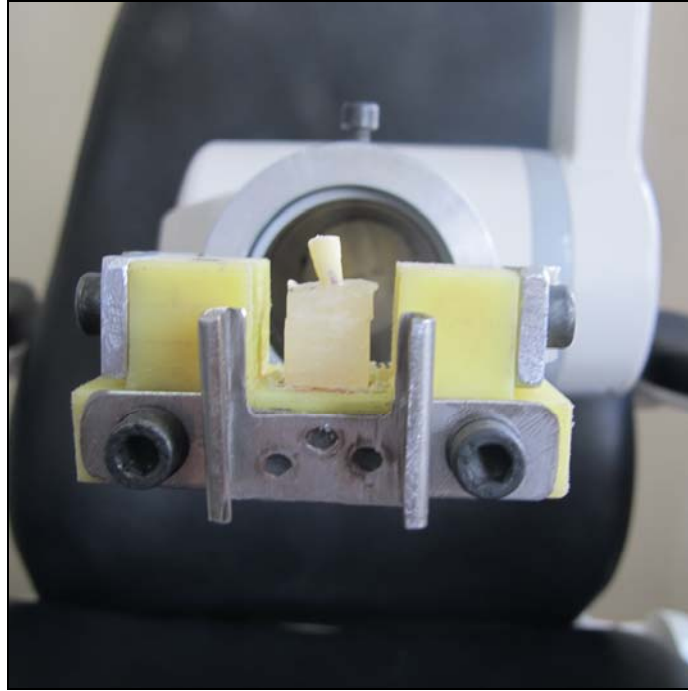
Röntgen tüpüne bağlanacak kısmın yapılması için, öncelikle röntgen tüpünün konusundan silikon ölçü maddesi ile ölçü alınmıştır. Oluşturulan silikon ölçünün içine, sert alçı dökülerek röntgen tüpü konusunun bir kopyası elde edilmiştir. Ayrıca DDR sensor'den silikon ölçü maddesi ile ölçü alınmış ve içine alçı dökülerek modeli hazırlanmıştır. Sayısal verileri hazırlayabilmek için bir kumpas ile röntgen tüpünün ve DDR sensorun iç ve dış çapları ile et kalınlıkları ölçülmüştür. Bu veriler yardımı ile bir makine mühendisi tarafından teknik resim oluşturulmuştur. Torna tezgahında akrilik blokların oturacağı kısımlar PVC esaslı KESTAMİD (Polikim San A.Ş Kocaeli,İstanbul

Türkiye) adlı materyalden, geri kalan parçalar ise alüminyum-krom dan, teknik resme uygun olarak imal edilmiştir. Röntgen tüpü ile akrilik blok ve DDR sensör yuvalarının bulunduğu sabitleyici platform arasına taşıyıcı kollar yapılarak bu iki kısım birleştirilmiştir. Kolların uzunluğu tüpün uç kısmı ile sensor arasındaki mesafe 10 cm. olacak şekilde ayarlanmıştır. Röntgen tüpü sabitleme parçasının alt ve üst kısımlarda birer adet olacak şekilde, vida ve yiv oluşturulmuştur (Şekil 3-8) (Şekil 3-9). Böylece röntgen tüpüne yerleştirilen parça sabitlenebilmektedir. Akrilik blokların yerleştirileceği kısımda kullanılmak üzere, daha önce akrilik blokların kalıbı olarak kullanılan ebatları 1,5 x 1,5 x 1,5 cm olan kare kesitli pirinç borudan, 1 cm uzunluğunda bir parça kesilmiş 1,5 x 1,5 x 0,5 cm ebatlarında bir parça elde edilmiştir. Bu parça, daha önceden Kestamit'den tornada hazırlanmış olan taşıyıcı kısmın, aynı ebatlarda hazırlanmış olan boşluğuna silikon yapıştırıcı ile yapıştırılmıştır .

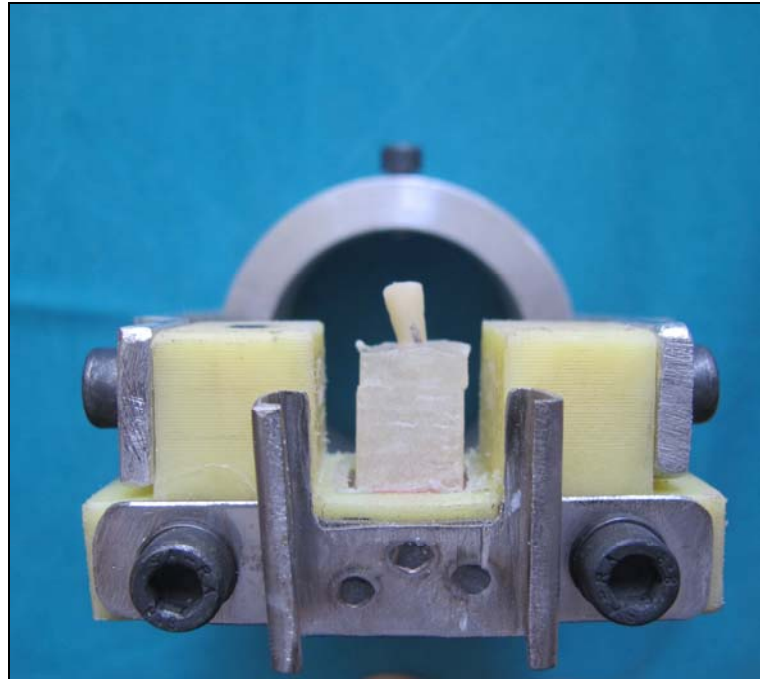
Böylece modelin içine sıkıca girip çıkabildiği, ama kesinlikle yerinden oynamadığı bir durum elde edilmiştir. Kare kesitli pirinç borudan 1 cm oranında bir bölümün kesilmesinin nedeni ise dışın kök ucu görüntüsüne, metalin süperpoze olmasının engellenmesidir. Tüm bu detaylandırılmış aparat ile örneklerden standart şekilde görüntüler elde edilebilmiştir.



Şekil -: Röntgen aparatı (üst görüntü)



Şekil -: Röntgen aparatı (ön görüntü)



Şekil -: Röntgen aparatı (ön görüntü)

3.2.5. Op. öncesi radyografik görüntülerin oluşturulması

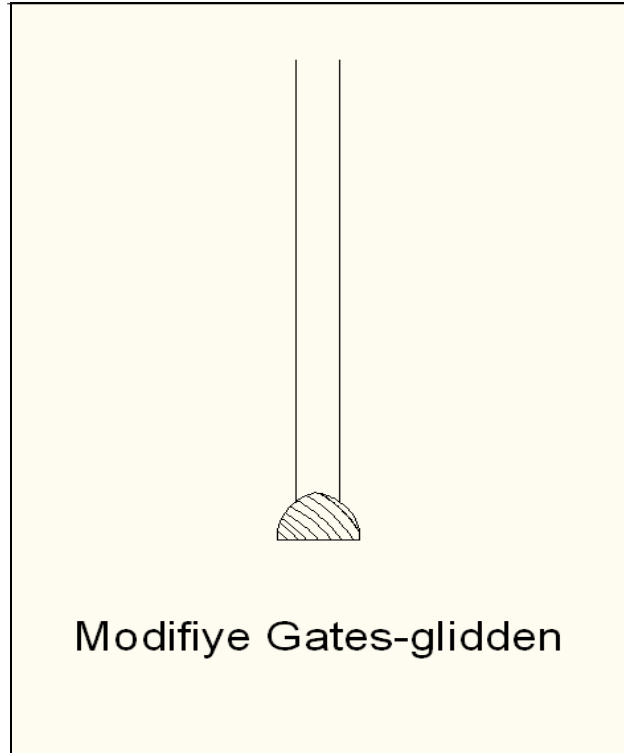
Çalışmada işlem öncesi ve sonrası radyografiler, DDR (Kodak RVG 5100, Carestream Dental LLC, Atlanta, USA) ile alınmıştır. Röntgen cihazı olarak da (Kodak 2100 Intraoral X-Ray System) kullanılmıştır. Röntgen çekimlerinde cihazın gücü 70 kV, 8 mA olup uygulama süresi 0,18 sn olmuştur. Örnek dişlerden mesiodistal ve bukkolingual yönlerden olmak üzere, op. öncesi olarak 2 ayrı radyografi alınmıştır.

3.2.6. Kanallardan Kırık alet Çıkarma İşlemlerinin Uygulanması

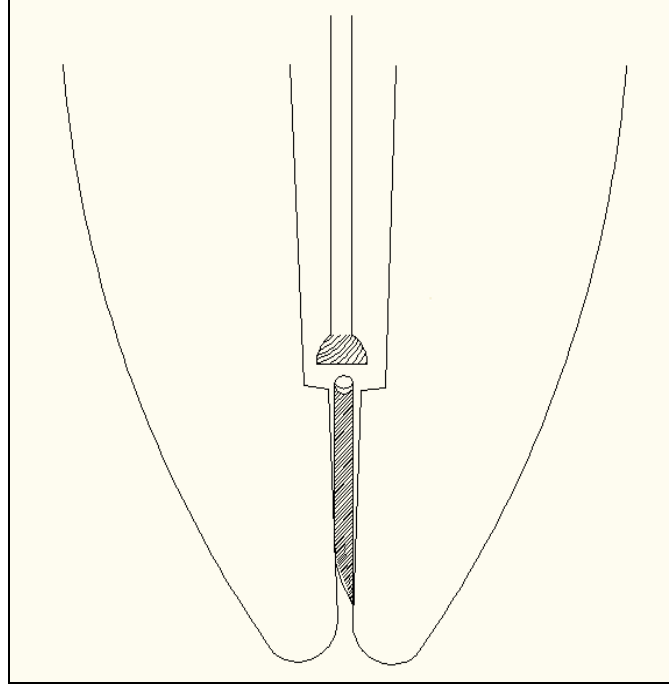
Tüm gruplarda, dişlerden kırık alet çıkarma işlemleri, operasyon mikroskobu kullanılarak gerçekleştirilmiştir (x1,6) (Şekil 3-11). Kırık alet çıkartma işleminde ilk aşama, kırık alete doğrudan ulaşan düz bir giriş elde edilmesidir. Bu giriş sağlandıktan sonra ‘staging platform’ (çıkartma platformu) hazırlanmıştır. Bu amaçla III no’ lu Gates glidden frezinin ucu, uzun eksene dik olacak şekilde aeratör frezi ile kesilmiştir (Şekil 3-12). Bu şekilde modifiye edilen gates glidden frezi, 300 rpm ayarlanmış mikro motor ile su soğutması altında kullanılmıştır. Böylece kök kanalı, kırık kanal aletinin bulunduğu yere kadar genişletilerek ‘staging platform’ (çıkartma platformu) oluşturulmuştur (Şekil 3-13). Dişlerde kırık alete kadar ‘staging platform’ oluşturulduktan sonra kanallar serum fizyolojik (izotonik sodyum klorür) ile yıkanmış ve paper pointler (Spident, Korea) ile kurutulmuştur.



Şekil -: Operasyon Mikroskobu



Şekil -: Modifiye gates-glidden



Şekil -: Kanalda staging platform oluşturulması

3.2.7. Deney Grupları

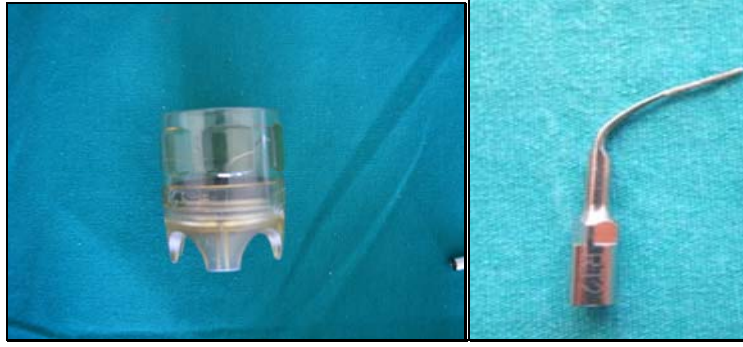
Grup 1

Bu grupta, kökün apikal 1/3 kısmında kırık alet bulunan toplam 15 (n=15) adet diş yer almıştır. İşleme başlarken, oluşturulan “Staging Platform”(Şekil 3-13) aracılığı ile, kırık aletin operasyon mikroskobu yardımıyla görülebilir hale gelmesi sağlanmıştır. Kırık aletin mikroskopta görülemediği dişler, deney dışı bırakılmıştır. Çalışmamızda, EMS firmasının ürettiği mini master (EMS, Switzerland) ultrasonik cihaz (Şekil 3-14) kullanılmıştır. Alet çıkartılmasında üretici firmanın önerileri doğrultusunda çalışılmıştır. Bu amaçla iki farklı tip ultrasonik uç kullanılmıştır, bunlardan ilki elmas kaplı RT2 (EMS Switzerland) ucudur (Şekil 3-15). Bu uç, oluşturulan “Staging Platform”un duvarlarının genişletilip düzeltilmesi ve kırık alete RT3 ucunun rahatça ulaşmasını sağlamak amacıyla kullanılmaktadır. İkincisi ise, üzeri titanyum nitrit kaplı olan, RT3 (EMS Switzerland) ucudur (Şekil 3-16). Bu uç 180⁰ lik endochuck üzerine takılmakta ve cihaza endochuck ile bağlanmaktadır (Şekil 3-17). RT3 ucu, kırık aletin çevresinde

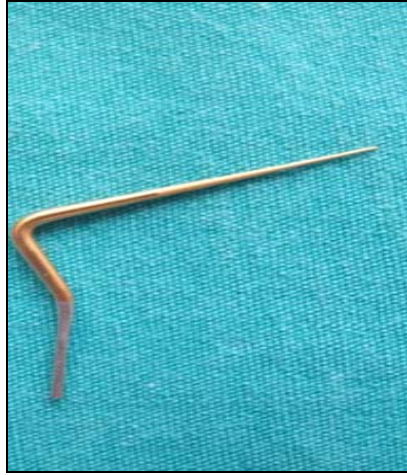
saat yönünün tersine doğru döndürülerek, su soğutması olmaksızın kullanılmıştır. Kırık alet, ultrasonik titreşim ile sıkıştığı dentinden serbestleştirilmeye çalışılmıştır (Şekil 3-18). Kırık alet, çoğu kez ultrasonik titreşim ile kanal dışına kendiliğinden çıkmaktadır. Elmas uçlar (RT2), dayanıklı ve az deforme oldukları için bir uç altı dişte kullanılmıştır. Titanyum nitrit uçlar (RT3), kırık aletle temas halinde çalıştıkları ve ısındıkları için deforme olma olasılığına karşılık bir uç ancak üç dişte kullanılmıştır. 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 90 dk’ 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.



Şekil -: Ultrasonik cihaz



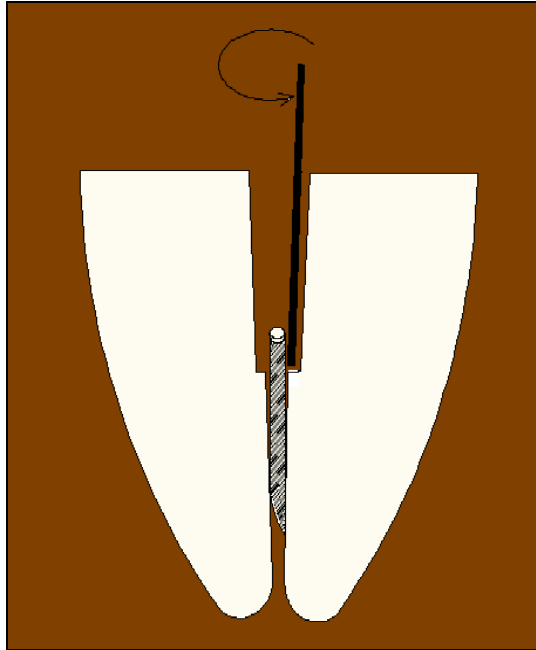
Şekil -: RT2 (Elmas kaplı uç)



Şekil -: RT3 (Titanyum nitrit uç)



Şekil -: Endochuck



Şekil -: Ultrasonik uç kullanımı

Grup 2

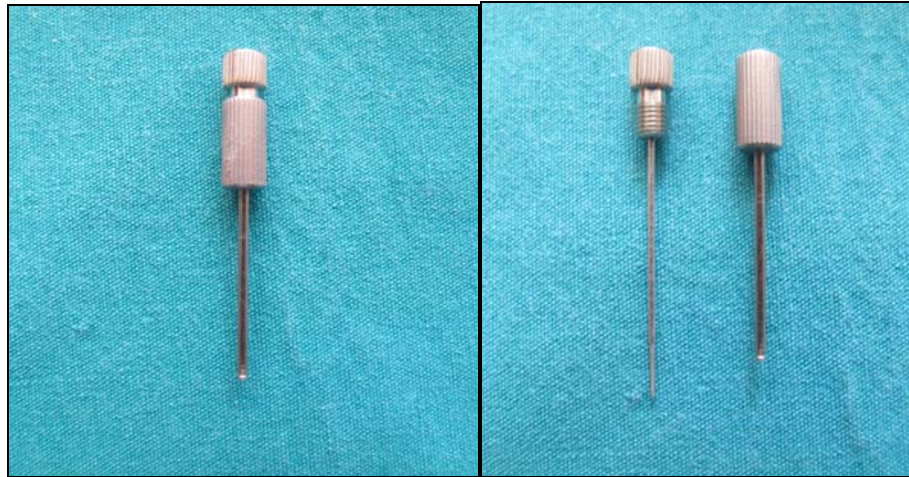
Bu grupta, kökün orta 1/3 kısmında kırık alet bulunan toplam 15 (n=15) adet diş yer almıştır. Bu grupta bulunan örnekler, aynen 1. Grupta anlatıldığı şekilde işlemlere, tabi tutulmuşlardır. Tek fark, kırık aletin, kök kanalının orta 1/3 kısmında konumlanmış olmasıdır.

Grup 3

Bu grupta kökün apikal 1/3 kısmında kırık alet bulunan toplam 15 (n=15) adet diş yer almıştır. Dişlerin hazırlanması aşamasında, kırık alete düz bir girişin elde edilmesi ve “staging platform” oluşturulması 1. Grupta anlatıldığı şekilde yapılmıştır. Operasyon mikroskobunda, kırık alet görülebilir hale geldikten sonra, çıkartma işlemi için “Masseran kit (Micro-Mega, Besançon, France)” kullanılmıştır (Şekil 3-19). Masseran kit, trepan (kesici) frezler (Şekil 3-21) ve ekstraktör (çıkartma tüpü) tüpünden oluşur (Şekil 3-20). Trepan frezler, kırık parçayı ortaya çıkarıp, ekstraktör tüpünün gireceği boşluğu oluştururlar (Şekil 3-22). Kırık parça, trepan frez ile serbestleştirildikten sonra, ekstraktör tüp ile kanaldan çıkartılır (Şekil 3-23) (Şekil 3-24). 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 saatin tersi yönünde döndürülerek kullanılmıştır. 1,2 çaplı trepan frezi, dişin kuronal 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, ekstraktörün kırık parçayı kavrayıp sıkıştırmasına izin verecek derinlikte olmasına dikkat edilmiştir. Ekstraktörün kırık parçayı kavrayamadığı durumlarda, tekrar trepan frezler ile çalışılarak parçanın çevresindeki boşluk derinleştirilmiştir. Daha sonra ekstraktör, kırık parçanın açığa çıkarılan kısmını içine alacak şekilde kanala yerleştirilmiş ve sıkıştırma vidası ile parçanın ekstraktöre tutunması sağlanmıştır (Şekil 3-24). Ekstraktör, saat yönünün tersine doğru yavaşça döndürülerek kanaldan çıkartılmıştır.



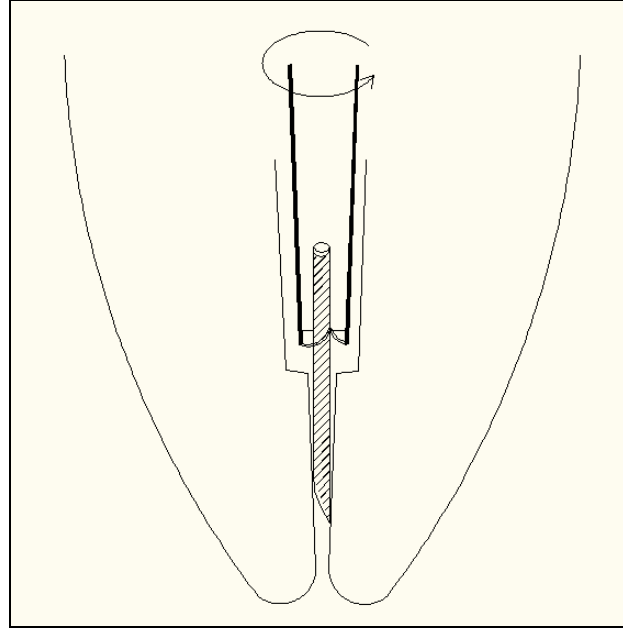
Şekil -: Masseran Kit (Trepan frezler ve ekstraktör tüpü)



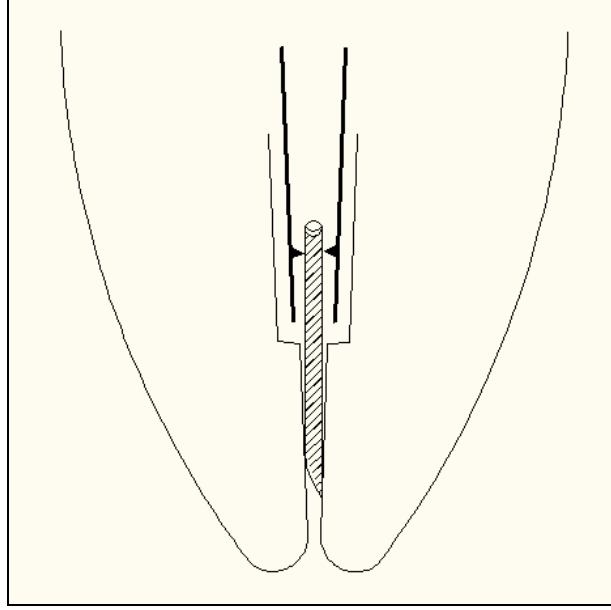
Şekil -: Ekstraktör tüpü



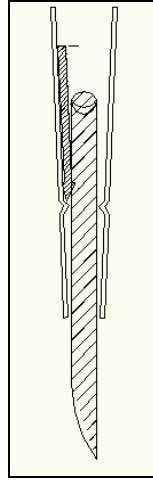
Şekil -: Trepan frezler



Şekil -: Trepan frez kullanımı



Şekil -: Ekstraktör ile kırık parçanın kavranması



Şekil -: Kırık aletin ekstraktör ile sıkıştırılması

Grup 4

Bu grupta kökün orta 1/3 kısmında kırık alet bulunan toplam 15 (n=15) adet diş yer almıştır. Çıkartma yöntemi olarak da Masseran Kit kullanılmıştır. Kırık aletin çıkartılması için yapılması gereken tüm ön hazırlık aşamaları (Düz bir giriş sağlanması, staging platform oluşturulması, OM da görünür hale gelmesi) Grup 3' de olduğu gibi uygulanmıştır. 3. Gruptan farklı olarak, iki trepan frez yerine sadece 1,2 çaplı trepan frezi kullanılmıştır.

3.3. Değerlendirme Kriterleri

Çalışmamızda, kök kanalında kırılan aletlerin çıkartılmasında kullanılan yöntemlerin, etkinliklerinin değerlendirilmesi aşağıda gösterilen üç ayrı kriterlere göre yapılmıştır.

1-Kırık aletin, kök kanalından çıkarılabilme başarısının değerlendirilmesi

Deney gruplarında bulunan dişlerden, işlem sonrası alınan radyografi ile kırık parçanın çıkarılıp çıkartılamadığının değerlendirilmesi;

a.Kırık aletin lokalizasyonuna (apikal 1/3 ya da orta 1/3)

b.Kırık alet çıkarmada kullanılan tekniğe göre (Ultrasonik sistem/Masseran kit) yapılmıştır.

2- Kırık aletin kanaldan çıkarılma süresinin değerlendirilmesi

Alet çıkartma işlemi için, maksimum çalışma süresi 90 dk. kabul edilmiştir. Bu süre içinde çıkartılamayan örnekler, başarısız olarak kabul edilmiştir. Kırık parça işlemin

başından itibaren 90 dk' dan kısa sürede çıkartıldıysa, bu süre kaydedilmiştir. Süre 90 dk' yı geçerse, işlem başarısız kabul edilmiştir.

