



T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**TOGÜ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ ENDODONTİ ANA BİLİM
DALINDA 2014-2019 TARİHLERİ ARASINDA TEDAVİ OLMUŞ
HASTALARDA Nİ-Tİ DÖNER ALET KIRIKLARININ
İNSİDANSI: 6 YILLIK RETROSPEKTİF ÇALIŞMA**

Hazırlayan

Dt. Tuğberk CANAVAR

Endodonti Ana Bilim Dalı

Uzmanlık Tezi

Danışman

Doç. Dr. Hüda Melike BAYRAM

TOKAT – 2022



T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**TOGÜ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ ENDODONTİ ANA BİLİM
DALINDA 2014-2019 TARİHLERİ ARASINDA TEDAVİ OLMUŞ
HASTALARDA Nİ-Tİ DÖNER ALET KIRIKLARININ
İNSİDANSI: 6 YILLIK RETROSPEKTİF ÇALIŞMA**

Hazırlayan

Dt. Tuğberk CANAVAR

Endodonti Ana Bilim Dalı

Uzmanlık Tezi

Danışman

Doç. Dr. Hüda Melike BAYRAM

TOKAT – 2022

ETİK SÖZLEŞME

T.C.

GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞINA;

Bu belge ile, bu tezdeki bütün bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak toplanıp sunulduğunu, bu kural ve ilkelerin gereği olarak, çalışmada bana ait olmayan tüm veri, düşünce ve sonuçlara atıf yaptığımı ve kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

21/02/2022

Tezi Hazırlayan Öğrencinin

Adı ve Soyadı

Tuğberk CANAVAR

İmzası

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi, tecrübe ve önerilerini her zaman içtenlikle benimle paylaşan, tez süresince sabır ve hoşgörü ile benden destek ve yardımını esirgemeyen değerli danışman hocam Doç. Dr. H. Melike BAYRAM'a,

Akademik, klinik bilgi ve deneyimleri ile uzmanlık eğitimime ışık tutan, değerli tavsiyelerini benden esirgemeyen hocam Doç. Dr. Emre BAYRAM'a,

Tezimin istatistiksel analizinde yardımlarını esirgemeyen sayın Dr. Öğr. Üy. Emre KUYUCU'ya

Uzmanlık eğitimime katkılarıyla sürecimi güzelleştiren değerli arkadaşlarım Dt. Sabire Büşra DEMİR, Uzm. Dt. Melike AÇLAN, Dt. Tunahan DÖKEN, Uzm Dt. Hilal EKMEN, Dt. Şahin KILINÇKAYA, Dt. Okan TURGUT ve diğer asistan arkadaşlarıma,

Eğitim yolculuğuna beraber çıktığımız ve her zaman desteklerini