3- Kırık alet çıkartma yönteminin neden olduğu transportasyon miktarının değerlendirilmesi

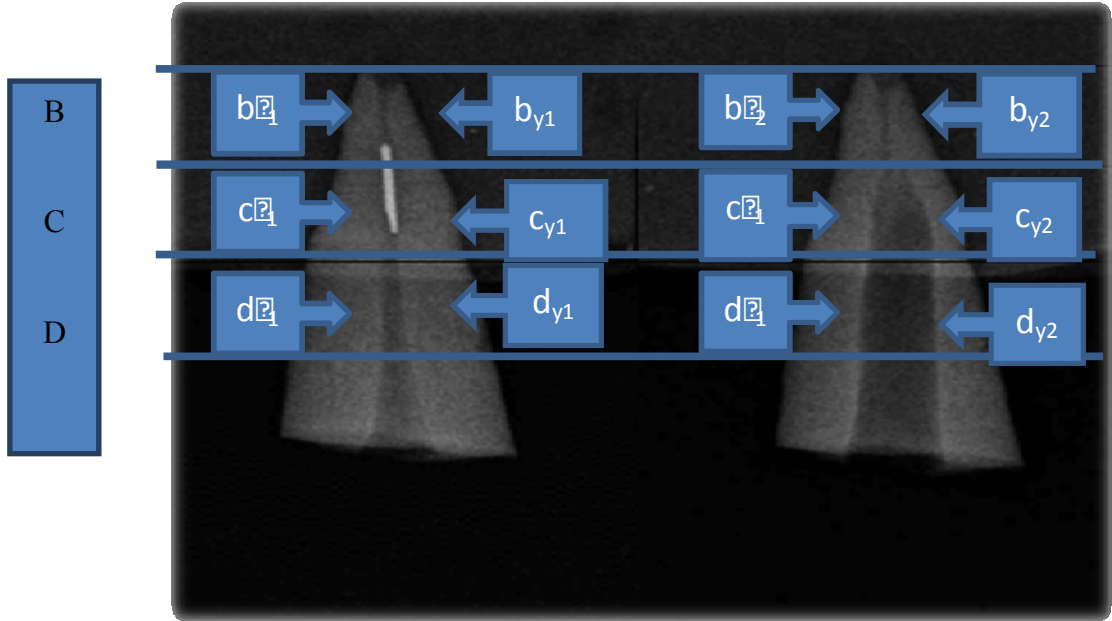
Yapılan işlemlerin, kök kanalında neden olduğu madde kaybı ve transportasyon miktarı aşağıda gösterildiği gibi kanalın farklı seviyelerinde ve bütününde olmak üzere ayrı ayrı değerlendirilmiştir.

- a. Kökün apikal 1/3 bölgesinde (B seviyesinde) meydana gelen transportasyon miktarı
- b. Kökün orta 1/3 bölgesinde (C seviyesinde) meydana gelen transportasyon miktarı
- c. Kökün kuronal 1/3 bölgesinde (D seviyesinde) meydana gelen transportasyon miktarı
- d. Kök kanalının bütününde meydana gelen toplam transportasyon miktarı

Bu değerlendirmeyi yapabilmek için, standart koşullarda, operasyon öncesi ve sonrası bukkolingual ve mesiodistal yönden, DDR (Kodak 2100, İntraoral X-Ray) ile elde edilen radyografiler, bilgisayara aktarılmıştır. Standart radyografik görüntüler üzerindeki ölçümler, AutoCAD 2000 (Autodesk, İstanbul, Türkiye) bilgisayar programı yardımı ile gerçekleştirilmiştir. Öncelikle, örnek dıştan bukkolingual yönde op.öncesi ve sonrası alınan standart görüntüler bilgisayar ekranında aynı pozisyonda yan yana getirilmiştir. Daha sonra, dişlerin radyografik foramen apikalesi, referans noktası kabul edilerek, her iki görüntüyü de içerecek şekilde kuronale doğru eşit aralıklarla 3 yatay çizgi çizilmiştir. Böylece diş apikal (B),orta (C) ve kuronal (D) 1/3 olarak ayrılmıştır (Şekil 3-25). Kök kanalının her bir seviyesinde çizginin, dişin dış yüzü ile kök kanalı arasında kalan mesafesi işaretlenmiş ve program tarafından ölçülerek kaydedilmiştir. Aynı işlem, kök kanalının her üç seviyesi için, mesial ve distal taraflardan ayrı ayrı yapılmıştır (Şekil 3-26). Aynı işlemler, mesiodistal yönde alınan radyografiler üzerinde de tekrar edilmiştir. Sonuç olarak, bukkolingual yönde 6, mesiodistal yönde de 6, olmak üzere, her bir örnekten toplam 12 adet sayısal değer elde edilmiştir. Transportasyon miktarı, örnek dıştan bukkolingual ve mesiodistal yönde alınan op. önce ve sonrası radyografilerde, op.öncesi toplam dentin miktarından, op.sonrası toplam dentin miktarı çıkartılarak hesaplanmıştır (Şekil 3-27). Örneklerin kuronal 1/3 (D), orta 1/3(C) ve apikal 1/3 (B) bölgelerinde meydana gelen transportasyon miktarı, ayrı ayrı

belirlenmiştir. Ayrıca toplam transportasyon miktarı, bukkolingual yöndeki transportasyon miktarı ile mesiodistal yöndeki transportasyon miktarlarının toplamı olarak belirlenmiştir.

AutoCAD 2000 programına aktarılan görüntüler ve yapılan ölçümler aşağıdaki örnekteki gibidir.



Şekil -: Op. öncesi ve sonrası görüntülerin üzerinde seviyelerin oluşturulması

Bu yöntemle göre, dişlerden, op.öncesi ve sonrasında mesiodistal ve bukkolingual yönden ayrı ayrı alınan görüntüler, AutoCAD2000 programı ile yukarıda detaylı olarak anlatıldığı şekilde ölçülmüştür (Şekil 3-25). Elde edilen verilere dayanarak transportasyon miktarları, aşağıda verilen formüller kullanılarak değerlendirilmiştir (Şekil 3-26).

BT= B noktasındaki Toplam Transportasyon

BT1= B noktasındaki Bukkolingual yönde oluşan Transportasyon

BT2= B noktasındaki Mesiodistal yönde oluşan Transportasyon

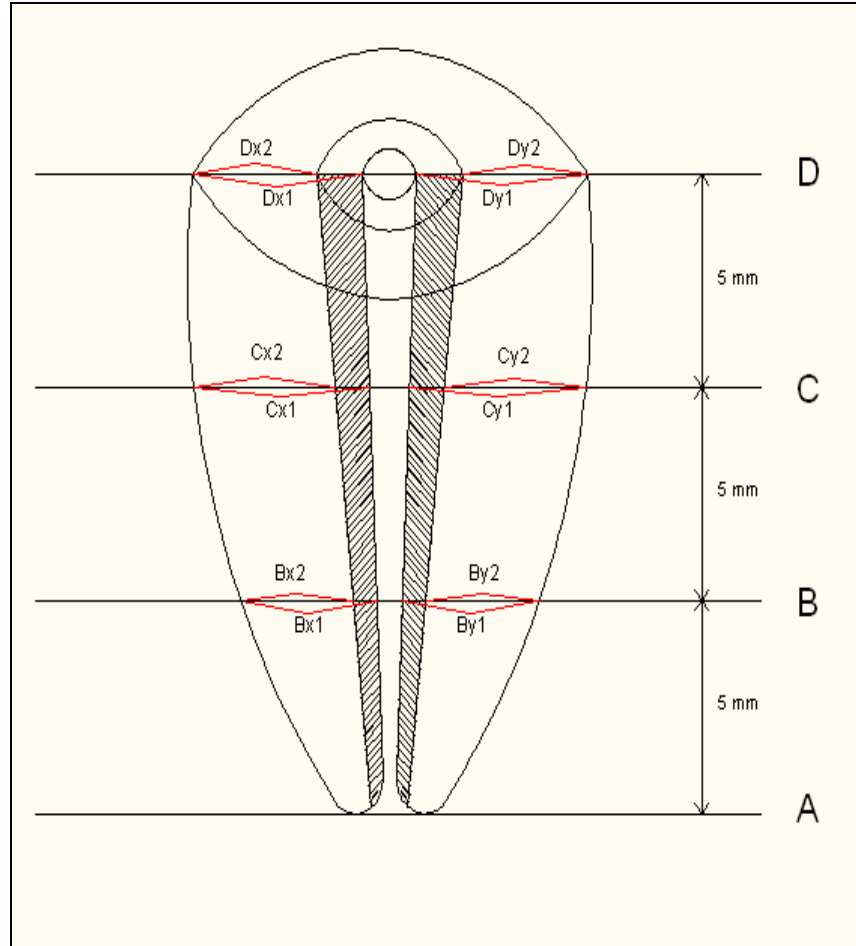
$$BT1=(bx_1+by_1)-(bx_2+by_2)$$

$$BT2=(bx_1+by_1)-(bx_2+by_2)$$

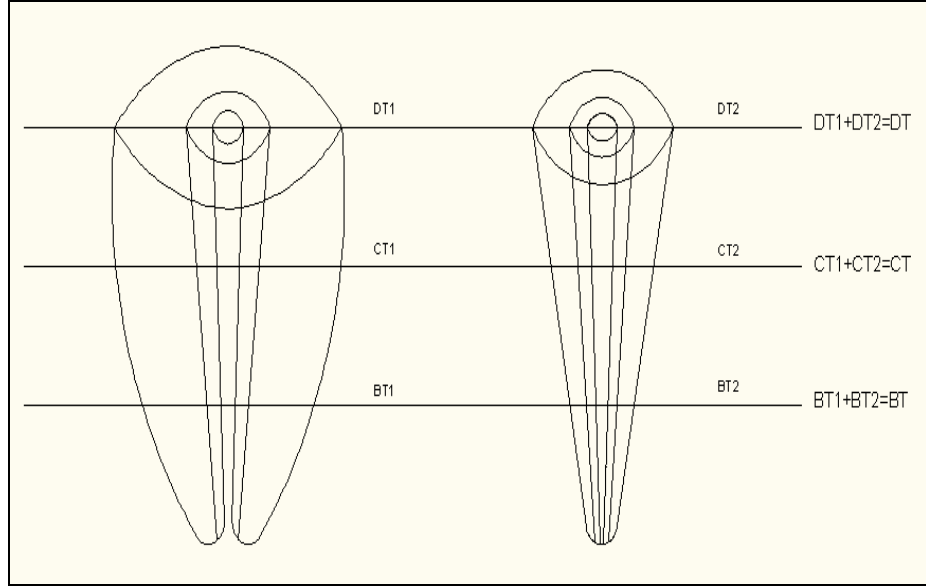
$$BT=BT1+BT2$$

Açıklanan bu formül dişlerin C ve D seviyeleri için de aynı şekilde uygulanmıştır. Bir dişte meydana gelen toplam transportasyon miktarı ise yukarıda açıklanan bu formülün, kökün her bir seviyesi için yapılması ve sonucunda tüm bu değerlerin toplanması ile hesaplanmıştır (Şekil 3-27).

Bir dişte meydana gelen toplam transportasyon miktarı= $BT+CT+DT$ olarak hesaplanmıştır.



Şekil -: Dişte op. önce ve sonrası görüntüler üzerinde hesaplama



Şekil -: BL ve MD yünden hesaplama

3.4. İstatistiksel Bulguların Değerlendirilmesi

Çalışmanın istatistiksel analizi SPSS (Statistical Package for Social Sciences) 17.0 paket programı kullanılarak yapılmıştır. Tanımlayıcı istatistikler ortalama, standart sapma ve medyan (minimum-maksimum) olarak verilmiştir. Değişkenlerin normal dağılıma uygunlukları, Shapiro Wilk testi ile incelenmiştir. Karşılaştırmalarda normal dağılım gösteren değişkenler, grup sayısına göre tek yönlü varyans analizi, Student's t testi ve normal dağılım göstermeyen değişkenler, Mann –Whitney - U testi kullanılarak değerlendirilmiştir. Niteliksel değişkenlerin karşılaştırılmasında Ki-kare testi kullanılmıştır. $p < 0,05$ değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

Çalışmamızda, kök kanalının apikal ve orta 1/3 kısmında kasti olarak kırılarak bırakılan kanal aletlerinin çıkartılmasında, Masseran kit sistemi ve Ultrasonik Sistem'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 kök kanalında meydana gelen madde kaybı gibi kriterler yönünden ayrı ayrı yapılmıştır. Bulgular, grafik ve tablolarla birlikte aşağıda verilmektedir.

4.1. Kök kanalından kırık kanal aletinin çıkarılabilirliğine ilişkin bulgular

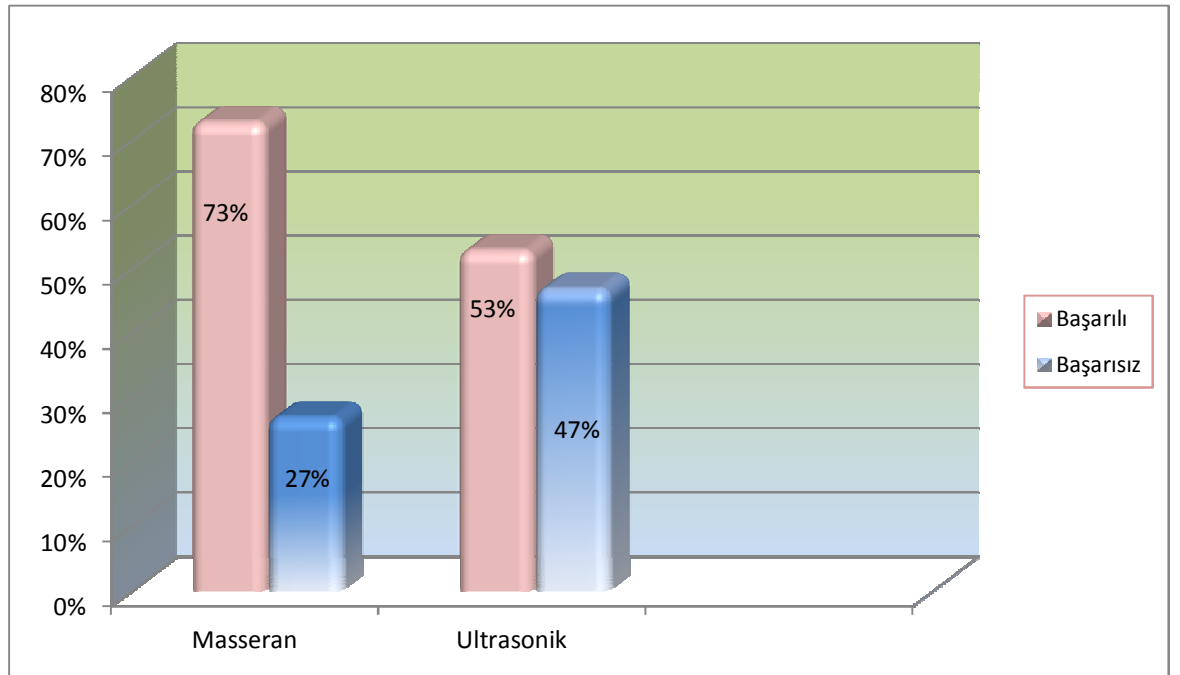
Deney gruplarını oluşturan ultrasonik sistem (Grup 1,2) ve Masseran kit (Grup 3,4) ile, bölge ayrımı yapılmaksızın, genel olarak değerlendirildiğinde, Masseran kit grupları (Grup3,4) (%73,3), ultrasonik sistem gruplarına göre (Grup 1,2) (%53,3) kırık alet çıkartılmasında daha başarılı bulunmuştur. Çalışmamızda kullanılan toplam 60 dişin, 38 adedinde (%63,3) kırık alet başarılı olarak uzaklaştırılabildiştir. Geri kalan 22 dişte ise (%36,7), işlem başarısız olmuştur. Kırık alet çıkarma başarısı, tüm gruplar arasında bölge ayrımı yapılmaksızın genel bir değerlendirilme yapıldığında, kırık alet çıkarma başarısı yönünden Masseran kit ve ultrasonik sistem grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0,05$). Kullanılan tekniklere göre, kırık kanal aletlerinin çıkarılabilirliğine ilişkin bulgularımız aşağıda verilmektedir (Tablo 4-1, Şekil 4-1).

Tablo -:Deney gruplarının bölge ayrımı yapılmaksızın kırık alet çıkarma başarısı yönünden karşılaştırılması

	Masseran Kit		Ultrasonik Sistem		Toplam		p
Sonuç	n	%	n	%	n	%	0,108
Başarılı	22	73,3	16	53,3	38	63,3	
Başarısız	8	26,7	14	46,7	22	36,7	

* $p>0,05$

*Ki-kare



Şekil -: Tekniklere göre kırık alet çıkarma başarı oranlarının karşılaştırılması

Gruplar tek tek değerlendirildiğinde;

Grup 1’de; Ultrasonik sistem ile, apikal 1/3 de alet kırığı bulunan 15 dişin, 7 adedinde (%46,6) kırık alet başarılı olarak çıkarılabilmektedir. Buna karşılık 8 dişte ise, (%53,3) çıkarılamamıştır (Tablo4-2)(Şekil 4-2).

Grup 2’de; Ultrasonik sistem ile, kök kanalının orta 1/3 kısmında kırık alet bulunan 15 diştten, 9 adedinde (%60) kırık alet başarılı olarak çıkarılabilmekşken, 6 dişte (%40) işlem başarısız olmuştur (Tablo4-2) (Şekil 4-2).

Grup 3’de; Masseran kit ile apikal 1/3 bölgesinde kırık alet bulunan 15 örnek diştten, 9 (%60) adedinde başarılı olunmuştur. 6 dişte ise (%40), işlem başarısız olmuştur (Tablo4-2) (Şekil 4-2).

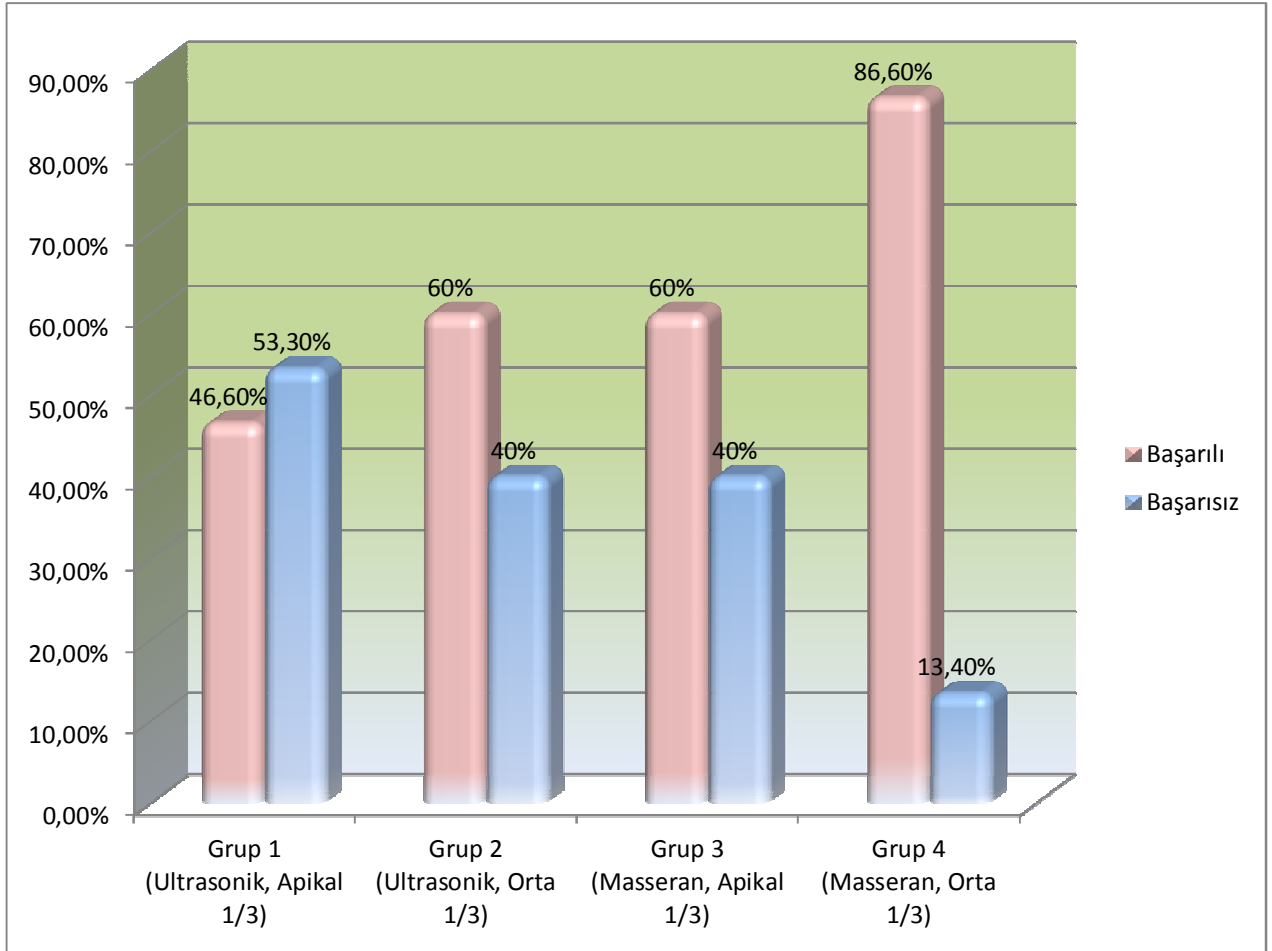
Grup 4’te; Masseran kit ile orta 1/3 kısmında kırık alet bulunan 15 örnek diştten, 13 adedinde (%86,6) kırık alet başarılı olarak çıkartılabilmekmiştir. Buna karşılık 2 adet dişte ise (%13,4) başarısız olunmuştur (Tablo4-2) (Şekil 4-2). Tüm gruplar karşılaştırıldığında, gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0,05$).

Tablo -: Grupların kırık alet çıkarma başarısı yönünden karşılaştırılması

*p>0,05

*Ki-kare

	BAŞARILI		BAŞARISIZ		P
Gruplar	n	%	n	%	0,141
Grup 1 Ultrasonik Apikal 1/3	7	46,6	8	53,3	
Grup 2 Ultrasonik Orta 1/3	9	60	6	40	
Grup 3 Masseran kit Apikal 1/3	9	60	6	40	
Grup 4 Masseran kit Orta 1/3	13	86,6	2	13,4	
Toplam	38	63,3	22	36,7	



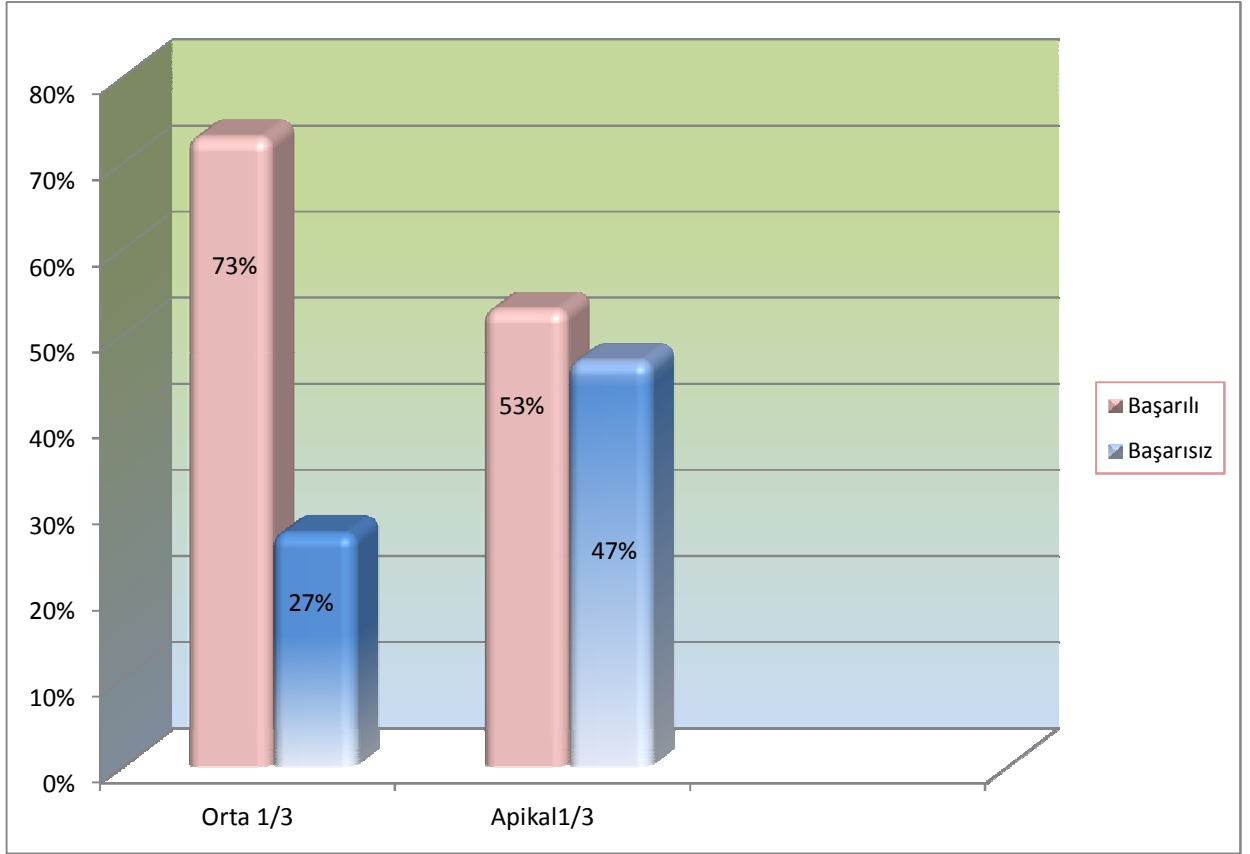
Şekil -: Grupların kırık alet çıkarma başarıları yönünden karşılaştırılması

Gruplar kırık alet çıkarma etkinliği yönünden ayrı ayrı değerlendirildiğinde, en başarılı sonuçlar (% 86,6), orta 1/3 kısmında alet kırığı bulunan dişlerde, Masseran kit'in kullanıldığı 4.grupta alınmıştır. En yetersiz sonuçlar (%46,6) ise, 1. Grup'da (Ultrasonik sistem, apikal 1/3 alet kırığı) alınmıştır. 2.Grup (Ultrasonik Sistem orta 1/3 alet kırığı grubu) (%60) ile, 3. Grup (Masseran Kit apikal 1/3 alet kırığı grubu) (%60) arasında bir fark bulunmamıştır.

Çıkartma yöntemine bakılmaksızın, yalnızca kırık aletin lokalizasyonuna göre değerlendirme yapıldığında, kök kanalının orta 1/3 bölgesinde, apikal 1/3 e oranla daha başarılı olunmuştur. Orta 1/3 kısmında kırık alet bulunan toplam 30 dişin 22 adedinde (%73,3) başarılı olunurken, bu oran apikal 1/3 de, %53,3 (16 diş) seviyesinde düşmüştür . (Tablo 4-3) (Şekil4-3).

Tablo -: Bölgelere göre kırık alet çıkarma başarı oranları

Gruplar	Orta 1/3		Apikal 1/3	
	n	%	n	%
Başarılı	22	73,3	16	53,3
Başarısız	8	26,7	14	46,7



Şekil -: Bölgelere göre kırık alet çıkarma oranlarının karşılaştırılması

Kırık alet çıkarma işleminin başarısızlık kriterleri süre aşımı, perforasyon meydana gelmesi, kırık aletin apeks dışına itilmesi ve dişte meydana gelen vertikal kırıklardır. Çalışma sırasında, Grup 2’de (Ultrasonik, Orta 1/3), 1, Grup 3’te (Masseran, Apikal 1/3) 1 dişte olmak üzere toplam 2 dişte perforasyon meydana gelmiştir. Grup 3’te perforasyonun meydana geldiği örnekte, süre de 90 dk’yı aştığı için, perforasyonun sonuçlara bir etkisi olmamıştır. Grup 2’de (Ultrasonik, Orta 1/3), 1 dişte ise, hem süre 90 dk’yı geçmiş hem de kırık alet apeks dışına itilmiştir.

4.2. Kırık alet Çıkarma Süresine İlişkin Bulgular

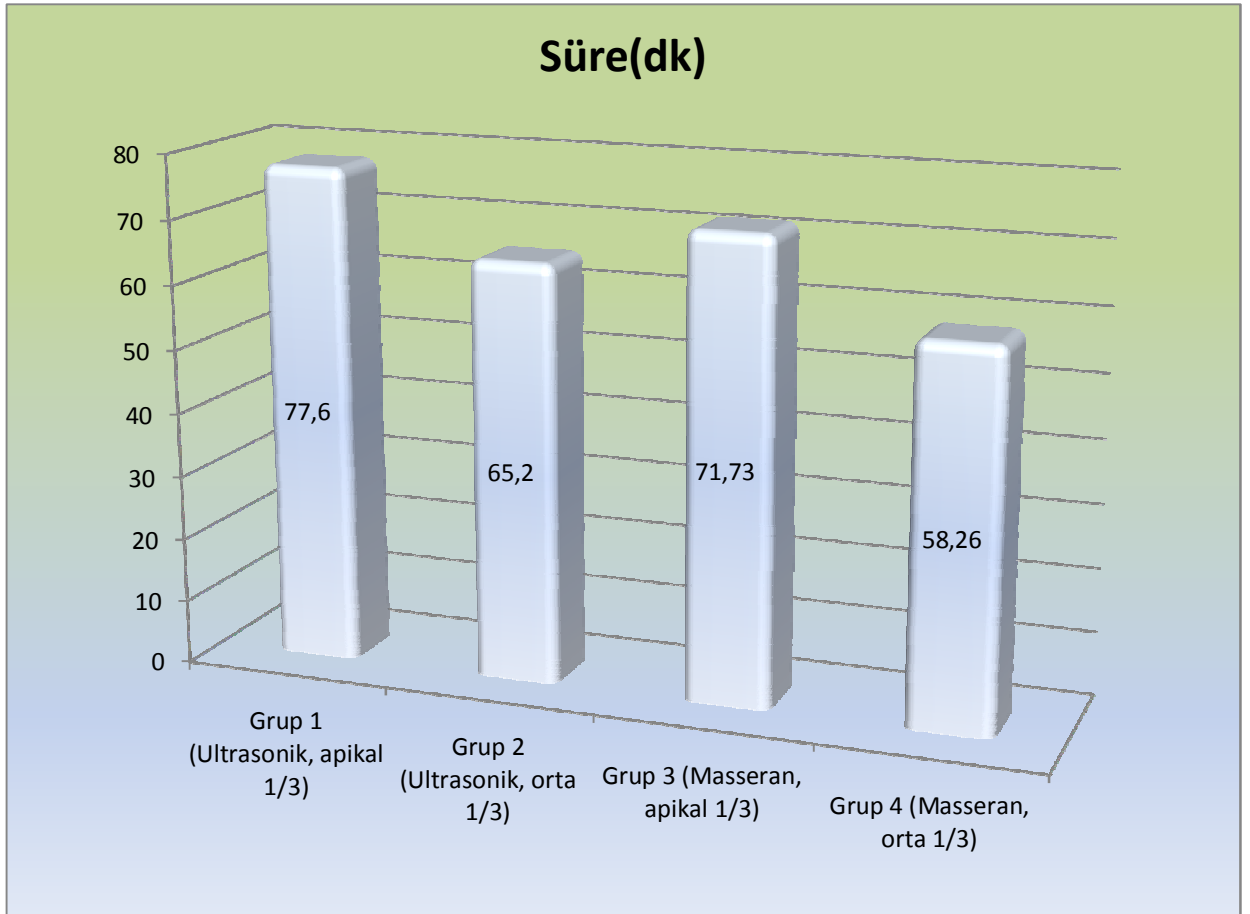
Bir başka değerlendirme kriterimiz olan, “kırık alet çıkarma işleminin ne kadar sürede gerçekleştirilebildiğine ilişkin” bulgularımıza göre; ultrasonik sistem kullanılan 1.Grupta (ultrasonik apikal 1/3) ortalama süre 77,6 dk olarak bulunmuştur. 2.Grupta (ultrasonik orta 1/3) ise, bu süre 65,2 dk olmuştur. Ortalama süre, 3.Grupta (Masseran apikal 1/3) 71,73 dk., 4.Grupta (Masseran orta 1/3) ise 58,26 dk olarak saptanmıştır (Tablo 4-4) (Şekil 4-4). Buna göre kırık alet çıkarmak için en fazla süre gereksinimi, ultrasoniğin apikal 1/3 de kullanıldığı 1. Grupta, en kısa süre ise Masseran kitin orta 1/3 de kullanıldığı 4.grupta olmuştur. Her ne kadar bu sonuçlar farklı gibi görülse de, gruplar arasındaki fark, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4-4) (Tablo 4-5) (Şekil 4-4).

Tablo - : Herbir örnekteki süre bulguları (dk)

Örnek no	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4
1	48	54	40	21
2	57	65	41	27
3	60	56	55	29
4	62	67	62	29
5	63	73	62	42
6	71	30	62	47
7	83	43	68	51
8	>90	64	72	61
9	>90	42	74	66
10	>90	34	>90	79
11	>90	>90	>90	79
12	>90	>90	>90	81
13	>90	>90	>90	82
14	>90	>90	>90	>90
15	>90	>90	>90	>90
Ortalama	77,6	65,2	71,73	58,26

Tablo -: Deney gruplarının kırık alet çıkartılma süresi yönünden karşılaştırılması (dk)
(n= 15)

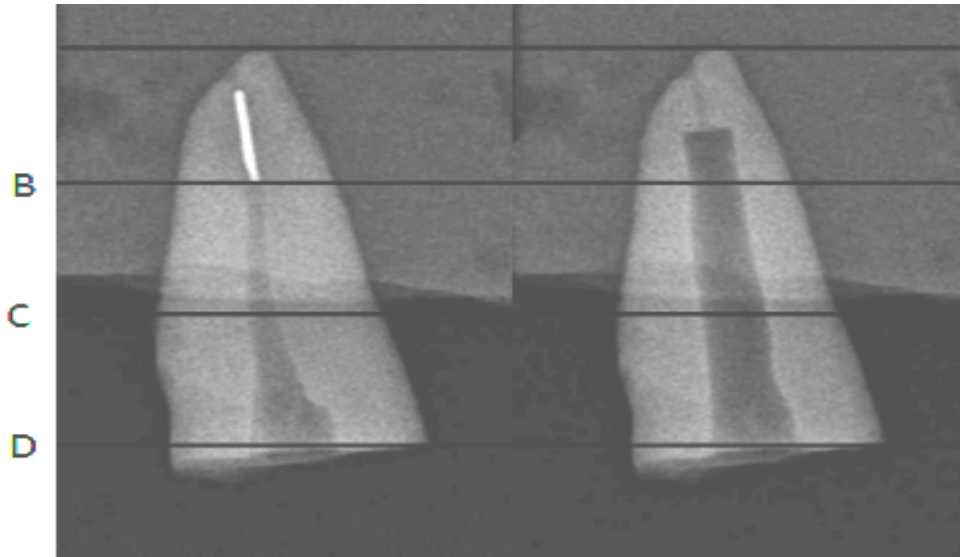
	Ort. $\pm$ SD	p
GRUP 1	77,6 $\pm$ 15,5	0,09
GRUP 2	65,2 $\pm$ 21,7	
GRUP 3	71,73 $\pm$ 18,0	
GRUP 4	58,26 $\pm$ 24,2	
*ANOVA		
*p>0,05		



Şekil -: Grupların kırık alet çıkarma sürelerinin karşılaştırılması (dk)

4.3. Kırık alet çıkarılma işlemleri sırasında kökte meydana gelen transportasyona ilişkin Bulgular

Çalışmamızın bu bölümünde bulgular, işlem öncesi ve sonrası alınan radyografler üzerinde, kök kanalının farklı seviyelerindeki transportasyon miktarının AutoCAD 2000 programı tarafından ölçülmesi ile elde edilmiştir. Kök kanalının apikal 1/3 (B seviyesi), orta 1/3 (C seviyesi) ve kural 1/3 (D seviyesi) seviyelerinde buko-lingual ve mesio-distal yönlerde ayrı ayrı ölçümler yapılmıştır (Şekil 4-5.) Bunların toplamına ilişkin ortalama değerler tablo 4-6' da gösterilmektedir.



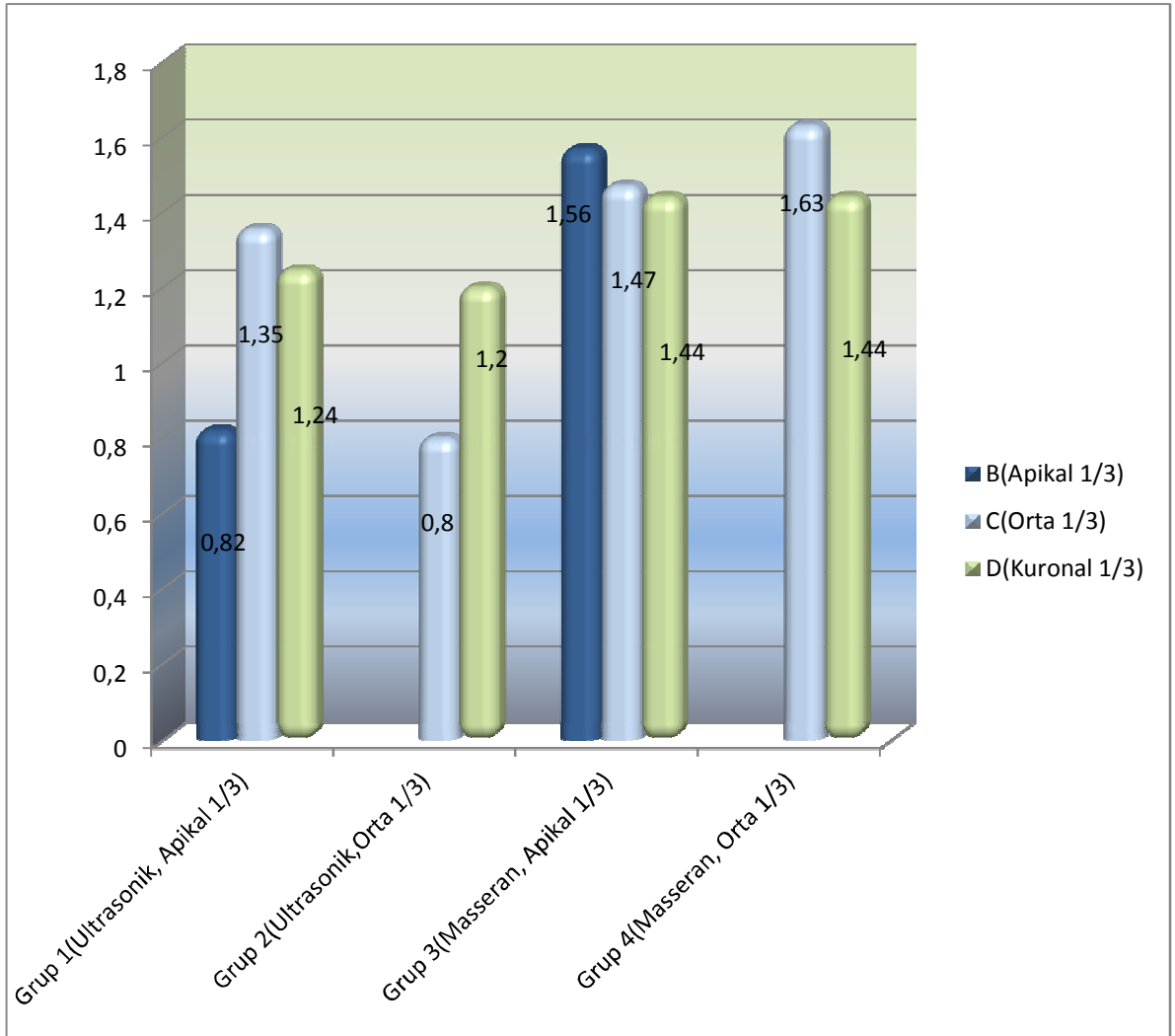
Şekil -: Radyografi üzerinde B, C, D seviyelerinin oluşturulması

4.3.1. Deney gruplarında Kök kanalının farklı seviyelerinde (B,C,D) transportasyon miktarlarının ölçümü

Deney gruplarında kök kanalının farklı seviyelerinde meydana gelen ortalama transportasyon miktarları ölçüm sonuçlarına ilişkin bulgular aşağıda verilmektedir (Tablo 4-6 ve Şekil 4-6).

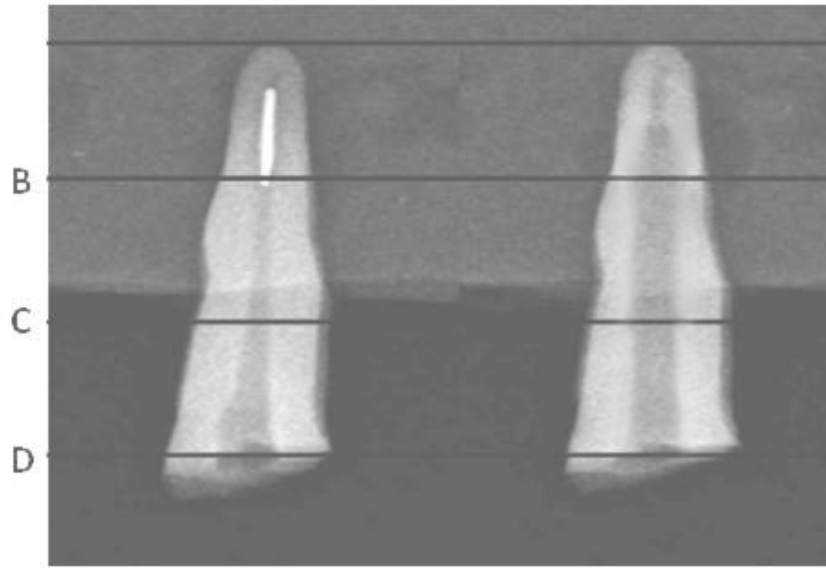
Tablo -: Kök seviyelerine göre gruptaki ort. transportasyon miktarları (mm)

	B Seviyesi (Apikal 1/3)	C Seviyesi (Orta 1/3)	D Seviyesi (Kronal 1/3)
Gruplar	Ort.±SD	Ort.±SD	Ort.±SD
Grup 1	0,82±0,60	1,35 ±0,77	1,24 ±0,59
Grup 2	-	0,80 ±0,42	1,20 ±0,37
Grup 3	1,5673±0,72	1,47 ±0,53	1,44 ±0,57
Grup 4	-	1,63 ±0,63	1,44 ±0,63

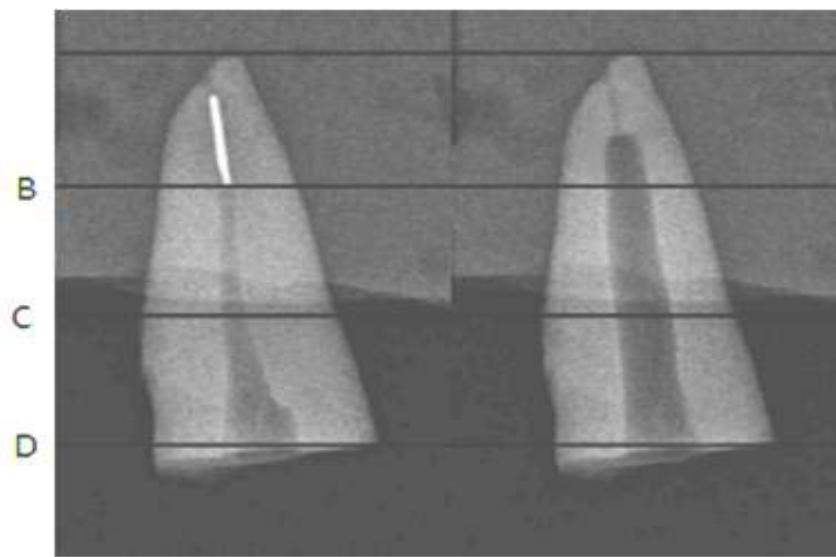


Şekil -: Grupların transportasyon değerlerinin kendi aralarında karşılaştırılması

Grup 1 (Ultrasonik Apikal 1/3): Bu grupta, en düşük ortalama toplam transportasyon 0,82 mm ile B (Apikal 1/3) seviyesinde olmuştur. Buna karşılık C (Orta 1/3) seviyesinde 1,355 mm, D (Kronal 1/3) seviyesinde ise 1,246 mm transportasyon saptanmıştır. Grup 1, transportasyon yönünden değerlendirildiğinde, (B ve C), (C ve D), (B ve D) seviyeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4-6 ve Şekil 4-6). Bu gruba ait bir örneğe ait MD ve BL yönden alınan görüntüler Şekil 4-7 ve Şekil 4-8 'de gösterilmiştir.

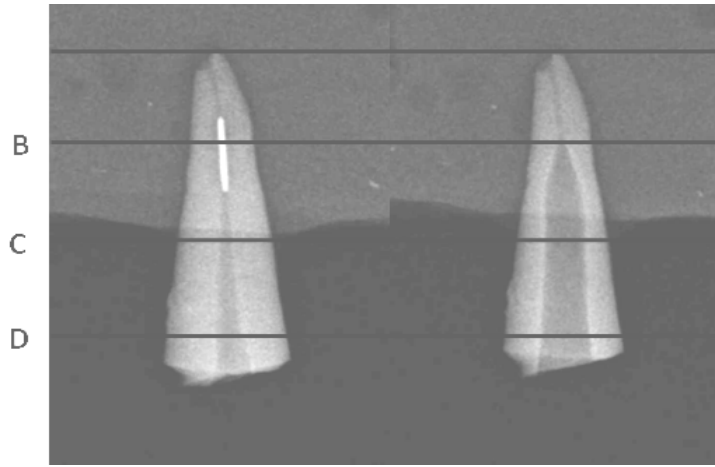


Şekil -: Grup 1- MD yöndeki transportasyonun değerlendirilmesi

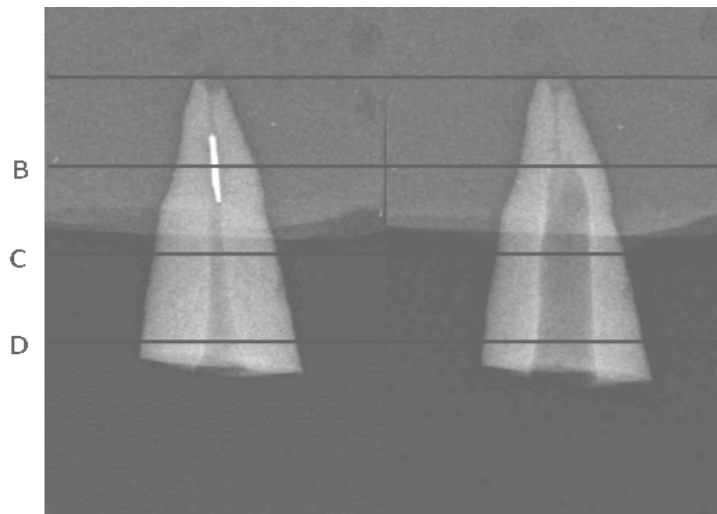


Şekil -: Grup 1- BL yöndeki transportasyonun değerlendirilmesi

Grup 2 (Ultrasonik, kırık alet Orta 1/3 de). Bu grupta en fazla transportasyon 1,20 mm ile D (Kronal1/3) seviyesinde meydana gelmiştir. Diğer seviyelerdeki transportasyon miktarı C (Orta1/3) seviyesinde ortalama 0,80 mm olurken, B (Apikal1/3) seviyesinde ölçüm yapılmadığı için B seviyesi değerlendirmeye alınmamıştır. Kökün B seviyesinde herhangi bir transportasyon meydana gelmemiştir. Grup 2’de, transportasyon yönünden kök kanalının tüm seviyeleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0,05$) (Tablo 4-6 ve Şekil 4-6). Bu gruba ait bir örneğe ait MD ve BL yönden alınan görüntüler Şekil 4-9 ve Şekil 4-10 ‘da gösterilmiştir.

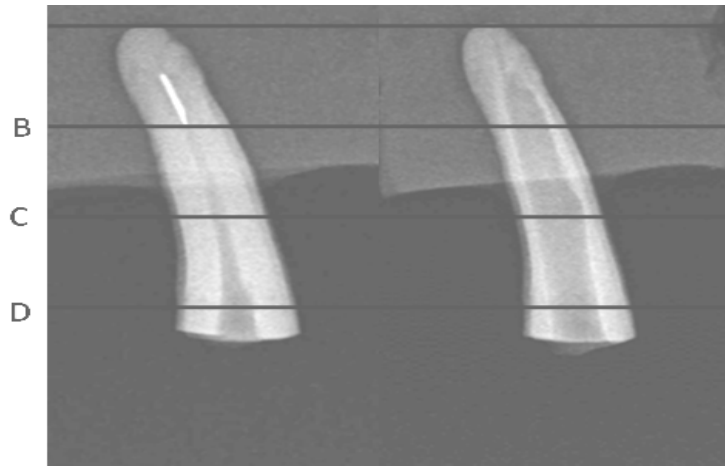


Şekil -: Grup 2- MD yöndeki transportasyonun değerlendirilmesi

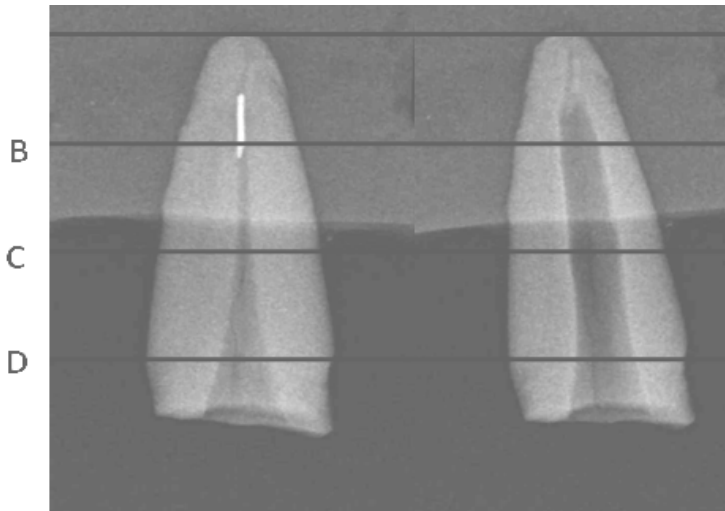


Şekil -: Grup 2- BL yöndeki transportasyonun değerlendirilmesi

Grup 3 (Masseran Apikal 1/3) Bu grupta en fazla transportasyon 1,5673 mm ile B (Apikal1/3) seviyesinde gözlenmiştir. Transportasyon miktarı C (Orta1/3) seviyesinde 1,47 mm, D (Krona1/3) seviyesinde ise 1,44 mm olarak bulunmuştur. Yapılan değerlendirmede ise kök seviyeleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0,05$) (Tablo 4-6 ve Şekil 4-6). Bu gruba ait bir örneğe ait MD ve BL yönden alınan görüntüler Şekil 4-11 ve Şekil 4-12 'de gösterilmiştir.

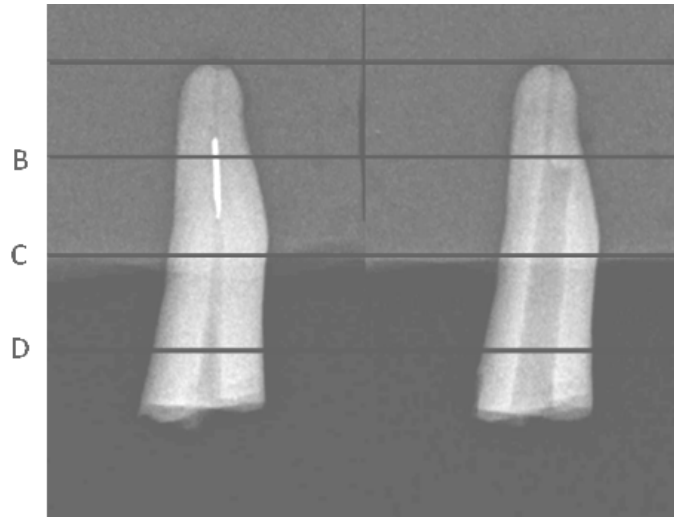


Şekil -: Grup 3-MD yöndeki transportasyonun değerlendirilmesi

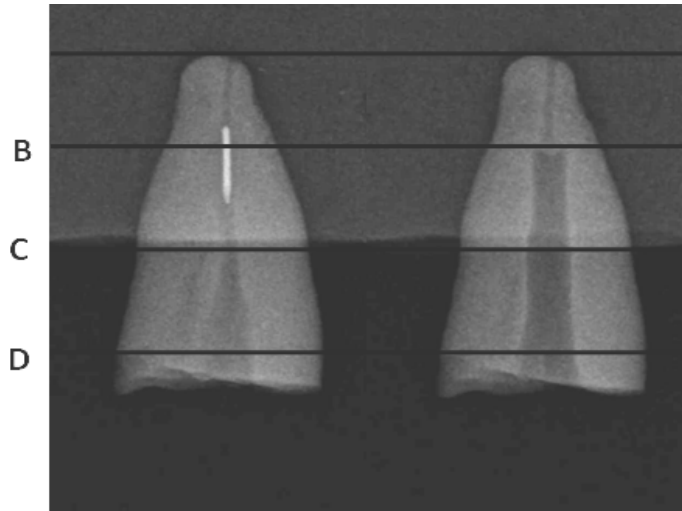


Şekil -: Grup 3 - BL yöndeki transportasyonun değerlendirilmesi

Grup 4 (Masseran Orta 1/3). Bu grupta en fazla transportasyon 1,63 mm ile C (Orta1/3) seviyesinde gözlenmiştir. D (Kural1/3) seviyesinde 1,44 mm olarak bulunmuştur. B seviyesinde çalışılmadığı için değerlendirmeye alınmamıştır. Yapılan değerlendirmeye göre; kökün C ve D seviyeleri arasında transportasyon yönünden istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0,05$). B seviyesi ise bu bölgede çalışılmadığı için değerlendirmeye alınmamıştır (Tablo 4-6 ve Şekil 4-6). Bu gruba ait bir örneğe ait MD ve BL yönden alınan görüntüler Şekil 4-13 ve Şekil 4-14 'te gösterilmiştir.



Şekil -: Grup 4- MD yöndeki transportasyonun değerlendirilmesi



Şekil -: Grup 4- BL yöndeki transportasyonun değerlendirilmesi

4.3.2. Kök seviyelerine göre gruplar arasındaki transportasyon miktarlarının Karşılaştırılması

Kökün seviyelerine göre bir değerlendirme yapıldığında;

B seviyesinde (apikal 1/3), Grup 3 (Masseran, apikal 1/3) de meydana gelen transportasyon miktarları ($1,5673 \pm 0,72$ mm), Grup 1 (ultrasonik, apikal 1/3) e göre ($0,82 \pm 0,60$ mm) daha fazla olmuştur. Yapılan istatistiksel analizde de iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,05$). Orta 1/3 bölgede kırık alet olan diş gruplarında (Grup 2 ve 4), kökün apikal 1/3 kısmında çalışılmadığı için transportasyon meydana gelmemiştir. Bu nedenle de bu gruplarda, B seviyesinde, transportasyon yönünden bir değerlendirme yapılmamıştır. B seviyesinde ortaya çıkan transportasyona ait bulgular Tablo 4-7, Tablo 4-8 ve Şekil 4-15’de gösterilmiştir.

Tablo -: Grup 1 ve Grup 3’ün B seviyesindeki transportasyon miktarlarının karşılaştırılması

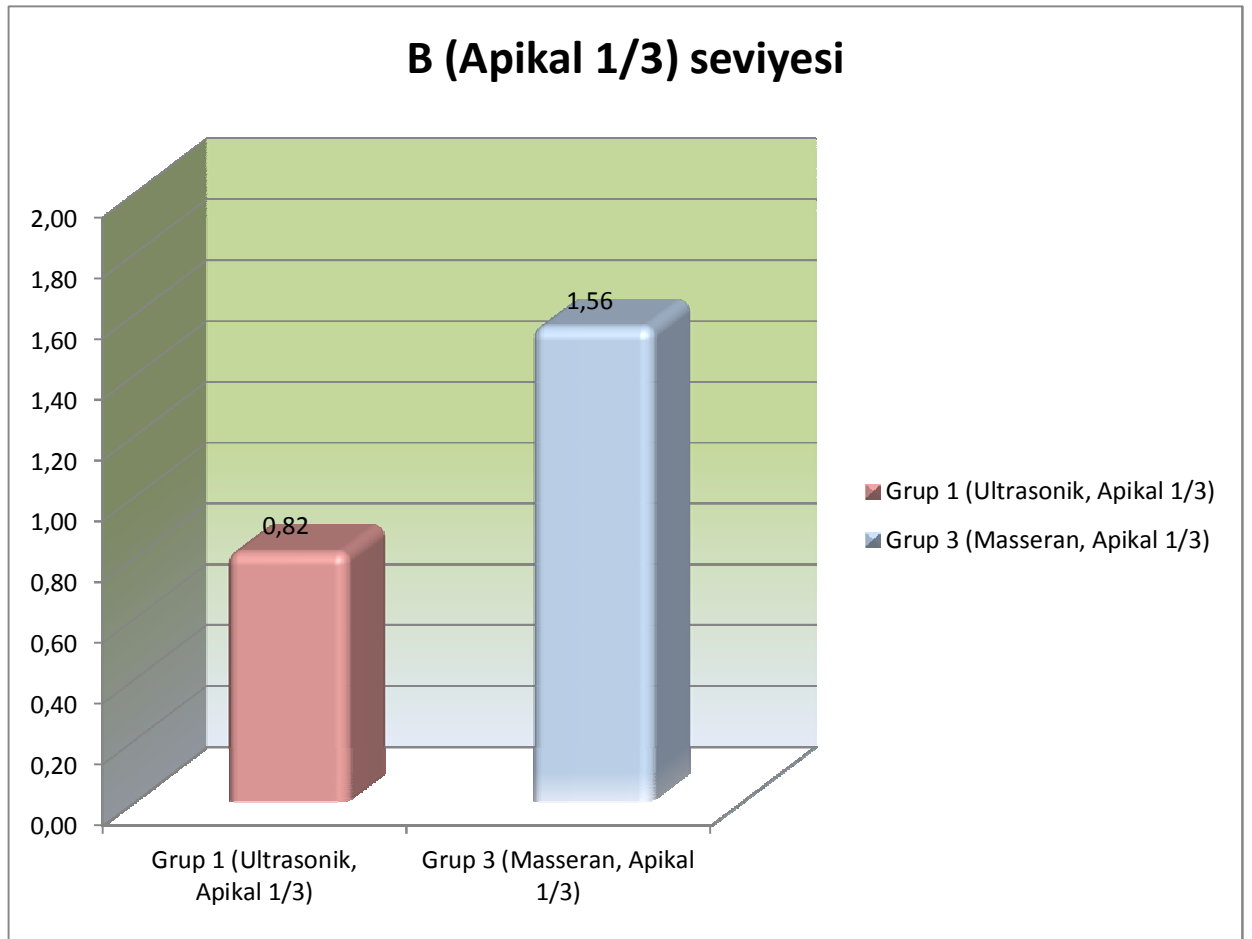
(N= 15)			
	Ort. $\pm$ SD	Ortanca (Min-Max)	p
GRUP 1	$0,82 \pm 0,60$	$0,68(0,25-2,60)$	0,004
GRUP3	$1,5673 \pm 0,72$	$1,51(0,49-2,70)$	

* Mann-Whitney-U testi

* $p < 0,05$

Tablo -: B seviyesinde meydana gelen transportasyon değerlerinin tablosu

	Grup 1	Grup 3
Grup 1		P<0,05
Grup 3	P<0,05	



Şekil -: Grup 1 ve Grup 3' ün B seviyesindeki ort. transportasyon karşılaştırılması (mm)

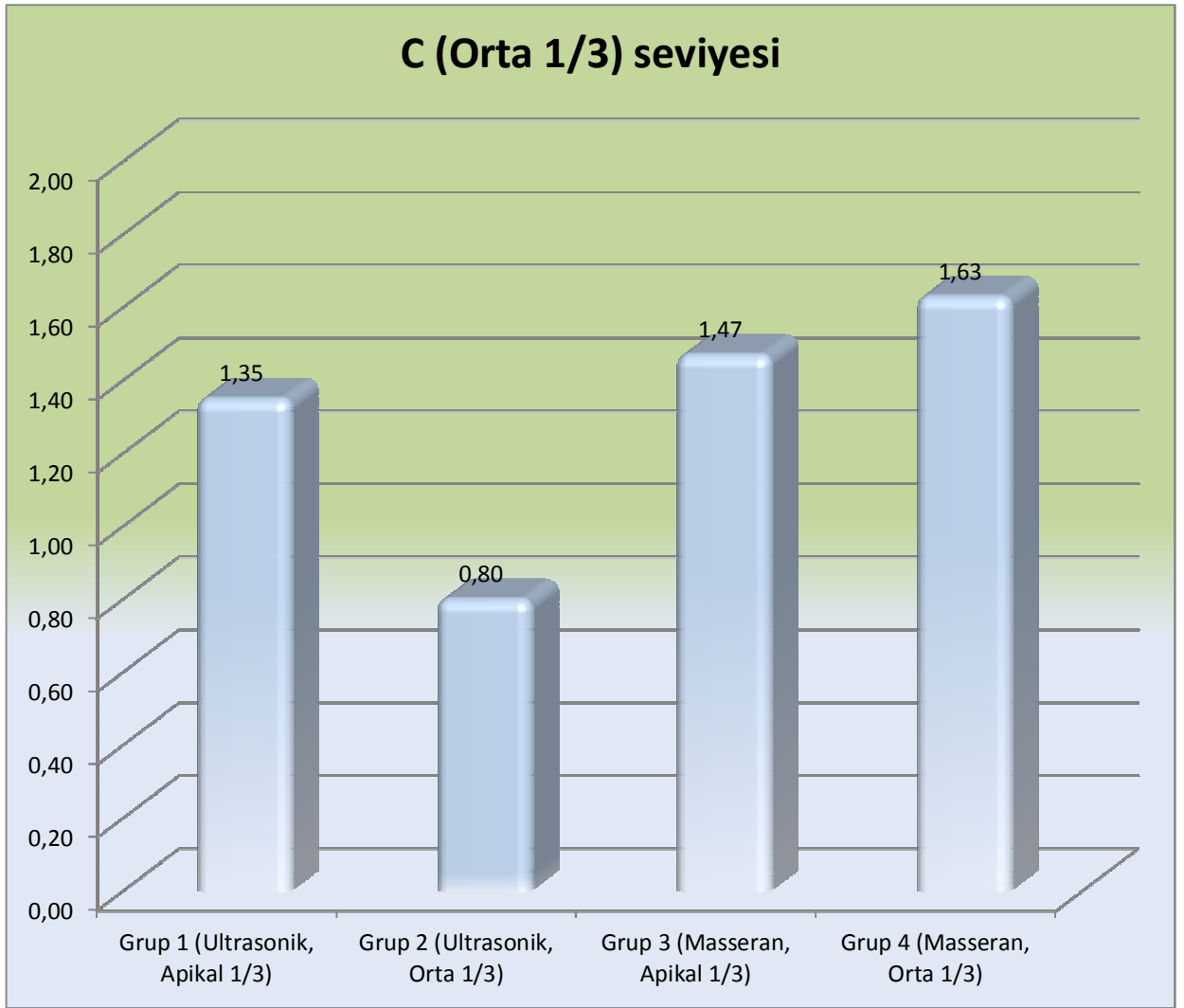
C (Orta 1/3) seviyesinde Grup 2 (Ultrasonik, Orta 1/3), diğer 3 gruba göre çok daha az transportasyon meydana getirmiştir. Gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0.05$) (Tablo 4-9) (Tablo 4-10) (Şekil 4-16).

Tablo -: Tüm grupların C seviyesinde meydana gelen transportasyon değerleri

(N= 15)			
	Ort. $\pm$ SD	F	p
GRUP 1	1,35 $\pm$ 0,77		
GRUP 2	0,80 $\pm$ 0,42	5,178	0,003
GRUP 3	1,47 $\pm$ 0,53		
GRUP 4	1,63 $\pm$ 0,63		
*ANOVA			
*p<0,05			

Tablo -: Tüm grupların C seviyesinde meydana gelen transportasyon değerlerinin istatistiksel sonuçları

	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4
Grup 1		n.s.	n.s.	n.s.
Grup 2	n.s.		P<0,05	P<0,05
Grup 3	n.s.	P<0,05		n.s.
Grup 4	n.s.	P<0,05	n.s.	

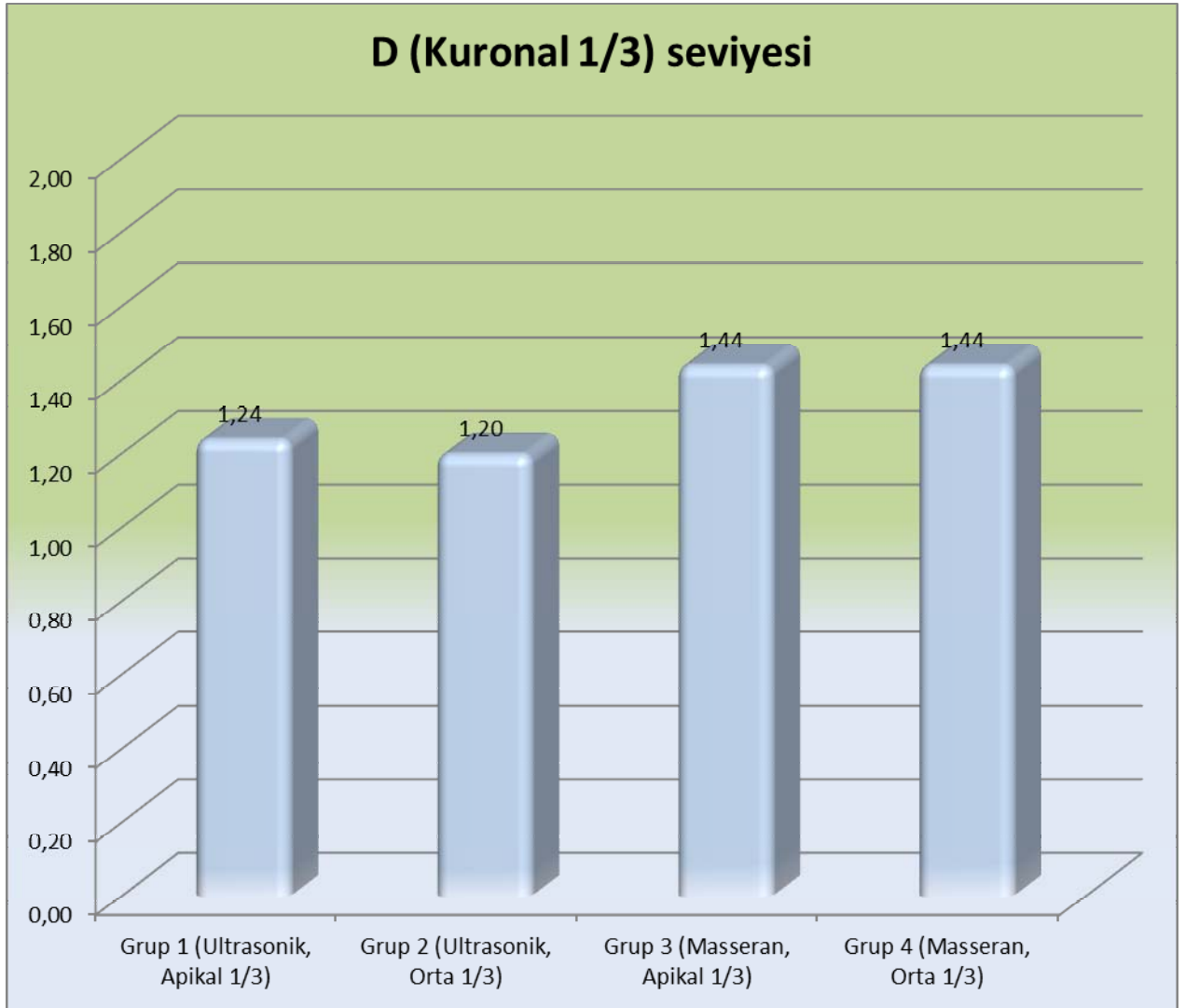


Şekil -: C seviyesinde (Orta 1/3) transportasyon değerlerinin karşılaştırılması

D seviyesinde ise gruplar arasında transportasyon yönünden istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4-11) (Şekil 4-17).

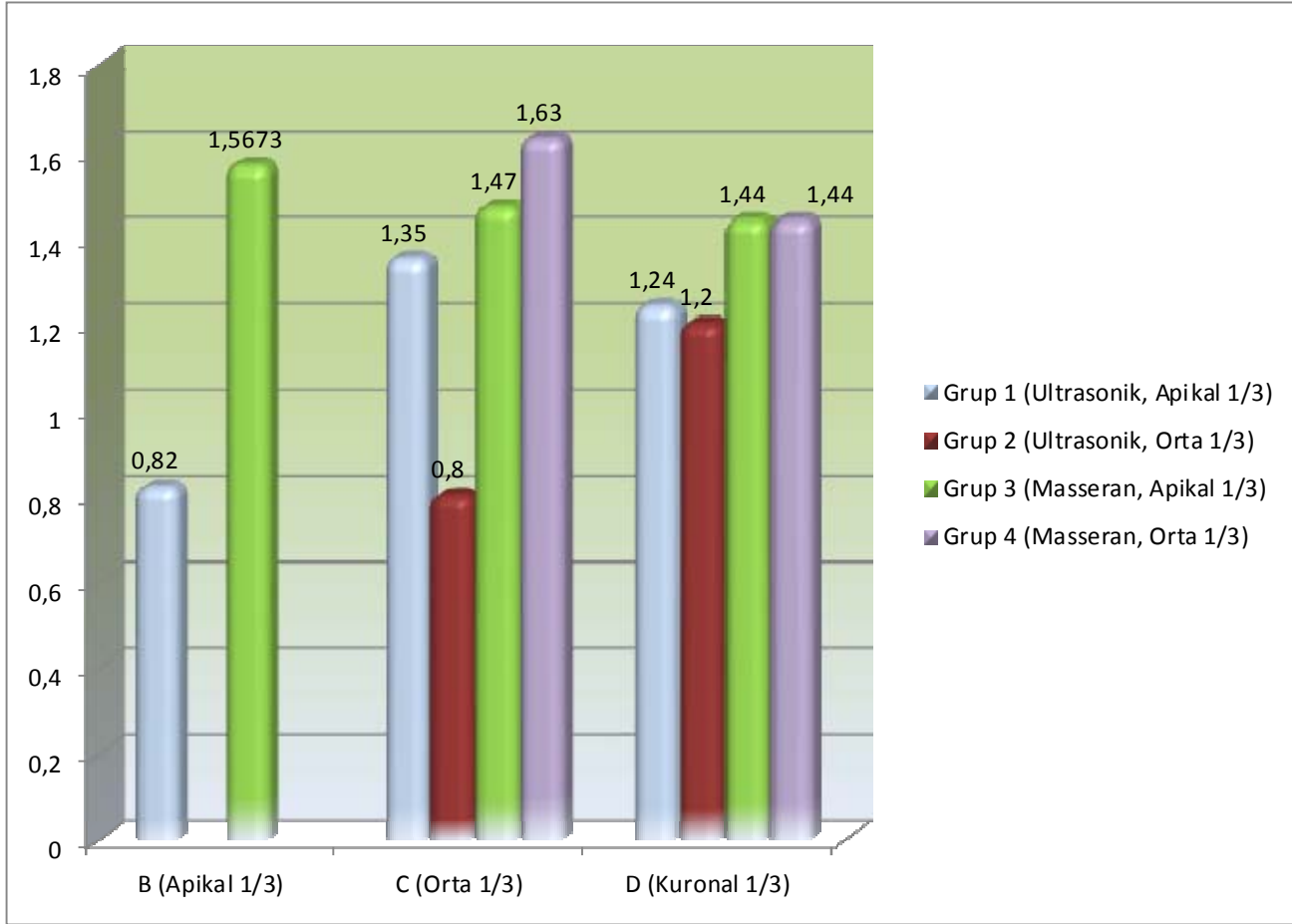
Tablo -: Gruplar arasında D seviyesinde meydana gelen transportasyon değerlerinin karşılaştırılması

(N= 15)			
	Ort. $\pm$ SD	F	p
GRUP 1	1,24 $\pm$ 0,59	0,783	0,508
GRUP 2	1,20 $\pm$ 0,37		
GRUP 3	1,44 $\pm$ 0,57		
GRUP 4	1,44 $\pm$ 0,63		
*ANOVA			
*p>0,05			



Şekil - : D seviyesinde (kural 1/3) transportasyon değerlerinin karşılaştırılması

Tüm gruplar için her seviyede meydana gelen transportasyon değerleri Şekil 4-18' de gösterilmiştir.



Şekil -: Kök kanalının farklı seviyelerine göre deney gruplarının transportasyon değerlerinin karşılaştırılması

4.3.3. Toplam Transportasyon

Örneklerde meydana gelen toplam transportasyon (B+C+D) Grup 1 ve Grup 3' te kendi aralarında değerlendirilmiştir. İstatistiksel Analiz Student-t testi ile yapılmıştır. Grup1, Grup 2, Grup 3 ve Grup 4' te meydana gelen toplam transportasyonlar (C+D), sadece C ve D seviyesindeki transportasyonlar ANOVA ile hesaplanarak değerlendirilmiştir. Grup 1 ve Grup 3 kendi aralarında toplam transportasyon (B+C+D) yönünden karşılaştırıldığında, meydana gelen transportasyon değerleri sırasıyla $3,42 \pm 1,66$ mm ve $4,48 \pm 1,30$ mm olarak bulunmuştur. İki grup arasındaki fark, istatistiksel olarak sınıra yakın değerde anlamlıdır ($p=0,06$). Grup 1 ve Grup 3 'ün toplam transportasyon değerleri tablo 4-12, tablo 4-13 ve şekil 4-19'da gösterilmiştir.

Tablo -: Grup 1 ve Grup 3 'ün toplam transportasyon değerlerinin karşılaştırılması

(N= 15)

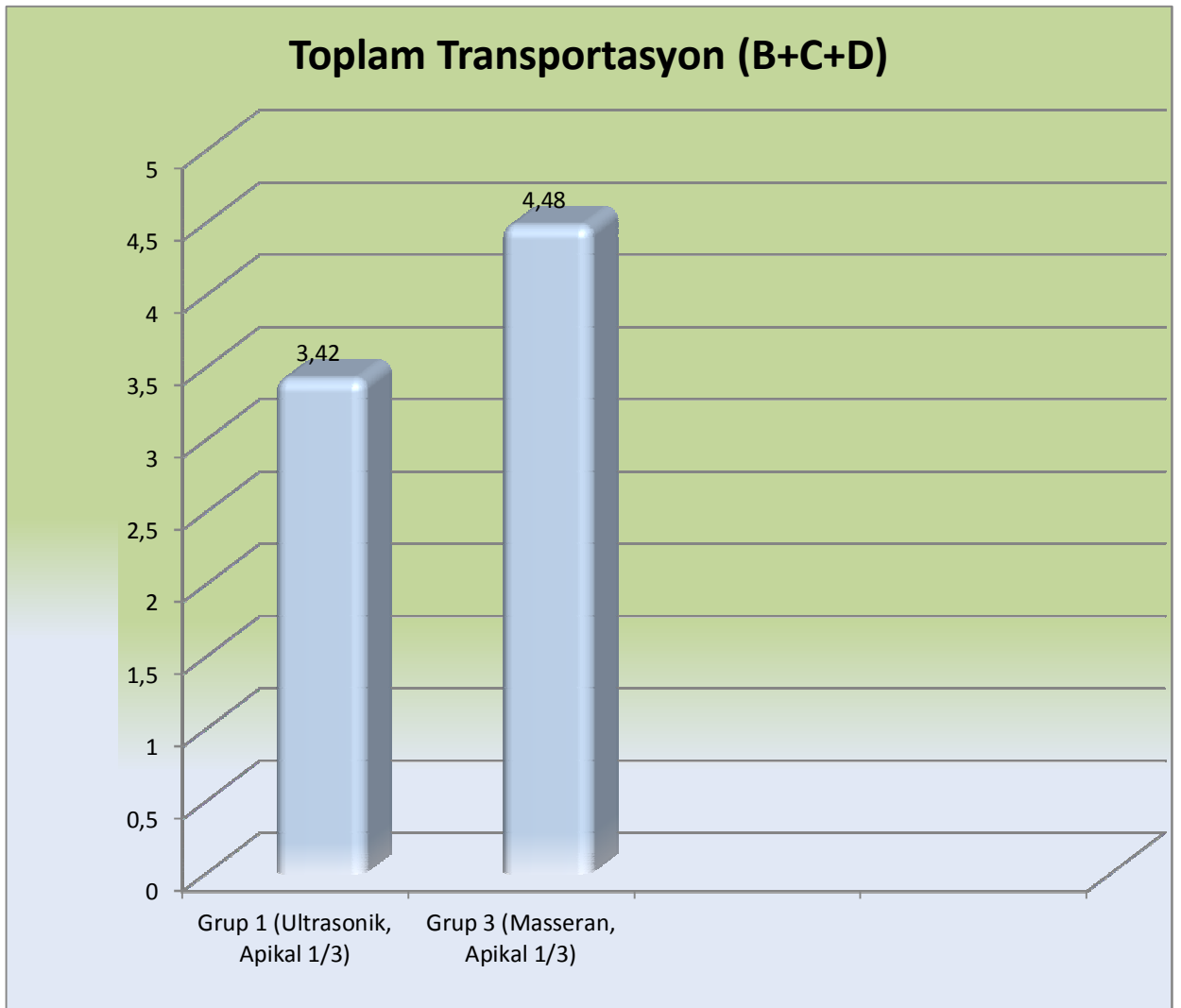
	Ort. $\pm$ SD	t	p
GRUP 1	$3,42 \pm 1,66$	1,94	0,06
GRUP3	$4,48 \pm 1,30$		

*Student-t

* $p > 0,05$ sınıra yakın anlamlılık

Tablo -: Grup 1 ve Grup 3'ün toplam transportasyon değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması

	Grup 1	Grup 3
Grup 1		sınıra yakın anlamlılık
Grup 3	sınıra yakın anlamlılık	



Şekil -: Grup 1 ve Grup 3'ün toplam transportasyon değerlerinin (B+C+D) karşılaştırılması

Tüm gruplar arasında meydana gelen toplam transportasyon değerleri C ve D seviyelerinde oluşan transportasyon değerlerinin toplamı ile elde edilmiştir. Buna göre meydana gelen transportasyon değerleri; Grup 1; $2,60 \pm 1,25$ mm, Grup 2'de $2,01 \pm 0,64$ mm, Grup 3'de $2,92 \pm 0,83$ mm, Grup 4'de $3,07 \pm 0,96$ mm' dir. Grup 2 ile Grup 3 ve Grup 2 ile Grup 4 arasında ortaya çıkan fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Grup 2 ve Grup 1 arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Grup 1-Grup 3 ve Grup 1-Grup 4 arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$). Bulgular tablo 4-14, tablo 4-15 ve şekil 4-20'de gösterilmiştir.

Tablo -: Tüm gruplarda C ve D seviyelerinde meydana gelen transportasyon değerleri

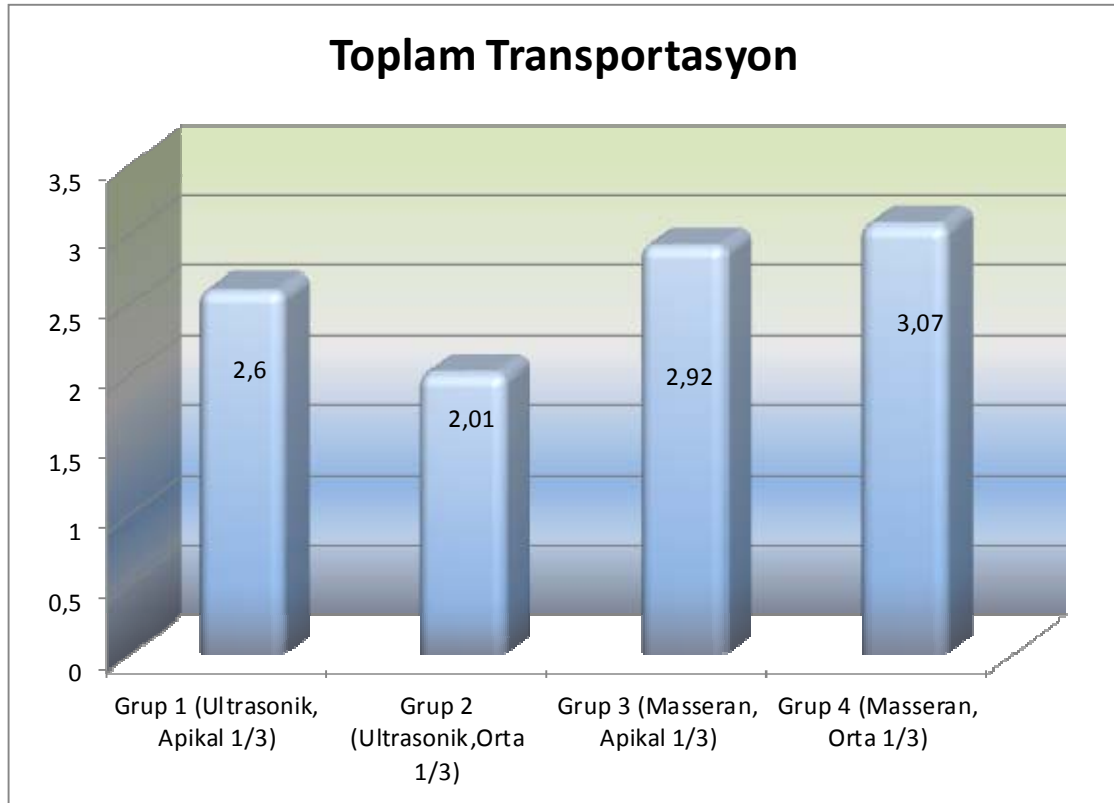
(n= 15)			
	Ort. $\pm$ SD	F	p
GRUP 1	$2,60 \pm 1,25$		
GRUP 2	$2,01 \pm 0,64$	3,60	0,019
GRUP 3	$2,92 \pm 0,83$		
GRUP 4	$3,07 \pm 0,96$		

*ANOVA

* $p<0,05$

Tablo -: C ve D seviyelerinde meydana gelen toplam transportasyon değerlerinin karşılaştırılması

	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4
Grup 1		n.s.	n.s.	n.s.
Grup 2	n.s.		p<0,05	p<0,05
Grup 3	n.s.	p<0,05		n.s.
Grup 4	n.s.	p<0,05	n.s.	



Şekil -: Tüm grupların toplam transportasyon (C+D) değerlerinin karşılaştırılması

TARTIŞMA

Endodontik tedavi sırasında kök kanallarında alet kırılması, şekillendirme, temizleme ve apikal tıkamanın gerektiği gibi yapılmasını engelleyen önemli bir komplikasyondur (Yared ve ark. 2002, Roda ve Gettleman 2006 pp. 982-992, Terauchi ve ark. 2006). Bu komplikasyonun, kök kanalı tedavisinin prognozunu olumsuz olarak etkileyebildiği bilinmektedir (Fors ve Berg 1983, Sjögren ve ark. 1990, Terauchi ve ark. 2006). Yapılan çalışmalarda kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında alet kırılma insidansının %0,5 - %5 arasında değiştiği bildirilmiştir (Spili ve ark. 2005, Knowles ve ark. 2006, Iqbal ve ark. 2006, Wolcott ve ark. 2006). Kök kanalında alet kırığı söz konusu olduğunda, cerrahi olmayan tedavi seçenekleri, kırık aletin, çıkartılması, bypass edilmesi veya bunların hiç biri yapılamıyorsa yerinde bırakılarak tedavinin tamamlanması gibi uygulamalar mevcuttur (Shen ve ark. 2004, Suter ve ark. 2005). Tartışmasız olarak bunlar arasından en iyi seçenek, kırık aletin çıkartılmasıdır (Machtou ve Reit 2003). Kök kanalı, ancak kırık alet uzaklaştırıldıktan sonra, optimal bir şekilde temizlenip şekillendirilebilir. Temizleme ve şekillendirmenin yetersiz kaldığı durumlarda; kök kanalı içinde kalabilen sert ve yumuşak doku artıkları, bakteri ve toksinleri, kanalın enfekte olmasına veya var olan enfeksiyonun devam etmesine neden olabilir. Böyle bir durumda dişin prognozu olumsuz etkilenebilir (Grossmann 1969, Sjögren ve ark. 1990, Fors ve Berg 1983, Rocke ve Guldener 1993, Terauchi ve ark. 2006, Torabinejad ve Lemon 2009 pp. 322-338). Kırık kanal aletlerinin kök kanalından uzaklaştırılmasının incelendiği çalışmalarda bazı araştırmacılar, kırık aletin bypass edilmesini de bir başarı kriteri olarak değerlendirmişlerdir (Hülsmann 1993, 1999, Gençoğlu 2009). Buna karşılık Suter ve ark. (2005), Cheung (2009), D'Arcangelo ve ark. (2000), Cuje ve ark. (2010) 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 verebildiği, 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. (Lertchirakarn ve ark. 2003, Yoldaş ve ark. 2004, Souter ve Messer 2005,

Gençoğlu ve Helvacıoğlu 2009). Souter ve Messer (2005) ve Madarati ve ark. (2010) gibi araştırmacılar, kökün orta ya da apikal 1/3'ünde kırık alet bulunan dişlerde, kırık alet çıkarma işlemlerinden sonra, kök dayanıklılığının azaldığını ve kökün kırılmaya yatkın bir hale geldiğini belirtmişlerdir. Kırık alet çıkartılmasında ideal olan, kırık aleti hızlı bir şekilde çıkartırken, çevresel diş dokularına en az zararı veren yöntemi kullanmaktır (Fors ve Berg 1983, Isom ve ark. 1995). Bu nedenle çalışmamızda, kırık alet çıkartma yöntemlerinin etkinlikleri yanında, kök kanalında neden olabilecekleri doku kayıplarının da kantitatif olarak 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 (Yoldaş ve ark. 2004, Suter ve ark. 2005, Terauchi ve ark. 2007, Thirumalai ve ark. 2007, Gençoğlu ve Helvacıoğlu 2009).

Ultrasonik sistem, kırık alet çıkartılması amacı ile yaygın olarak kullanılan güncel bir yöntemdir. D' Arcangelo (2000), Nehme (2001), Ward (2003), Ruddle (2004), Faramarzi (2009), Gençoğlu ve Helvacıoğlu (2009), Cuje ve ark. (2010) gibi araştırmacılar, yaptıkları çalışmalarda ultrasonik sistemin, kırık alet çıkartılmasında başarılı sonuçlar verdiğini ileri sürmüşlerdir. Gettelman ve ark. (1991), ultrasonik aletin kanal içindeki parçayı titreşim ile yerinden serbestleştirirken, kanal duvarlarında minimum hasara neden olmasının önemli bir avantaj olduğunu bildirmişlerdir.

Çalışmamızda, kırık alet çıkarma yöntemi olarak, bilinen en eski yöntemlerden biri olan Masseran Kit ve güncel bir yöntem olan ultrasonik sistem seçilmiştir. Bu yöntemlerin seçiminde, güncel endodonti pratiğinde yaygın olarak kullanılan teknikler olması ve literatürde bunların etkinliklerini karşılaştıran yeterli çalışmanın bulunmaması dikkate alınmıştır. Son yıllarda kırık alet çıkartmak üzere dizayn edilmiş yeni aletler kullanıma sunulmuştur. Bunlar arasında en tanınmış olanlardan biri de IRS sistemidir. IRS prensip olarak Masseran Kit'in ekstraktör parçasına benzerlik göstermekte olup, ultrasonik sistem ile birlikte kullanılmak üzere tasarlanmıştır (Ruddle 2004). Ancak üretici firma bu ürünü piyasadan çektiği için çalışmamıza dahil edilememiş, dolayısı ile ultrasonik sistem bir ekstraktör olmadan tek başına kullanılmıştır.

Literatürde, kök kanalından kırık alet çıkartma yöntemlerinin etkinliklerinin değerlendirildiği pek çok çalışma mevcuttur. Bunlarda, farklı yöntemlerin kırık alet çıkarma başarısı (Nagai ve ark. 1986, Hülsmann ve Schinkel 1999, D’Arcangelo ve ark. 2000, Nehme 2001, Okiji 2003, Ward 2003, Suter ve ark. 2005, Souter ve Messer 2005, Terauchi ve ark. 2006, Thirumalai 2007, Alomairy 2009, Gençoğlu ve Helvacıoğlu 2009, Önay ve Üngör 2009, Cuje ve ark. 2010, Rahimi ve Parashos 2010), süresi (Nagai ve ark. 1986, Hülsmann 1993, Hülsmann ve Schinkel 1999, Ward 2003, Suter ve ark. 2005, Terauchi ve ark. 2006, Alomairy 2009) ve dişte meydana getirdikleri madde kaybı ve transportasyon (Ward 2003, Yoldaş ve ark. 2004, Souter ve Messer 2005, Terauchi ve ark. 2007, Madarati ve ark. 2009) incelenmiştir.

Araştırmamızın amacı, Masseran kit ve ultrasonik sistemin, kök kanallarından kırık alet çıkarma başarılarını, sürelerini ve işlem sırasında kök kanalında meydana gelen transportasyon miktarını belirlemektir. Çalışmamızda kök kanalı transportasyon miktarı, kantitatif olarak değerlendirilmiştir. Böylece, transportasyonun kök kanalının kural, orta ve apikal bölgelerinde bir farklılık gösterip göstermediği, eğer gösteriyor ise, bunun miktarının saptanması amaçlanmıştır. Kök kanalında meydana gelen transportasyon miktarı, hem bölgesel hem de kök kanalının bütününde ayrı ayrı saptanabilmiştir.

Kırık alet çıkarma başarısını etkileyen çok sayıda faktör vardır. Bunlardan bazıları, dişin tipi, kanal anatomisi ve eğim derecesidir (Shen ve ark. 2004, Souter ve Messer 2005, Terauchi ve ark. 2006, Gençoğlu ve Helvacıoğlu 2009). Kırık alet çıkarma işleminin hangi tip dişte daha başarılı yapıldığı ile ilgili çeşitli bilgiler mevcuttur. Shen ve ark. (2004), kırık alet çıkarma işleminin üst çene dişlerinde, alt çene dişlerine göre daha başarılı olduğunu ileri sürmüşlerdir. Wilcox ve ark. (1997), Hülsmann ve Schinkel (1999), Shen (2004), Gençoğlu ve Helvacıoğlu (2009) gibi araştırmacılar, kökün eğim derecesinin, kırık alet çıkartma 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 (Hülsmann ve Schinkel 1999, D’Arcangelo ve ark. 2000, , Suter ve ark. 2005, Hashem 2007, Terauchi ve ark. 2007, Thirumalai ve ark. 2008, Gençoğlu ve Helvacıoğlu 2009, Önay ve Üngör 2009, Madarati ve ark. 2009). Düz köklü dişler kullanmamızın bir başka nedeni de; Masseran

Kit'in, yalnızca düz köklerde güvenle kullanılabilir olmasıdır (Nagai ve ark. 1986, Friedman ve ark. 1990, Hülsmann 1993, McCulloch 1993, Yoldaş ve ark. 2004).

Endodontide, Ni-Ti döner alet sistemlerinin, büyük popülarite kazanmış olması ve kırılma insidanslarının yüksek olması nedeni ile, son yıllarda kırık alet çıkarılmasına yönelik çalışmaların büyük bir kısmı, Ni-Ti kanal aletleri üzerine yapılmıştır (Ward ve ark. 2003, Shen ve ark. 2004, Souter ve Messer 2005, Terauchi ve ark. 2007, Alomairy 2009, Rahimi ve Parashos 2009, Gençoğlu ve Helvacıoğlu 2009, Madarati ve ark. 2009). Bununla birlikte, günümüzde diş hekimlerinin büyük bir çoğunluğu, paslanmaz çelik el aletlerini kullanmaya devam etmektedir. Ayrıca Ni-Ti döner alet sistemlerinin, kendi aralarında pek çok dizayn ve yapısal farkları bulunmaktadır. Bu nedenle, bu sistemlerden birine ait kanal aletinin kullanıldığı bir çalışmada alınan sonuçların, diğerlerine ne derece uyarlanabileceğinin tartışmalı olacağı düşünülmüştür. Çalışmamız, kanal aletinin dizaynına ve taper açısına bağlı olarak karşımıza çıkabilecek değişkenleri en aza indirmek ve hala en yaygın olarak kullanılan alet tipi olmaları nedeni ile paslanmaz çelik el aletleri (#30 K-File) üzerinde yapılmıştır.

Kırık alet parçasının büyüklüğü de çıkartılabilirliğini etkileyen bir faktördür . Kırık alet parçası ne kadar küçükse, çıkartılması da o derecede zorlaşmaktadır (Hülsmann ve Schinkel 1999). Çalışmamızda, kırık parça uzunluğu, bazı benzer araştırmalarda olduğu gibi, 3 mm olarak seçilmiştir (Souter ve Messer 2005, Terauchi ve ark. 2007).

Kök kanalında kırılan bir aletin başarılı bir şekilde çıkartılabilmesi için ilk koşul, ona ulaşılması ve görülebilir hale getirilmesidir. Bu amaca ulaşabilmek için, kök kanalında büyük ölçüde genişletmeler yapmak gerekebilmektedir. Bu da, kök dentinini kalınlığını dolayısı ile dişin fiziksel direncini oldukça azaltan bir işlemdir. Kök dentin kalınlığının azalması, strip perforasyon oluşumuna (Kessler ve ark. 1983, Lim ve Stock 1987) ve lateral kondansasyon gibi işlemler sırasında dikey kök kırığı meydana gelmesine neden olmaktadır (Tamse 1988). Kalan dentin kalınlığı 0,2-0,3 mm ise, kondansasyon sırasında uygulanan kuvvetlerin, dentin direncini aşabildiği ve perforasyon ya da kırık meydana gelmesine neden olabildiği bildirilmiştir (Lim ve Stock 1987).

Ruddle 2004 yılında, kök kanalından kırık alet çıkartma işlemine yönelik olarak, operasyon mikroskobu, gates glidden ve ultrasonik sistem 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 oluşturmaktır (Ruddle 2004). 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.

Kırık alet çıkarma işlemleri sırasında ilk olarak Ruddle'ın (2004) açıkladığı yöntem ile “staging platform” oluşturulmuştur. Yapılan kaynak araştırmalarında çok sayıda araştırmacının kırık alet çıkarma işlemlerinde staging platform oluşturdıkları bilinmektedir (Ward 2003, Ruddle 2004, Souter ve Messer 2005, Suter ve ark. 2005, Terauchi ve ark. 2006, Faramarzi 2009, Gençoglu ve ark. 2009, Cuje 2010, Madarati ve ark. 2010, Fu ve ark. 2011).

Ultrasonik kullanarak kırık alet çıkartma tekniğini tanımlayan Ruddle (2004), işlem sırasında ultrasonik ucun yıkama olmaksızın, kuru olarak kullanılmasını önermiştir. Buna karşılık Ward (2003), kanala irrigasyon solüsyonlarının eklenmesinin, kırık aleti çıkarma olasılığını arttırdığını bildirmiştir.

Çalışmamızda, ultrasonik kullanılan deney gruplarında, elmas uçlu frezler su soğutması ile, titanyum nitrit çıkartma uçları, Ruddle (2004) tarafından önerildiği gibi, soğutma olmaksızın kuru olarak kullanılmıştır. Titanyum nitrit uçların kuru ortamda kullanılması üretici talimatlarına uygundur, aynı zamanda, görüş alanı kontrolü açısından da daha olumlu olduğu gözlenmiştir.

Endodontik araştırmalara bakıldığında, yapılan bir işlemin diş dokularında meydana getirdiği madde kaybını saptayabilmek ve ölçebilmek amacı ile, pek çok yöntem ve bilgisayar programı kullanıldığı görülmektedir. Bunlardan bazıları, operasyon öncesi ve sonrası röntgen görüntülerinin karşılaştırılması (Peters ve ark. 2003, Aguiar ve Camara 2008), μ CT ile 3 boyutlu olarak madde kaybının saptanması (Madarati ve ark. 2009, Loizides ve ark. 2007), Corel draw 8.0 programı (Yoldaş ark. 2004) ile ölçüm yapılması, photoshop programı (Javaheri ve Javaheri 2007, Terauchi ve ark. 2007, Zhang ve ark. 2008, Torres ve ark. 2009, Cuje ve ark. 2010), AutoCAD programı (Iqbal ve ark. 2006, Javaheri ve Javaheri 2007, Torres ve ark. 2009) kullanımı,

MSCT (Multislice computed tomography) ve İmaj Analiz programı (Mahran ve ark. 2008) dır.

Kırık alet çıkarma işlemi sonrasında diş yapısında meydana gelen değişiklikleri, yani kök kanalının transportasyon miktarını ölçebilmek için güvenli verilere ihtiyaç vardır. Dişte işlem öncesi ve sonrası ortaya çıkan durum, şayet radyografik yöntem ile değerlendirilecek ise, radyografik görüntülerin standart şekilde elde edilmesi önemlidir. Bu amaca yönelik olarak, deneysel exvivo çalışmalarda, operasyon önce ve sonrası standart radyografiler alabilmek için, bazı özel radyografi düzenekleri geliştirilmiştir (Kaptan 1999, Yoldaş ve ark. 2004, Iqbal ve ark.2006, Javaheri ve Javaheri 2007, Aguiar ve Camara 2008). Çalışmamızda da, radyografilerin ideal koşullarda alınabilmesi ve tamamen standart görüntüler alabilmek için tarafımızdan özel bir aparey hazırlanmış ve kullanılmıştır. DDR ile alınan op. öncesi ve sonrası alınan standart radyografik görüntüler üzerinde ölçüm yapmak amacı ile AutoCAD 2000 programının kullanılması tercih edilmiştir. Bunun nedeni de yaptığımız ön çalışmalarda, AutoCAD 2000 programının sayısal ölçümlerde diğer programlara oranla daha ayrıntılı sonuçlar vermiş olmasıdır.

Bilindiği gibi radyografik yöntemler ancak iki boyutlu bir değerlendirmeye imkan vermektedir. Bu nedenle çalışmamızda, kök kanalı transportasyonunun miktarını saptanmasında, örneklerden, bukkolingual ve mesiodistal yönden ayrı ayrı görüntü alınması tercih edilmiştir. Böylece üç boyutlu olamasa da, kök kanalında meydana gelen transportasyon miktarının her iki yönde saptanması hedeflenmiştir.

Ayrıca, yapılan işlemlerin neden olduğu kök kanalı transportasyonunun değerlendirilmesinde bölgesel farklar görülebileceği varsayılarak, radyografik görüntüler apikal 1/3, orta 1/3 ve kural 1/3 şeklinde üç bölgeye ayrılarak incelenmiştir. Böylece her bir bölgedeki transportasyon miktarı ayrı ayrı belirlenmiştir. Her bir örnek dişte, bukkolingual ve mesiodistal yönden ayrı ayrı yapılan ölçümlerden elde edilen transportasyon verilerinin ortalamaları alınarak, tek bir veri gibi değerlendirilmiştir.

Endodonti literatürü incelendiğinde, araştırmacıların, kırık alet çıkarmak için harcanabilecek maksimum süre konusunda farklı görüşler sergilediği görülmektedir. Ward (2003) bu süreyi 45 dk olarak bildirirken, Suter ve ark. (2005), Alomairy (2009) 45 -60 dk , Terauchi ve ark. (2007) ise 90 dk olduğunu öne sürmüşlerdir. Suter ve ark.

(2005), kırık alet çıkarma işleminin 90 dk.'dan daha uzun sürdüğü durumlarda, başarı oranının düştüğünü bildirmişlerdir. Çalışmamızda, süre konusunda Suter ve ark. (2005)'nin kullandığı kriter esas alınmıştır. Buna göre klinik koşullar da göz önüne alınarak, kırık alet çıkartmak için maksimum çalışma süresi 90 dk olarak kabul edilmiştir. Bu süre sonunda kırık aletin çıkartılamadığı olgular, başarısız kabul edilmiştir.

Literatür incelendiğinde, Maseran kit'in etkinlik yönünden ultrasonik sistem ile karşılaştırıldığı deneysel çalışmanın çok az olduğu görülmüştür. Terauchi ve ark.(2007) çalışmalarında FRS, Masseran kit ve ultrasonik sistemin etkinliklerini farklı parametrelerde değerlendirmişlerdir. Araştırmacılar çalışmada öncelikli olarak, farklı deneyimlere sahip operatörlerin başarılarını kıyaslamışlardır. Sonuçta, on dört yıl klinik deneyimi olan ve son beş yıllık dönemde özellikle kırık alet çıkartma üzerine çalışan operatörün, beş yıllık klinik deneyimi olan operatöre oranla, daha başarılı olduğunu göstermişlerdir. Bizim çalışmamızda, kırık alet çıkartma işlemleri, daha önce kırık alet çıkartma deneyimi olmayan ve yalnızca beş yıldır endodonti çalışan tek bir araştırmacı tarafından gerçekleştirilmiştir. Bu durumun, benzer çalışmalara oranla, bizim çalışmamızda daha düşük başarı elde edilmesinin nedenlerinden biri olabileceği düşünülmüştür.

Deney grupları kök kanalından kırık alet çıkarma başarıları yönünden karşılaştırıldığında, aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bununla birlikte sayısal olarak en yüksek başarı, %86,6 ile, orta 1/3 de kırık alet bulunan örneklerde kullanılan, Masseran Kit grubunda elde edilmiştir. En yetersiz sonuçlar, %46,6 ile ultrasonik sistemin, apikal 1/3 kırık alet bulunan örneklerde kullanıldığı grupta alınmıştır. Grup 2 (Ultrasonik, Orta 1/3) ve Grup 3 (Masseran, Apikal 1/3)'ün başarı oranları eşit ve % 60 olarak bulunmuştur. Kırık alet çıkarma yöntemine göre karşılaştırma yapıldığında Masseran Kit Grupları %73,3; Ultrasonik Sistem Grupları % 53,3; tüm grupların toplam başarı oranları ise % 63,3 olarak bulunmuştur. Kırık alet çıkarma başarıları yönüne göre karşılaştırıldığında da , aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

Gençoğlu ve Helvacıoğlu (2009), 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 onbeş örnekten oluşurken, bu çalışmada yalnızca yedi örnek bulunması olabileceği düşünülmüştür.

Aynı çalışmada kırık aletin lokalizasyonuna göre değerlendirme yapıldığında Apikal 1/3 bölgesinde, Masseran kit'in kırık alet çıkarma başarı oranı %0, US %85,7, Geleneksel yöntem %57,1; Orta 1/3 bölgesinde Masseran kit %42,8, US %100, Geleneksel Yöntem %85,7; Kural 1/3 bölgesinde ise 3 grupta da başarı oranı %100 bulunmuştur. Kırık aletin lokalizasyonuna göre elde edilen bu bulgular da çalışmamızın sonuçları ile uyumlu değildir. Masseran kit, bizim çalışmamızda, en başarılı sonuçları orta 1/3 de verirken (%86,6), bu çalışmada ise %42,8 de kalmıştır. Bu fark, örnek sayılarındaki farklılık ve operatörün deneyimi ile ilişkili olabilir.

Hülsmann ve Schinkel (1999), kırık alet çıkartılması işleminin başarısını etkileyen faktörleri değerlendirdikleri çalışmalarında Ultrasonik Sistem, Canal finder, el aletleri ve şelasyon ajanları kullanmışlardır. Araştırmacılar, bypass işlemini de başarılı sonuçlara dahil ederek, kırık alet çıkarma başarı oranlarını şu şekilde bildirmişlerdir. Büyükazı dişlerinde 86 aletten 56, küçükazı dişlerinde 16 aletten 8, kesici dişlerde ise 14 aletin 13 tanesi başarı ile uzaklaştırılmıştır. Bölgelere göre değerlendirme yapıldığında başarı oranları; Orta 1/3'te %68 (Çıkarma+ Bypass) ve %38 (Çıkarma); Apikal 1/3'te ise %59 (Çıkarma+ Bypass) ve %43 (Çıkarma) olduğu bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda ultrasonik sistem, apikal 1/3 de %46,6 başarılı sonuç vermiştir. Bu bulgumuz, söz konusu çalışma sonuçları ile kısmen paralellik göstermektedir. Bizim çalışmamızda bypass işleminin başarı kabul edilmemesinin, aradaki bu farkı açıklayabileceğini düşünmekteyiz. Bu çalışmada Orta 1/3 de , bypass ile birlikte başarıları %68 dir. Bizim çalışmamızda ise bu sonuç %60 dır. Sadece aletin çıkartılması esas alındığında bizim sonuçlarımız daha başarılı görülmektedir. İki çalışma bulgularının uyumsuzluğun kriter farklılıklarından kaynaklanabileceği kabul edilebilir.

Suter ve ark. (2005) başarı tanımlamasını hiçbir perforasyon meydana getirmeden kırık aletin kanaldan tamamen çıkarılması olarak ifade ettiği ve Masseran Kit, Ultrasonik Sistem, Tube and Hedstroem gibi farklı teknikleri kullandıkları in vivo

çalışmada, kırık alet çıkarma başarı oranını ultrasonik sistem için %85, tube and hedstroem tekniğinde %91, Masseran kiti dahil ettikleri diğer tekniklerin başarı oranlarını % 100; tüm gruplarda genel kırık alet çıkarma başarı oranlarını %87 olarak bulmuşlardır.

Souter ve Messer (2005) Ultrasonik Sistem kullanarak yaptıkları kırık alet çıkarma çalışmasının in vitro bölümünde başarı oranlarını kural 1/3, orta 1/3 ve apikal 1/3 bölgeleri için sırasıyla %100, %100 ve % 73, 3 olarak bildirmişlerdir. Bu çalışma bulgularına çok benzer sonuçlar Cuje ve ark. (2010) çalışmasında da alınmıştır. Bu araştırmacılar da, ultrasonik sistemin başarısının, apikal 1/3, orta 1/3 ve kural 1/3 bölgelerinde sırasıyla %93, %100, %100 olduğunu bildirmişlerdir.

Literatürde bulunan benzer çalışmalar incelendiğinde, ultrasonik sistemin kırık alet çıkartılmasındaki başarı oranının oldukça yüksek bulunduğu görülmektedir. Bu oran, Nagai ve ark. (1986) %82, Ward ve ark. (2003) %73, Terauchi ve ark. (2007) %91, Alomairy (2009) %80, Cuje ve ark. (2010) %100 olarak bildirilmiştir.

Bizim çalışmamızın bulguları genel olarak , bu çalışmalarla uyumlu değildir. Bu farkın, bypass işlemini de başarı kriterlerine dahil edilmesi gibi değerlendirme kriteri farklılığından, bazı çalışmalarda ise süre sınırlaması olmamasından (Hülsmann ve Schinkel 1999, Souter ve ark. 2005, Gençoğlu ve Helvacıoğlu 2009), kaynaklanmış olabileceği düşünülmüştür. Bunun dışında operatörün deneyimi de sonuçları etkileyen önemli bir neden olarak değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda, Ultrasonik sistem özellikle apikal 1/3 kısımda 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 90 dk içinde tamamlanması gerekmektedir. Bu nedenle bu süre içinde tamamlanamayan işlemler başarısız sayılmıştır. Bu durum, en fazla ultrasonik sistemin apikal 1/3 de 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. (2007) ve Hülsmann ve Schinkel'in (1999) 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 IRS veya Masseran kit ekstraktörü gibi bir alet yardımı ile tutularak çıkarılmasının ultrasonik sistemin etkinliğini her anlamda arttıracığı düşünülebilir.

Çalışmamız koşullarında, istatistiksel olarak aralarında bir fark olmamakla birlikte, Masseran Kit'in ultrasonik sistem'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 arttırması olabileceği düşünülmüştür.

Kırık aletin lokalizasyonunun çıkartma başarısı üzerindeki etkisi değerlendirildiğinde, kural ve orta 1/3 bölgede bulunan kırık aletin, apikal 1/3 bölgesine göre daha başarılı olarak çıkartılabildiği gösterilmiştir (Hülsmann ve Schinkel 1999, Ward ve ark. 2003, Souter ve Messer 2005, Alomairy 2009, Gençoglu ve Helvacioğlu 2009, Cuje 2010). Bizim çalışmamızda da, istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmamakla birlikte, kullanılan her iki teknikte de kök kanalının orta 1/3 bölgesinde, apikal 1/3 bölgesine oranla daha başarılı olunmuştur.

Wilcox ve ark. (1997) kanal şekillendirme sırasında %40-50 oranında genişletilmiş bir kök kanalında, vertikal kırık oluşma olasılığının arttığını göstermişlerdir. Kırık aletin başarılı olarak çıkarılabildiği durumlarda bile, işlemler sırasında meydana gelen komplikasyonlar, dişin prognozunu olumsuz etkileyip, başarısızlığa neden olabilir (Spili ve ark. 2005).

Çalışmamızda, kırık alet çıkartma işlemlerinin dentinde neden olduğu azalma, diğer bir ifade ile, kök kanalının transportasyon miktarı kantitatif olarak değerlendirilmiştir. Buna göre, apikal(B) ve orta(C) 1/3 seviyesinde kırık alet bulunan gruplarda; Ultrasonik Sistem, Masseran Kit'e göre istatistiksel anlamlı olarak daha az miktarda transportasyon meydana getirmiştir. Bu sonuçlar Terauchi ve ark. (2007) çalışmasının sonuçları ile benzerlik göstermektedir. En fazla transportasyonun Masseran kit gruplarında meydana gelmesi, Masseran kitin en küçük çaplı trepan frezlerinin (1,1mm) bile fazla miktarda dentin uzaklaştırılması ile açıklanabilir. Ekstraktörün kırık aleti kavrayabilmesi için, çevresinde büyük bir oluk (2,5-3 mm) açmak gereklidir. Tüm bu, işlemlere bağlı faktörler, fazla miktarda dentin uzaklaştırılmasını ve transportasyon meydana gelmesini açıklamaktadır.

Ultrasonik sistem ve Masseran kit'in apikal 1/3 (B) ve orta 1/3(C) de ayrı ayrı kullanıldığı gruplar arasında yapılan ikili karşılaştırmalarda aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Kök kanalının kuronal 1/3(D) seviyesinde dört grup arasında da istatistiksel bakımdan anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu bulgu tüm gruplarda kuronal girişin (staging platform) aynı şekilde hazırlanmış olması nedeni ile kuronal 1/3 de aynı miktarda madde kaybı olması ile açıklanabilir. Ultrasonik Sistemde, RT 2 (elmas kaplı uç) kullanılmış, dentinde kontrollü bir aşındırma yapılarak alete ulaşılması sağlanmış, RT 3 (titanyum nitrit uç) ile de kırık alet yerinden serbestleştirilip çıkartılmaya çalışılmıştır. Ultrasonik sistemin başarısını etkileyebilecek faktörlerden bir tanesi de kullanılan ultrasonik cihazın ve uçların özellikleri olabilir. Çalışmamızda EMS firmasının ürettiği cihaz ve uçları kullanılmıştır. Başka bir ultrasonik ünite veya farklı bir çap ve dizayna sahip bir çıkarma ucu kullanımının, başarıyı olumlu veya olumsuz yönde etkileyebileceği düşüncesindeyiz. Çalışmamızın sonuçlarına göre, Ultrasonik Sistem, Masseran kit'e göre diş dokuları üzerinde daha az madde kaybına neden olmuştur, dolayısı ile de daha konservatif bir yöntem olarak değerlendirilebilir.

Grup 1 ve 3 de bulunan örnek dişler, bölge ayırımı yapılmaksızın, toplam transportasyon yönünden karşılaştırıldığında, ultrasonik sistem, Masseran kit'e oranla daha az transportasyona neden olmuştur. Aradaki fark istatistiksel olarak sınıra yakın anlamlıdır.

Grup 1, 2, 3 ve 4 de kuronal ve orta 1/3 kısma ilişkin toplam transportasyon değerlendirildiğinde, ultrasonik sistemin kullanıldığı 1 ve 2. Grupta, Masseran Kitin kullanıldığı 3. ve 4. Gruba oranla istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde daha az transportasyon görülmüştür.

Literatüre bakıldığında, bu iki sistem ile yapılan kırık alet çıkarma işleminin, meydana getirdiği transportasyon miktarını karşılaştıran tek çalışma Terauchi ve ark.nın (2007) çalışmasıdır. Araştırmacılar, Masseran kit, Ultrasonik Sistem ve FRS kullandıkları çalışmalarında en fazla madde kaybının Masseran kit de olduğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızdan farklı olarak, değerlendirmeler kökün farklı seviyelerinde ayrı ayrı yapılmayıp, toplam bir ölçüm yapılmıştır. Bizim çalışmamızda, hem kuronal orta ve apikal olmak üzere ayrı ayrı değerlendirme yapılmış, hem de bu

veriler birleştirilerek toplam değerler elde edilmiştir. Çalışmamızın bulgularının, Terauchi ve ark.(2007) nin bulguları ile uyumlu olduğu söylenebilir .

Kırık alet çıkarma işleminin köklerin fiziksel direnci üzerindeki etkisi ve neden olduğu madde kaybı bazı çalışmalara konu olmuştur. Yoldaş ve ark. (2004), Masseran kit kullandıkları çalışmalarında, alt büyükazı dişlerinde perforasyon riskini araştırmışlardır. Araştırmacılar kökün furkasyon bölgesinden 7,5 mm ve daha derin bölgelerde komplikasyon riskinin arttığını bildirmişlerdir. Ayrıca apikal 1/3 de kalan dentin kalınlığının kritik değer olan 0,3 mm'nin altına indiğini, bu durumun da komplikasyon olasılığını arttırdığı öne sürmüşlerdir. Kural seviyede ise perforasyon miktarı ve madde kaybı yönünden gruplar arasında, istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Apikal bölgeye ilerledikçe ortaya çıkan transportasyon miktarında artış görülmüştür. Bu çalışmanın sonuçları, çalışmamızın Masseran Kit'e ilişkin transportasyon bulguları ile uyum göstermektedir.

Souter ve Messer (2005), ultrasonik sistem ve operasyon mikroskobu kullanarak yaptıkları kırık alet çıkarma çalışmasında, işlem sonrası kalan kök dayanıklılığını instron cihazı ile ölçmüşlerdir. Araştırmacılar, kırık alet çıkarma işleminin orta 1/3 ve apikal 1/3 bölgelerinde, dişi anlamlı olarak zayıflattığını, bu nedenle eğimli köklerin apikal 1/3 bölümünde kanal aleti kırıldığında, her zaman çıkarılmaya çalışılmaması gerektiğini bildirmişlerdir. Benzer bulgular Ward ve ark. (2003) Madarati ve ark. (2009), Iqbal ve ark. (2006), Fors ve Berg (1983) tarafından da bildirilmiştir. Çalışmamızda apikal 1/3 kısımda meydana gelen transportasyon miktarı gözönüne alındığında, bu araştırmacıların bulgularına paralel olarak özellikle Masseran kit'te daha fazla olmak üzere, madde kaybı meydana gelmiştir. Bunun yanısıra, çalışmamızda kullanılan toplam örnekler arasında sadece iki tanesinde perforasyon meydana gelmiştir. Bunun da çalışmamızın düz köklü dişlerde yapılmış olmasından kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz .

Nagai ve ark. (1986), kırık alet çıkarmak için gereken sürenin ultrasonik sistem için 3-40 dk , Masseran kit için ise 20 dk ile birkaç saat arasında değiştiğini bildirmişlerdir. Terauchi ve ark. (2007); farklı sistemlerin kırık alet çıkarmadaki etkinliklerini araştırdıkları bir çalışmada, kırık alet çıkarmak için gerekli sürenin Masseran Kit için 2-70 dk, Ultrasonik Sistem için ise 4-80 dk arasında değiştiğini bildirmişlerdir. Alomairy (2009) IRS ve Ultrasonik Sistemin kırık alet çıkarmadaki

başarılarını incelediği bir çalışmada, Ultrasonik Sistem için ortalama süreyi 40 dk olarak saptamıştır. Çıkartma süresi, kanal anatomisinden, kırık aletin kanal içindeki pozisyonundan ve kanal içine sıkışma derecesi gibi faktörlerden etkilenmektedir (Nagai ve ark 1986). Kırık parça kanal duvarına sıkıca yerleştiğinde, çıkartma ucunu kırık parçanın yanına yerleştirmek oldukça zordur. Böyle bir durumda da , kırık aleti çıkarma işlemi, uzun sürer (Nagai ve ark 1986). Araştırmacı, en fazla zaman gereksiniminin, üst ikinci büyük azı dişlerinin distobukkal köklerinde olduğunu öne sürmüştür (Nagai ve ark 1986) . Ward ve ark.(2003) ultrasonik sistem kullanarak yaptıkları kırık alet çıkarma çalışmasında, 45 dk' yı üst limit olarak belirlemiş, ortalama süre bilgisi belirtmemişlerdir.

Suter ve ark. (2005) çalışmalarında, çıkartma süresini, kanal girişine doğrusal alan oluşturulmaya başlandığı an ile, kırık alet çıkarılana kadar geçen zaman olarak belirlemişlerdir. Araştırmacılar, 90 dk' yı geçen çalışmaları başarısız kabul etmişlerdir.

Çalışmamızdaki ultrasonik sistemin kullanıldığı 1.Grup (77,6 dk) ve 2.Grup (65,2) bulguları, Terauchi ve ark. (2007) bulguları ile uyumludur. İstatistiksel olarak farklı olmamakla beraber, orta 1/3 de kırık alet bulunan 2. Grupta, çıkartma işlemi, apikal 1/3 de kırık alet bulunan 1. Gruba oranla göre daha kısa sürmüştür. Kırık aletin çıkartılması için bir “staging platform” oluşturulmuş olduğundan, kırık parçanın apikal veya orta 1/3 de yer almasının, görme zorluğu dışında çok önemli bir farkı yoktur. Bu fark, kanalın orta 1/3 kısmının apikale göre çok daha geniş olması ve burada bulunan kırık aletin daha kuronalde konumlanması nedeni ile, çıkarılmasının kolaylaşması ile açıklanabileceği düşünülmüştür. Bulgularımız, Nagai ve ark. (1986) ve Alomairy (2009)' nin bulguları ile uyumlu değildir. Bu uyumsuzluğun, kullanılan diş tiplerinin ve uygulama yöntemlerinin farklılıklarından kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

Suter ve ark. (2005) aralarında Masseran kit , ultrasonik, Tube-and-Hedstroem gibi farklı kırık alet çıkartma yöntemlerini değerlendirdikleri çalışmalarında ortalama çıkartma süresini 45-60 dk olarak vermişlerdir. Bizim çalışmamızda ise bu süre Masseran kit gruplarında Grup 3(71.7 dk.) ve Grup 4 (58.2dk.) olmuş ve bu bulgumuz Suter ve ark. (2005). bulguları ile paralellik göstermektedir. Çalışmamızda, Ultrasonik sistem ile apikal 1/3 bölgesinde çalışma, diğer gruplara göre daha uzun süre almıştır. Bu sonuç üzerinde, titanyum nitrit kaplı uçların kanal duvarlarında olduğu kadar kırık alet üzerinde de aşınmaya neden olması da rol oynamış olabilir. Ayrıca IRS gibi

yerinden gevşeyen parçayı tutup çıkartacak bir alet kullanılmadığından kırık parça yerinden çıkmasına rağmen kanal dışına alınamaması ultrasoniğin Masseran kite oranla daha fazla süre gerektirmesini açıklayan ikincil bir etken olarak değerlendirilebilir. Çalışmamızın düz köklü dişler üzerinde yapılmış olması, Masseran kit'in işlem süresini kısalttığını düşünmekteyiz.

Bu çalışmanın koşullarında, Masseran kit ile ultrasonik sisteme arasında kırık alet çıkartma başarısı yönünden istatistiksel olarak bir fark bulunmamıştır. Çalışmamızda, saptanan ultrasonik sisteme ait ortalama başarı oranı olan %53,3 ise benzer çalışmaları içeren genel literatürle çok da uyumlu değildir. Özellikle kökün apikal 1/3 kısmında bu başarısızlığın daha da arttığı (%46,6) görülmektedir. Bu durum daha önce de tartışıldığı gibi, operatörün deneyimi başta olmak üzere bir çok faktörden etkilenmiş olabilir. Kırık aletin kök kanalından çıkartılması tek başına bir başarı kriteri sayılmamalıdır. Esas başarı, kırık aleti, kök kanalı morfolojisine en az zararı vererek, en kısa zamanda çıkartılması olarak değerlendirilmelidir. Bu açıdan bakıldığında ise Masseran kit'in kök kanal duvarlarına en fazla zararı verdiği görülmektedir. Her ne kadar perforasyon yalnızca iki örnekte görülmüş olsa da , her iki yöntemde de kök kanalında çok ciddi madde kayıpları ortaya çıkmıştır. Zaman açısından değerlendirildiğinde ise, iki teknik arasında istatistiksel bir fark olmadığı, ancak bu sürenin, bir saatin altına da düşmediği de saptanmıştır. Dişin tedavi öncesi durumu (vital/devital), kanal aletinin tedavinin hangi aşamasında kırıldığı, gibi tedavinin prognozunu belirleyici önemli faktörlerdir. Terauchi ve ark. (2007), kırık alet çıkarma işleminin başarısızlıkla sonuçlandığı durumlarda, kırık parçanın kanal dolgusuna dahil edilebileceğini bildirmişlerdir. Saunders ve ark. (2004), kanal içinde kırık alet bulunmasının kanal dolgu materyalinin sealing özelliğini olumsuz etkilemediğini bildirmişlerdir. Çalışmamız düz köklü dişler üzerinde yapılmasına rağmen, özellikle apikal 1/ 3 de bulunan kırık aletleri çıkartma girişimlerinin dışı önemli ölçüde zayıflattığı ve perforasyon riski doğurduğu açıkça görülmüştür. Aynı derecede olmasa da, orta 1/3 de de, önemli ölçüde madde kaybı olmuştur. Operasyon mikroskobu gibi çok önemli bir yardımcının kullanılmış olması bile, bu işlemi çok kolaylaştırmamıştır. İşlemler, (58,2- 77,6 dk.) gibi, klinik uygulamada oldukça uzun sayılabilecek bir süre almıştır. Sonuç olarak klinik koşullar zorunlu kılmadığı sürece, özellikle apikal1/3 de bulunan kırık aletlerin çıkartılması girişiminden kaçınmak gerektiğini düşünmekteyiz. Kırık alet çıkartılmasında, kullanılan teknik kadar operatörün deneyim de önemli bir

faktördür (Terauchi 2007). Bu nedenle bu konuda çalışıldıkça ve deneyim edinildikçe, başarının da aynı oranda artacağı öngörülebilir. Ultrasonik sistem, bu çalışma koşullarında kırık alet çıkartma başarısı yönünden, Masseran kit'e göre üstün bulunmamakla birlikte, daha az madde kaybına neden olması nedeni ile, klinik olarak daha tercih edilebilir bir yöntem olarak değerlendirilmiştir. "IRS" gibi, ultrasonik sistem ile birlikte kullanılacak bazı aletlerin, başarıyı arttıracaklarını düşünmekteyiz. Bu çalışmanın bulgularına dayanarak, rutin pratikte, Masseran kit, ve ultrasonik sistemin kırık aletin çıkartılmasında çok da etkili teknikler olduğunu söylemek, oldukça zordur. Bu sistemlerin etkinliğini arttırıcı iyileştirmelere ve yardımcı aletlere gerek olduğu kanaatindeyiz. Standart sağlanması açısından büyük zorlukları olsa da, bu yöntemlerin bir de, in vivo koşullarda karşılaştırılması da yararlı olacaktır. Ayrıca bu konuda yeni ve daha etkili yöntemler geliştirebilmek için daha ileri çalışmaların yapılması gerektiğini de düşünmekteyiz. .

SONUÇLAR

- 1- Çalışmamızda kullanılan toplam 60 dişin, yalnızca 38 adedinde (%63,3) kırık alet başarılı olarak uzaklaştırılabildiği
- 2- Masseran kit(%73,3) ve Ultrasonik sistem (%53,3) arasında, kırık alet çıkartılması başarısı yönünden, istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($P>0,05$).
- 3- Bölgelere göre değerlendirme yapıldığında, orta 1/3 de kırık alet bulunan dişlerde Masseran kit % 86,6 gibi yüksek sayılabilecek bir başarı göstermiştir. Bu oran ultrasonik sistemde ise %60 olmuştur. Ancak aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir.
- 4- Apikal 1/ 3 de kırık alet bulunan dişlerde Masseran kit'in başarısı %60 , ultrasonik ise %46,6 oranında başarı göstermiştir. Ancak aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir.
- 5- Masseran kit ve ultrasonik sistem'in kök kanalının orta ve apikal 1/3 kısmındaki etkinlikleri arasında, istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.
- 6- Kök kanalında madde kaybı ve transportasyon yönünden değerlendirildiğinde Masseran kit, kök kanalının apikal ve orta 1/3 kısmında

ultrasonik sisteme göre istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde, fazla transportasyona neden olmuştur .

- 7- Bölge ayırımı yapılmaksızın kök kanalının bütünü değerlendirildiğinde de, Masseran kit, istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde, daha fazla transportasyona neden olmuştur.
- 8- Her iki teknikte de kırık aletin kök kanallından çıkartılma süresi minimum 60 dk civarında olmuştur
- 9- Kırık aletin kök kanalından ortalama çıkartılma süresi, orta 1/3 de, Masseran kit için 58,2 dk., Ultrasonik sistem için 65,2 dk olmuştur. Apikal 1/3 de, masseran kit için 71,7dk. , ultrasonik sistem için 77,6 dk. bulunmuştur. Aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir.
- 10- Yalnızca iki olguda perforasyon meydana gelmiştir.

KAYNAKLAR

Aguiar, C.M., Camara, A.C. (2008). Radiological evaluation of the morphological changes of root canals with shaped with Protaper for hand use and the Protaper and Race rotary instruments. *Aust Endod Jour*, 34, 115-119.

Ahmand, M., Pitt Ford, T.R., Crum, L.A. (1987). Ultrasonik debridement of root canals: acoustic streaming and its possible role. *J Endod*, 13, 490-9.

Al-Fouzan, K.S. (2003). Incidence of rotary Profile instrument fracture and the potential for bypassing in vivo. *Int Endod J*, 36, 864-867.

Alapati S.B., Brantley W.A., Svec T. A., Powers J.M., Nusstein J.M., Daehn G.S (2004). Proposed role of embedded dentin chips for the clinical failure of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 30, 339-41.

Alapati S.B., Brantley W.A., Svec T. A., Powers J.M., Nusstein J.M., Daehn G.S. (2005). SEM Observations of Nickel-Titanium Rotary Endodontic instruments that fractured during clinical use. *J Endod*, 31, 40-43.

Alexandrou, G., Chrissafis, K., Vasiliadis, L., Pavlidou, E., Polychroniadis, E.K. (2006). Effect of heat sterilization on surface characteristics and microstructure of Mani NRT rotary nickel-titanium instruments. *Int Endod J*, 39, 770-8.

Alomairy, K.H. (2009). Evaluating two techniques on removal of fractured rotary nickel-titanium instruments from root canals: An in vitro study. *J Endod*, 35, 559-62.

Ametrano, G., Anto, V.D., Di Caprio, M.P., Simeone, M., Rengo, S., Spagnuolo, G. (2011). Effect of sodium hypochlorite and ethylenediaminetetraacetic acid on rotary

nickel-titanium instruments evaluated using atomic force microscopy. *Int Endod J*, 44, 203-9.

Anderson, M.E., Price, J.W.H., Parashos, P. (2007). Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*, 33, 1212-6.

Ankrum, M.T., Hartwell, G.R., Truitt, J.E. (2004). K3 Endo, protaper and profile systems: Breakage and distortion in severely curved roots of molars. *J Endod*, 30, 234-237.

Arens, F.C., Hoen, M.M., Steiman, H.R., Dietz, G.C. (2003). Evaluation of single-use rotary nickel-titanium instruments. *J Endod*, 29, 664-6.

As, G.V.A. (2008). Endodontide mikro-ultrasonik aletler: *Klinik Vaka takdimleri. Roots Türkiye Baskısı*, 4, 16-21.

Baker, N.A., Eleazer, P.D., Averbach, R.E., Seltzer, S. (1975). Scanning electron microscopic study of the efficiency of various irrigating solutions. *J Endod*, 1, 127.

Baki, H. (2010). Bilgisayar destekli çizim ve tasarım AutoCAD. *İstanbul:Modül Tek.Eğt. ve Hiz. Org.*

Barbakow, F., Lutz, F. (1997). The lightspeed preparation technique evaluated by swiss clinicians after attending continuing education courses. *Int Endod J*, 30, 46-50.

Beer, R., Baumann, M.A., Kielbassa, A.M. (2004). *Pocket atlas of endodontics*. Stuttgart, Germany: Thieme.

Bence, R., Madonia, J.V., Weine, F.S., Smulson, M.H. (1973). A microbiologic evaluation of endodontic instrumentation in pulpless teeth. *Oral Surg Oral Medicine Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 35, 676.

Berutti, E., Chiandussi, G., Gaviglio, I., Ibba, A. (2003). Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments: Protaper versus Profile. *J Endod*, 29, 15-9.

Berutti, E., Negro, A.R., Lendini, M., Pasqualini, D. (2004). Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of protaper rotary instruments. *J Endod*, 30, 228-230.

Berutti, E., Angelini, M., Rigolone, Migilaretti, G., Pasqualini, D. (2006). Influence of sodium hypochlorite on fracture properties and corrosion of protaper rotary instruments. *Int Endod J*, 39, 693-9.

Biz, M.T., Figueiredo, J.A.P. (2004). Morphometric analysis of shank-to-flute ratio in rotary nickel-titanium files. *Int Endod J*, 37, 353-8.

Blum, J.Y., Cohen, A., Machtou, P., Micallef, J.P. (1999). Analysis of forces developed during mechanical preparation of extracted teeth using Profile Ni-Ti rotary instruments. *Int Endod J*, 32, 24-31.

Blum, J.Y., Machtou, P., Micallef, J.P. (1999). Location of contact areas on rotary Profile instruments in relationship to the forces developed during mechanical preparation on extracted teeth. *Int Endod J*, 32, 108-114.

Boessler, C., Paque, F., Peters, O.A. (2009). The effect of electropolishing on torque and force during simulated root canal preparation with protaper shaping files. *J Endod*, 35, 102-106.

Bonaccorso, A., Schafer, E., Condorelli, G.G., Cantatore, G., Tripi, T.R. (2008). Chemical analysis of Nickel-Titanium Rotary Instruments with and without

Electropolishing after Cleaning Procedures with Sodium Hypochlorite. *J Endod*, 34, 1391-1395.

Booth, J.R., Scheetz, J.P., Lemons, J.E., Eleazer, P.D. (2003). A Comparison of torque required to fracture three different Nickel-Titanium rotary instruments around curves of the same angle but of different radius when bound at the tip. *J Endod*, 29, 55-57.

Borgula, L. (2005). Rotary Nickel-titanium instrument fracture: an experimental and SEM based analysis. [D Clin Dent (Endo)]. Melbourne: University of Melbourne, 2005.

Brantley, W.A. (2008). Introduction of Nickel-titanium alloy to endodontics. İçinde: *Ingle's Endodontics 6*, Hamilton, BC Decker Inc. P.800-811.

Bryant, S.T., Thompson, S.A., Al-Omari, M.A.O., Dummer, P.M.H. (1998). Shaping ability of profile rotary nickel-titanium instruments with ISO sized tips in simulated root canals. Part 1 and Part 2. . *Int Endod J*, 31, 275-89.

Budd J.C., Gekelman D., White J.M. (2005). Temperature rise of the post and on the root surface during ultrasonik posr removal. *Int Endod J*, 38, 705-11

Burleson, A., Nusstein, J., Reader, A., Beck, M. (2007). The in vivo evaluation of hand/rotary/ultrasound instrumentation in necrotic, human mandibular molars. *J Endod*, 33, 782-787.

Busslinger, A., Sener, B., Barbakow, F. (1998). Effect of sodium hypochloriteon nickel-titanium Lightspeed instruments. *Int Endod J*, 31, 290-4.

Byström, A., Sundqvist, G. (1985). The antibacterial action of sodium hypochlorite and EDTA in 60 cases of endodontic therapy. *Int Endod J*, 18, 35.

Camara, A.C., Aguiar, C.M., Figueiredo, J.A.P. (2007). Assessment of the deviation after biomechanical preparation of the coronal, middle, and the apical thirds of root canals instrumented with three HERO Rotary Systems. *J Endod*, 33, 1460-1463.

Cameron, J.A. (1988). The effect of ultrasonik endodontics on the temperature of the root canal Wall. *J Endod*, 14, 554-9.

Carr, G.B. (1992). Microscopes in endodontics. *J Cal Dent Assoc*, 20, 55-61.

Casper, R.B., Roberts, H.W., Roberts, M.D., Himel, V.T., Bergeron, B.E. (2011). Comparison of autoclaving effects on torsional deformation and fracture resistance of three innovative endodontic file systems. *J Endod*, 37, 1572-5.

Cheung, G.S., Peng, B., Bian, Z., Shen, Y., Darvell, W. (2005). Defects in protaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *Int Endod J*, 38, 802-9.

Cheung, G.S., Shen, Y., Darvell, B.W. (2007). Does electropolishing improve the low cycle fatigue behavior of a Nickel-Titanium rotary instrument in hypochlorite? *J Endod*, 33, 1217-1221.

Cheung, G.S.P., Darvell, B.W. (2007). Fatigue testing of a Ni-Ti rotary instrument. Part 2: fractographic analysis. *Int Endod J*, 40, 619-625.

Cheung, G.S.P. (2009). Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endodontic Topics*, 16, 1-26.

Condorelli, G.G., Bonaccorso, A., Smecca, E., Schafer, E., Cantatore, G., Tripi, T.R. (2010). Improvement of fatigue resistance of NiTi endodontic files by surface and bulk modifications. *Int Endod J*, 43, 866-873.

Crump, M.C., Natkin, E. (1970). Relationship of broken root canal instruments to endodontic case prognosis: a clinical investigation. *Journal Of the American Dental association*, 80, 1341-7

Cuje, J., Bargholz, C., Hülsmann, M. (2010). The outcome of retained instrument removal in a specialist practice. *Int Endod J*, 43, 545-554.

Cunningham, W.T., Martin, H. (1992). A scanning electron microscopic evaluation of root canal debridement with the endosonic ultrasonik synergistic system. *Oral Surg Oral Medicine Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 53, 527-31.

Cunningham, C.J., Senia, E.S. (1992). A three-dimensional study of canal curvatures in the mesial roots of mandibular molars. *J Endod*, 18, 294-300.

Darabara, M., Bourithis, L., Zinelis, S., Papadimitrou, G.D. (2004). Susceptibility to localized corrosion of stainlesssteel and NiTi endodontic instruments in irrigating solutions. *Int Endod J*, 37, 705-10.

D'Arcangelo, C., Varvara, G., Fazio, P.D. (2000). Broken instrument removal –two cases. *J Endod*, 26, 368-70.

Dentkos, T.R., Berzins, D.W. (2008). Evaluation of Cutting Efficiency of Orthograde Ultrasonik Tips by Using a Nonstatic Model. *J Endod*, 34, 863-5.

Di Fiore, P.M., Genov, K.A., Komaroff, E., Li, Y., Lin, L. (2006). Nickel-Titanium Rotary instrument fracture: a clinical practice assessment. *Int Endod J*, 39, 700-708.

Diemer, F., Calas, P. (2004). Effect of pitch length on the behavior of rotary triple helix root canal instruments. *J Endod*, 30, 716-8.

Dietz, D.B., Di Fiore, P.M., Bahcall, J.K., Lautenschlager, E.P. (2000). Effect of rotational speed on the breakage of nickel-titanium rotary files. *J Endod*, 26, 68-71.

Dominici JT, Clark S, Scheetz J, Eleazer P.D. (2005). Analysis of heat generation using ultrasonic vibration for post removal. *J Endod*, 31, 301-3.

Eleazer, P.D., O'Connor, R.P. (1999). Innovative uses for hypodermic needles in endodontics. *J Endod*, 25, 190-1.

EMS-Minimaster, Ultrasonik system: instruction for use, 12 Mayıs 2010, EMS, <http://www.emscompany.com/en/dental/products/ultrasound%20devices/minimaster/>

Eriksson A.R., Albrektsson T. (1984). The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. *J Oral Maxillofac Surg*, 42, 705-11

Ettrich, C.A., Labossiere, P.E., Pitts, D.L., Johnson, J.D. (2007). An investigation of the heat induced during ultrasonik post removal. *J Endod*, 33, 1222-1226.

Faramarzi, F., Fakri, H., Javaheri, H.H. (2009). Endodontic treatment of a mandibular first molar with three mesial canals and broken instrument removal. *Aust Endod J*, 1-3.

Flanders, D.H. (1996). New techniques for removing separated root canal instruments. *N Y State Dent J*, 62, 30-2.

Fors, U.G.H., Berg, J.O. (1983). A method for the removal of separated endodontic instruments from the root canals. *J Endod*, 9, 156-9.

Fox, J., Moodink, R.M., Greenfield, E., Atkinson, J.S. (1972). Filling root canals with files; radiographic evaluation of 304 cases. *New York State Dental Journal*, 38, 154-157.

Friedman, S., Stabholz, A., Tamse, A. (1990). Endodontic retreatment- case selection and technique *J Endod*, 16, 543- 9.

Fu, M., Zhang, Z., Hou, B. (2011). Removal of broken files from root canals by using ultrasonik techniques combined with dental microscope: A Retrospective Analysis of treatment outcome. *J Endod*, 37, 619-622.

Gabel, W.P., Hoen, M., Steiman, H.R., Pink, F.E., Dietz, R. (1999). Effect of rotational speed on nickel-titanium file distortion. *J Endod*, 25, 752-4.

Gambarini, G. (2000). Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation. *Endodon Dent Traumatol*, 16, 95-100

Gambarini, G. (2001a). Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low-and high-torque endodontic motors. *J Endod*, 27, 772-4.

Gambarini, G. (2001b). Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after prolonged clinical use. *Int Endod J*, 34, 386-9.

Gambarini, G., Plotino, G., Grande, N.M., Al-Sudani, D., De Luca, M., Testarelli, M. (2011). Mechanical properties of nickel-titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique. *Int Endod J*, 44, 337-41.

Gençoğlu, N., Helvacıoğlu, D. (2009). Comparison of the different techniques to remove fractured endodontic instruments from root canal systems. *Eur J Dent*, 3, 90-95.

Gettleman, B.H., Spriggs, K.A., ElDeeb, M.E., Messer, H.H. (1991) . Removal of canal obstructions with the endo extractor. *J Endod*, 17, 608-11.

Gluskin, A.H., Peters, C.I., Wong, R.D.M., Ruddle, C.J. (2008). Retreatment of nonhealing endodontic therapy and management of mishaps.İçinde: *Ingle's Endodontics* 6.BC Decker Inc, Hamilton. 1088-1161.

Goldman, L.B., Goldman, M., Cavaleri, R., Bogis, J., Lin, P.S. (1982). The efficiency of several endodontic irrigation solutions: a scanning electron microscopic study. Part 2. . *J Endod*, 8, 487.

Grossman, L.I. (1969). Guidelines for prevention of fracture of root canal instruments. *Oral Surg Oral Medicine Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 28, 746-52.

Guilford WL, Lemons JE, Eleazer PD (2005). A comparison of torque required to fracture rotary files with tips bound in simulated curved canal. *J Endod*, 31, 468-470.

Haikel, Y., Serfaty, R., Wilson, P., Speisser, J.M., Allemann, C. (1998a). Cutting efficiency of nickel-titanium endodontic instruments and the effect of sodium hypochlorite treatment. *J Endod*, 24, 736-9.

Haikel, Y., Serfaty, R., Wilson, P., Speisser, J.M., Allemann, C. (1998b). Mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments and the effect of sodium hypochlorite treatment. *J Endod*, 24, 731-5.

Haikel, Y., Serfaty, R., Bateman, G., Senger, B., Allemann, C. (1999) Dynamic and cyclic fatigue of engine driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endodod* 25,434-40

Hashem, A.A. (2007). Ultrasonik vibration: Temperature rise on external root surface during broken instrument removal. *J Endod*, 33, 1070-1073.

Herold, K.S., Johnson, B.R., Wenckus, C.S. (2007). A scanning electron microscopy evaluation of microfractures, deformation and separation in Endosequence and Profile nickel-titanium rotary files using an extracted molar tooth model. *J Endod*, 33, 712-4.

Hilt, B.R., Cunningham, C.J., Shen, C., Richards , N. (2000). Torsional properties of stainless –steel and nickel-titanium files after multiple autoclave sterilizations. *J Endod*, 26, 76-80.

Himel, V.T., McSpadden, J.T., Goodis,H.E. (2006). Instrument, materials and devices. İçinde Keiser K, editor. *Pathways of the pulp* . 9th ed. Mosby: Elsevier; 238-89.

Horan B.B., Tordik P.A., Imamura G., Goodell G.G. (2008). Effect of dentin thickness on root surface temperature of teeth undergoing Ultrasonik removal of posts. *J Endod* 34, 453-55.

Huttula A.S., Tordik P.A., Imamura G., Eichmiller F.C, McClanahan S.B. (2006). The effect of ultrasonik post instrumentation on root surface temperature. *J Endod*, 32, 1085-7

Hülsmann, M. (1990). Removal of silver cones and fractured instruments using the Canal Finder System. *J Endod*, 16, 596-600.

Hülsmann, M. (1993). Methods for removing metal obstructions from the root canal. *Endodontics & Dental Traumatology*, 6, 223-237.

Hülsmann, M., Schinkel, I. (1999). Influence of several factors on the success or failure of removal of fractured instruments from the root canal. *Endod Dent Trumatol*, 15, 252-258.

Hülsmann, M., Peters, O.A., Dummer, P.M.H. (2005). Mechanical prepeartion of root canals : shaping goals, techniques and means. *Endod Topics*, 10, 30-76.

Ingle, J.I., Glick, D. (1965). The Washington study. In: Ingle J.I., ed. *Endodontics*, 1st ed. Philadelphia, Leo & Febiger, 54-77.

Ingle, J.I., Beveridge, E.E. *Endodontics* 2 nd ed., Philadelphia: Leo and Febiger; 1976

Iqbal, M.K., Maggiore, F., Suh, B., Edwards, K.R., Kong, J., Kim, S. (2003). Comparison of apical transportation in four Ni-Ti rotary instrumentation techniques. *J Endod*, 29, 587-591.

Iqbal, M.K., Rafailov, H., Kratchman, I., Karabucak, B.A. (2006). Comparison of three methods for prepearing centered platforms around separated instruments in curved canals. *J Endod*, 32, 48-51.

Iqbal, M.K., Kohli, M.R., Kim, J.S. (2006). A retrospective clinical study of incidence of root canal instrument separation in an endodontic graduate program: a PennEndo database study. *J Endod*, 32, 1048-52.

Isom, T.L., Marshall, J.G., Baumgartner, J.C. (1995). Evaluation of root thickness in curved canals after flaring. *J Endod*, 21, 368-71.

Javaheri, H.H., Javaheri, G.H. (2007). A Comparison of three Ni-Ti Rotary Instruments in Apical Transportation. *J Endod*, 33, 284-286.

Johnson, W.T., Noblett, W.C. (2009). Cleaning and shaping. İçinde: *Endodontics principles and practice 4th ed.* p. 258-283.

Kaptan, R.F. (1999). Nikel-Titanyum ve paslanmaz çelik kanal aletlerinin eğri kök kanallarının şekillendirmeundaki etkinliklerinin bilgisayarlı dental radyografi yöntemi ile incelenmesi. İ.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi.

Kerekes, K., Tronstad, L. (1979). Long-term results of endodontic treatment performed with a standardized technique. . *J Endod*, 5, 83-90.

Kessler, J.R., Peters, D.D., Lorton, L. (1983). Comparison of relative risk of molar root perforations using various endodontic instrumentation techniques. *J Endod*, 9, 439- 47.

Kim, H.C., Cheung, G.S.P., Lee, C.J., Kim, B.M., Park, J.K., Kang, S.I. (2008). Comparison of forces generated during root canal shaping and residual stresses of three Nickel-Titanium rotary files by using a three dimensional finite-element analysis. *J Endod*, 34,743-7.

Knowles, K.I., Hammond, N.B., Biggs, S.G., Ibarrola, J.L. (2006). Incidence of instrument separation using Lightspeed rotary instruments. *J Endod*, 32, 14-6.

Kobayashi, C., Yoshioka, T., Suda, H. (1997). A new motor-driven canal preparation system with electronic canal measuring capability. *J Endod*, 23, 751-4.

Kosti, E., Zinelis, S., Lambrianidis, T., Margelos, J. (2004). A comparative study of crack development in stainless-steel hedstroem files used with stepback and crown down techniques. *J Endod*, 30, 38-41.

Kramkowski, T.R., Bahcall, J. (2009). An in vitro comparison of torsional stress and cyclic fatigue resistance of profile GT and profile GT Series X Rotary Nickel-Titanium files. *J Endod*, 35, 404-7.

Krell, K.V., Fuller, M.W., Scott, G.I. (1984) . The conservative retrieval of silver cones in difficult cases. *J Endod*, 10, 269-73.

Krell, K.V.(2009). Endodontic instruments. İçinde M. Torabinejad, RE Walton (4th Ed) *Endodontics Principles and Practice*. St. Louis, Missouri: Saunders Elsevier; 204-215.

Küçükay, E.S., Küçükay, I., Yılmaz, B (2004). *Kök kanalı şekillendirme Yöntemleri*.İstanbul: Promat.

Larsen, C.M., Watanabe, I., Glickman, G.N., He, J. (2009). Cyclic fatigue analysis of a new generation of Nickel-Titanium rotary instruments. *J Endod*, 35, 401-3.

Lee, D.H., Park, B., Saxena, A., Serene, T.P. (1996). Enhanced surface hardness by boron implantation in Nitinol alloy. . *J Endod*, 22, 543-6.

Lertchirakarn, V., Palamara, J.E.A., Messer, H.H. (2003). Patterns of vertical root fracture: factors affecting stress distribution in the root canal. *J Endod*, 29, 523-84.

Li, U.M., Lee, B.S., Shih, C.T., Lan, W.H., Lin, C.P.(2002). Cyclic fatigue of endodontic Ni-Ti rotary instruments: static and dynamic tests. *J Endod*, 28, 448-51.

Lim, S.S., Stock, C.J.R. (1987). The risk of perforation in the curved canal: anticurvature filling compared with stepback techniques. *Int Endod J*, 20, 33-9.

Linsuwanont, P., Parashos, P., Messer, H.H. (2004). Cleaning of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J*, 37, 19-28.

Loizides, A.L., Kakavetsos, V.D., Tzanetakis, G.N., Kontakiotis, E., Eliades, G.A. (2007). Comparative study of the effects of two Nickel-Titanium preparation techniques on root canal geometry assessed by microcomputed tomography. *J Endod*, 33, 1455-1459.

Lopes, H.P., Elias, C.N., Vieira, V.T., Moreira, E.J., Marques, R.V., de Oliveria, J.C. et al. (2010). *J Endod*, 36, 1653-7.

Machtou, P., Reit, C. (2003). Non-surgical retreatment. In: Bergenholtz G, Horsted-Bindslev P, Reit C, eds. *Textbook of endodontology*. 1st ed. Oxford: Blackwell Munksgaard Ltd; 2003: 300-10.

Madarati, A.A., Watts, D.C., Qualtrough, A.J.E. (2008). Opinions and attitudes of endodontists and general dental practitioners in the UK towards the intracanal fracture of endodontic instruments:Part 1. *Int Endod J*, 41, 693-701.

Madarati, A. A., Qualtrough, A.J.E., Watts, D.C (2009). A microcomputed tomography scanning study of root canal space: Changes after the ultrasonik removal of fractured files. *J Endod*, 35, 125-128.

Madarati A. A., Qualtrough A. J. E., Watts D. C. (2008). Opinions and attitudes of endodontists and general dental practitioners in the UK towards the intracanal fracture of endodontic instruments:Part 2. *Int Endod J*, 41, 1079-1087.

Madarati A. A., Qualtrough A. J. E., Watts D. C. (2010). Endodontists experience using ultrasoniks for removal of intra-canal fractured instruments. *Int Endod J*, 43, 301-5.

Mahran, A. H., AboEl-Fotouh, M. M. (2008). Comparison of effects of protaper, heroshaper and gatesglidden burs on cervical dentin thickness and root canal volume by using multislice computed tomography. *J Endod*, 34,1219-22.

Mandel, E., Adib-Yazdi, M., Benhamou, L. M., Mesgouez, C., Sobel, M. (1999). Rotary Ni-Ti profile systems for prepreparing curved canals in resin blocks: influence of operator on instrument breakage. *Int Endod J*, 32,436-43.

Martin, H. (1976). Ultrasonik disinfection of the root canal. *Oral Surg Oral Medicine Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 42, 92-9.

Martin, H., Cunningham, W. T., Norris, J. P., Cotton, W. R. (1980). Ultrasonik versus hand filing of dentin: a quantitative study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 49, 79-81.

Martin, H., Cunningham, W. T., Norris, J. P. (1980). A quantitative comparison of the ability of diamond k-type files to remove dentin. *Oral Surg Oral Medicine Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 50, 566-568.

Martin, B., Zelada, G., Varela, P., Bahillo, J.G., Magan, F., Ahn, S. Ve ark. (2003). Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J*, 36, 262-6.

Masserann, J. (1971). Entfernen metallischer fragmente aus wurselkanalen. *J Br Endodo Soc*, 5, 55-9.

Masseran instrumentation, instruction for use, 12 Mayis 2010, Micro-mega, <http://micro-mega.com/anglais/produits/Masseran/index.php>

Masseran, J. (1971). Entfernenmetallischer fragmente aus Wurzelkanalen [Removal of metal fragments from the root canal], *J Br Endodon Soc*, 5-55.

McCann, J.T., Keller, D.L., Labounty, G.L. (1990). Remaining dentin/cementum thickness after hand or ultrasonik instrumentation. *J Endod*, 16, 109-13.

McCulloch, A.J. (1993). The removal of restorations and foreign objects from root canal. *Quintessence Int*, 24, 245-9.

Miyai, K., Ebihara, A., Hayashi, Y., Doi, H., Suda, H., Yoneyama, T. (2006). Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J*, 39, 119-26.

Mize, S.B., Clement, D.J., Pruett, J.P., Carnes, D.L. (1998). Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium instruments. *J Endod*, 24, 843-847.

Nagai, O., Tani, N., Kayaba, Y., Kodama, S., Osada, T. (1986). Ultrasonik removal of broken instruments in root canals. *Int Endod J*, 19, 298-304.

Nehme, W. (1999). A new approach for the retrieval of broken instruments. *J Endod*, 25, 633-5.

Nehme W.B.(2001). Elimination of intracanal metallic obstructions by abrasion using an operational microscope and ultrasoniks. *J Endod*, 27, 365-7.

Novoa, X.R., Martin-Biedma, B., Varela-Patino, P., Collazo, A., Macias-Luaces, A., Cantatore, G. Ve ark. (2007). The corrosion of nickel-titanium rotary endodontic instruments in sodium hypochlorite. *Int Endod J*, 40, 36-44.

O'Hoy, P.Y.Z., Messer, H.H., Palamara, J.E. (2003). The effect of cleaning procedures on fractures properties and corrosion of NiTi files. *Int Endod J*, 36, 724-32.

Okiji, T. (2003). Modified usage of the Masserann Kit for removing intracanal broken instruments. *J Endod*, 29, 466-7.

Ørstavik, D., Qvist, V., Stoltze, K. (2004). A multivariate analysis of the outcome of endodontic treatment. *European Journal of Oral Sciences*, 112, 224-30.

Parashos, P., Linsuwanot, P., Messer, H.H. (2003). Effective cleaning protocols for rotary nickel-titanium files. *Aust Endod J*, 29, 23-4.

Parashos, P., Gordon, I., Messer, H.H. (2004). Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod*, 30, 722-5.

Parashos, P., Messer, H.H. (2004). Questionnaire survey on the use of rotary nickel-titanium endodontic instruments by Australian dentists. *Int Endod J*, 37, 249-59.

Parashos, P., Messer, H.H. (2006). Rotary instrument fracture and its consequences. *J Endod*, 32, 1031-1043.

Patino, P.V., Biedma, B.M., Liebana, C.R., Cantatore, G., Bahillo, J.G. (2005). The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *J Endod*, 31, 114-6.

Peters, O.A., Laib, A., Rügsegger, P., Barbakow, F. (2000). Three dimensional analysis of root canal geometry using high resolution computed tomography. *J Dent Res*, 79, 1405-9.

Peters, O.A., Barbakow, F. (2002). Dynamic torque and apical forces of Profile .04 rotary instruments during preparation of curved canals. *Int Endod J*, 35, 379-89.

Peters, O.A., Peters, C.I., Schönenberger, K., Barbakow, F. (2003a). Effects of canal anatomy on final shape analysed by microCT . *Int Endod J*, 36, 86-92.

Peters, O.A., Peters, C.I., Schönenberger, K., Barbakow, F. (2003b). Protaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *Int Endod J*, 36, 93-9.

Peters, O.A. (2004). Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod* 30,559-567.

Peters, O.A., Peters, C.I. (2006). Cleaning and shaping the root canal system. İçinde Keiser K, editor. *Pathways of the pulp* . 9th ed. Mosby: Elsevier; 290-348.

Pettiette, M.T., Metzger, Z., Phillips, C., Trope, M. (1999). Endodontic complications of root canal therapy performed by dental students with stainless-steel K-files and nickel-titanium hand files. *J Endod*, 25, 230-4.

Pettiette, M.T., Conner, D., Trope, M. (2002). Procedural errors with the use of nickel-titanium rotary instruments in undergraduate endodontics. *J Endod*, 28, 259 [abstract PR 24].

Poulsen, W.B., Dove, S.B., Del Rio, C.E. (1995). Effect of nickel-titanium engine-driven instrument rotational speed on root canal morphology. *J Endod*, 21, 609-12.

Platino, G., Pameijer, C.H., Grande, N.M., Somma, F. (2007). Ultrasoniks in Endodontics: a review of the literature. *J Endod*, 33, 81-95.

Pruett, J.P., Clement D.J., Carnes D.L.Jr. (1997) Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endodod*, 23, 77-85

Rahimi, M., Parashos, P. (2009). A novel technique for the removal of fractured instruments in the apical third of curved root canals. *Int Endod J*, 42, 264-70.

Ramirez-Salomon, M., Soler-Bientz, R., de la Garza-Gonzalez, R., Palacios-Garza, C.M. (1997). Incidence of Lightspeed Separation and the potential for bypassing. *J Endod*, 23, 586-7.

Rapisarda, E., Bonaccorso, A., Tripi, T.R., Condorelli, G.G. (1999). Effect of sterilization on the cutting efficiency of rotary nickel-titanium endodontic files. *Oral Surg Oral Medicine Oral Pathol Oral Radiol Endodod*, 88, 343-7.

Rapisarda, E., Bonaccorso, A., Tripi, T.R., Fragalk, I., Condorelli, G.G. (2000). The effect of surface treatments of nickel-titanium files on wear and cutting efficiency. *Oral Surg Oral Medicine Oral Pathol Oral Radiol Endodod*, 89, 363-8.

Rapisarda, E., Bonaccorso, A., Tripi, T.R., Condorelli, G.G., Torrisi, L. (2001). Wear of nickel-titanium endodontic instruments evaluated by scanning electron microscopy: effect on ion implantation. *J Endod*, 27, 588-92.

Rocke, H., Guldener, P.H.A. (1993). Obstruktion des Wurzelkanals. In: Guldener, P.H.A., Langeland K, eds. *Endodontologie*, 3rd edn. Stuttgart: Thieme, pp. 293-312.

Roda, R.S., Gettleman, B.H. (2006). Nonsurgical Retreatment. İçinde Keiser K, editor. *Pathways of the pulp*. 9th ed. Mosby: Elsevier; 983-992.

Roig- Greene, J. (1983). The retrieval of foreign objects from root canals: a simple aid. *J Endod*, 9, 394-7.

Roland, D.D., Andelin, W.E., Browning, D.F., Hsu, G-H.R., Torabinejad, M. (2002). The effect of preflaring on the rates of separation for 0,04 taper Ni-Ti rotary instruments. *J Endodod*, 28, 543-5.

Ruddle, C.J. (2004). Nonsurgical Retreatment. *J Endod*, 30, 827-844.

Sarkar, N.K., Redmond, W., Schwaninger, B., Goldberg, A.J. (1983). The chloride corrosion of four orthodontic wires. *Journal of Oral Rehabilitation*, 10, 121-8.

Sattapan, B., Nervo, G.J., Palamara, J.E.A., Messer, H.H. (2000a). Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endodod*, 26, 161-5.

Sattapan, B., Palamara, J.E.A., Messer, H.H. (2000b). Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *J Endodod*, 26, 156-60.

Saunders, J.L., Eleazer, P.D., Zhang, P., Michalek, S. (2004). Effect of a separated instrument on bacterial penetration of obturated root canals. *J Endod*, 30, 177-9.

Schäfer, E.(1997). Root canal instruments for manual use: a review. *Endod Dent Traumatol*, 13, 51-64.

Schäfer, E., Lau, R. (1999). Comparison of cutting efficiency and instrumentation of curved canals with nickel-titanium and stainless steel instruments. *J Endod*, 25, 427-30.

Schäfer, E. (2002). Effect of heat sterilization on the cutting efficiency of PVD- coated nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J*, 35, 867-72.

Schäfer, E., Diez, C., Hoppe, W., Tepel, J. (2002). Roentgenographic investigation of frequency and degree of canal curvatures in human permanent teeth. *J Endod*, 28, 211-216

Schäfer, E., Schulz-Bongert, U., Tulus, G. (2004). Comparison of hand stainless steel and nickel-titanium rotary instrumentation : a clinical study. *J Endodod*, 30, 432-5.

Schäfer, E., Vlassis, M. (2004). Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: Protaper versus RaCe. Part:2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J*, 39, 171-8.

Schilder, H. (1974). Cleaning and Shaping Root Canal. *Dental Clinics of North America*, 18, 269-96.

Schrader, C., Ackermann, M., Barbakow, F. (1999) Step-by-step description of a rotary root canal preperation technique. *Int Endod J*, 32, 312-20.

Schrader, C., Peters, O.A. (2005). Analysis of torque and force with differently tapered rotary endodontic instruments in vitro. *J Endod*, 31, 120-3.

Schwartz, R.S., Robbins, J.W. (2004). Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod*, 30, 289-301.

Seto, B.G., Nicholls, J.I., Harrington, G.W. (1990). Torsional properties of twisted and machined endodontic files. *J Endod*, 16, 355.

Shen, Y., Peng, B., Cheung, G.S. (2004). Factors associated with the removal of fractured NiTi instruments from root canal systems. *Oral Surg Oral Medicine Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 98, 605-10.

Shen, Y., Cheung, G.S., Bian, Z., Peng, B. (2006). Comparison of defects in Profile and Protaper Systems after clinical use. *J Endod*, 32, 61-65.

Shen, Y., Bian, Z., Cheung, G.S., Peng, B. (2007). Analysis of defects in Protaper Hand- Operated Instruments after Clinical Use. *J Endod*, 33, 287-290.

Shen, Y., Haapasalo, M., Cheung, G.S., Peng, B. (2009). 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*, 35, 129-132.

Shen, Y., Coil, J.M., Haapasalo, M. (2009). Defects in Nickel-Titanium after clinical use. Part:3 A 4- Year Retrospective Study from an undergraduate Clinic. *J Endod*, 35, 193-196.

Shen, Y., Winestock, E., Cheung, G.S., Haapasalo, M. (2009). Defects in Nickel-Titanium after clinical use. Part 4: An electropolished Instrument . *J Endod*, 35, 197-201.

Silvaggio, J., Hicks, M.L. (1997). Effect of heat sterilization on the torsional properties of rotary nickel-titanium endodontic files. *J Endod*, 23, 731-4.

Simon, S., Machtou, P., Tomson, P., Adams, N., Lumley, P. (2008). Influence of fractured instruments on the success rate of endodontic treatment. *Dental Update*, 35, 172-8.

Sjögren, U., Hagglund, B., Sundqvist, G., Wing, K. (1990). Factors affecting the long term results of endodontic treatment. *J Endod*, 16, 498-504.

Skyttner, B. (2007). Endodontic instrument separations. Evaluation of a patient cases series with separated endodontic instruments and factors related to the treatment regarding separated instruments. Karolinska Institutet 2007; Stockholm

Souter, N.J., Messer, H.H. (2005). Complications associated with fractured file removal using an ultrasonik technique. *J Endod*, 31, 450-452.

Souyave, L.C., Inglis, A.T., Alcalay, M. (1985). Removal of fractured instruments using ultrasoniks. *Br Dent J*, 159, 251-3.

Spili, P., Parashos, P., Messer, H.H. (2005). The impact of instrument fracture on outcome of endodontic treatment. *J Endod*, 31, 845-850.

Stenman, E., Spangberg, LSW. (1990). Machining efficiency of Flex-R, K-Flex, Trio-Cut and S-files. *J Endod*, 16, 575-9.

Stokes, O.W., Di Fiore, P.M., Barss, J.T., Koerber, A., Gilbert, J.L., Lautenschlager, E.P. (1999). Corosion in stainlesssteel and nickel-titanium files. *J Endod*, 25, 17-20.

Suter, B. (1998). A new method for retrieving silver points and separated instrument from root canals. *J Endod*, 24, 446-8.

Suter, B., Lussi, A., Sequeira, P. (2005). Probability of removing fractured instruments from root canals. *Int Endod J*, 38, 112-23.

Svec, T.A., Powers, J.M. (2002). The deterioration of rotary nickel-titanium files under controlled conditions. *J Endod*, 28, 105-7.

Svec, T.A. (2008). Instruments for cleaning and shaping. İçinde: *Ingle's Endodontics* 6.BC Decker Inc, Hamilton. 813-839.

Tamse, A. (1988). Iatrogenic vertical root fractures in endodontically treated teeth. *Endodo Dent Traumatol*, 4, 190-6.

Terauchi, Y., O'Leary, L., Suda, H. (2006). Removal of separated files from root canals with a new file removal system: Case reports. *J Endod*, 32, 789-97.

Terauchi, Y., O'Leary, L., Kikuchi, I., Asanagi, M., Yoshioka, T., Kobayashi, C., Suda, H. (2007). Evaluation of the Efficiency of a new file removal system in comparison with two conventional systems. *J Endod*, 33, 585-588 .

Tharuni, S.L., Parameswaran, A., Sukumaran, V.G. (1996). Comparison of canal preparation using the K-File and Lightspeed in resin blocks. *J Endod*, 22, 474-6.

Thirumalai, A.K., Sekar, M., Mylswamy, S (2008). Retrieval of a separated instrument using Masseran Technique. *J Conserv Dentistry*, 11, 42-45.

Thompson, S.A., Dummer, P.M. (1997). Shaping ability of 0.4 taper series 29 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1 and Part 2. *Int Endod J*, 30, 1-15.

Thompson, S.A. (2000). An overview of nickel-titanium alloy used in dentistry. *Int Endod J*, 33, 297-310

Thompson, S.A., Dummer, P.M. (2000). Shaping ability of Hero 642 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals: part 1. *Int Endod J*, 33, 248-54.

Torabinejad, M., Bakland, L.K. (1978). Immunopathogenesis of chronic periapical lesions. *Oral Surg*, 46, 685-99.

Torabinejad, M., Lemon, R.R. (2009). Procedural Accidents. İçinde M. Torabinejad, RE Walton (4th Ed) *Endodontics Principles and Practice*. St. Louis, Missouri: Saunders Elsevier; 322-339

Torres, D.U., Rodriguez, M.P.G., Luge, C.M.F. (2009). Effectiveness of a manual glide path on the preparation of curved root canals by using Mtwo rotary instruments. *J Endod*, 35, 699-702.

Tripi, T.R., Bonaccorso, A., Tripi, V., Condorelli, G.G., Rapisarda, E. (2001). Defects in GT rotary instruments after use: a SEM study. *J Endod*, 27, 782-5.

Tripi, T.R., Bonaccorso, A., Condorelli, G.G. (2006). Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surg Oral Medicine Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 102, 106-14.

Tucker, J.W., Mizrahi, S., Seltzer, S. (1976). Scanning electron microscopic study of the efficacy of various irrigating solutions. *J Endod*, 2, 71-78.

Turpin, Y.L., Chagneau, F., Vulcain, J.M. (2000). Impact of two theoretical cross-sections on torsional and bending stresses of nickel-titanium root canal instrument models. *J Endod*, 26, 414-7.

Tzanetakis, G.N., Kontakiotis, E.G., Maurikou, D.V., Marzelou, M.P. (2008). Prevalence and management of instrument fracture in the postgraduate endodontic program at the dental school of Athens: A five-year retrospective clinical study. *J Endod*, 34, 675-8.

Ulmann, C.J., Peters, O.A. (2005). Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in Protaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 31, 183-6.

Valois, C.R.A., Silva, L.P., Azevedo, R.B. (2005). Atomic force microscopy study of stainless steel and Nickel-Titanium files. *J Endod*, 31, 882-885.

Viana, A.C.D., Gonzalez, B.M., Buono, V.T.L., Bahia, M.G.A. (2006). Influence of sterilization on the mechanical properties and fatigue resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J*, 39, 709-15.

Walia, H.M., Brantley, W.A., Gerstein, H. (1988). An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod*, 14, 346-51 .

Ward, J.R., Parashos, P., Messer, H.H. (2003). Evaluation of an ultrasonik technique to remove fractured rotary nickel-titanium endodontic instruments from root canals: An experimental study. *J Endod*, 29, 756-763.

Weine, S.F. (1995). *Endodontic Therapy*. 5th ed. Missouri, Canada: Mosby;

Wilcox, L.R., Roskelley, C., Sutton, T. (1997). The relationship of root canal enlargement to finger-spreader induced vertical root fracture. *J Endod*, 23, 533-4.

Williamson, A.E., Sandor, A.J., Justman, B.C. (2009). A Comparison of three nickel-titanium rotary systems, Endosequence, protaper universal and profile GT, for canal-cleaning ability. *J Endod*, 35, 107-9.

Wolcott, J., Himel V. (1997). Torsional properties of nickel-titanium versus stainless steel endodontic files. *J Endod*, 23,217-20

Wolcott, S., Wolcott, J., Ishley, D., et al. (2006). Seperation incidence of Protaper rotary instruments : a large cohort clinical evaluation. *J Endod*, 32, 1139-41.

Wong, R., Chong, F. (1997). Microscopic management of procedural errors. *Dent Clinic North Am*, 41, 455-79.

Yahata, Y., Yoneyama, T., Hayashi, Y., Ebihara, A., Doi, H., Hanawa, T., Suda, H. (2009). Effect of heat treatment on transformation temperatures and bending properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J*, 42, 621-6.

Yared, G.M., Bou Dagher, F.E., Machtou, P. (2001). Influence of rotational, torque and operator's proficiency on Profile failures. *Int Endod J*, 34, 47-53.

Yared, G.M., Dagher, F.E., Machtou, P., Kulkarni, G.K. (2002). Influence of rotational speed, torque and operator proficiency on failure of greater taper files. *Int Endod J*, 35, 7-12.

Yared, G.M., Kulkarni, G.K., Ghossayn, F. (2003). An in vitro study of the torsional properties of new and used K3 instruments. *Int Endod J*, 36, 764-9.

Yoldaş, O., Öztunç, H., Tınaz, C., Alparslan, N. (2004). Perforations risks associated with the use of Masseran endodontic kit drills in mandibular molars. *Oral Surg Oral Medicine Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 97, 513-7.

Zelada, G., Varela, P., Martin, B., Bahillo, J.G., Magan, F., Ahn, S. (2002). The effect of rotational speed and the curvature of root canals on breakage of rotary endodontic instruments. *J Endodod*, 28, 540-2.

Zhang, L., Luo, H.X., Zhou, X.D., Tan, H., Huang, D.M. (2008). The shaping effect of the combination of two rotary nickel-titanium instruments in simulated S-shaped canals. *J Endodod*, 34, 456-8.

Zinelis, S., Darabara, M., Takase, T., Ogane, K., Papadimitriou, G.D. (2007). The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surg Oral Medicine Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 103, 843-7.

Zinman, E.J. (2006). Endodontic records and legal responsibilities. İçinde: Keiser K, editor. *Pathways of the pulp*. 9th ed. Mosby: Elsevier; 400-457.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	İPEK	Soyadı	ÖREROĞLU
Doğ.Yeri	Nazilli/AYDIN	Doğ.Tar.	19/11/1981
Uyruğu	TC	TC Kim No	20404431132
Email	iorer81 yahoo.com	Tel	0532-6066473

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora	İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ	
Yük.Lis.	İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ	
Lisans	İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ	2004
Lise		

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.			-
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	Çok iyi	İyi	Çok iyi		

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı			
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
MS Word	Çok iyi
MS Excell	Çok iyi
MS Powerpoint	Çok iyi

Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

1. **Öreroğlu İ**, Kara A, Yırgın N, Haznedaroğlu F., Ektodermal Displaziye Bağlı Olarak Gelişen Bir Taurodontizm Olgusu, Türk Endodonti Derneği 3.Endodonti Sempozyumu, Antalya, 23-24 Nisan 2008.
2. Yırgın N, Kara A, **Öreroğlu İ**, Haznedaroğlu F, Tuna E. Endodontic postoperative pain: comparison of incidence between single and multiple visits procedures. International Congress of Apolonia ‘DENTİSTRY TODAY’, Struga, 18-20 April 2008.
3. Kara A, Yırgın N, **Öreroğlu İ**, Haznedaroğlu F, Aliyev S. Periradicular status related to the quality of root canal fillings in a Turkish population. International Congress of Apolonia ‘DENTİSTRY TODAY’, Struga, 18-20 April 2008.
4. Kara A, Yırgın N, **Öreroğlu İ**, Haznedaroğlu F. Endodontik tedavide karşılaşılan problemler ve çözümleri.Dişhekimliği Dergisi Mart-Nisan 2007.
5. Yırgın N, Kara A, **Öreroğlu İ**, Barut G, Haznedaroğlu F. İatrojenik kök perforasyonlarının tanısı 1.TDB, dergİDA Kasım-Aralık 2008, 2:15-16.
6. Kara A, Yırgın N, **Öreroğlu İ**. Fiber ile güçlendirilmiş kompozitlerin endodontide kullanımı. TDD Ekim 2007, 70; 223-226.
7. Yırgın N, Kara A, **Öreroğlu İ**, Haznedaroğlu F. Endodontide lokal anestezi. Roots the International magazine of endodontics 2008, 2:3.

Özel İlgi Alanları (Hobileri):

Yüzme, voleybol, gitar, müzik dinleme.

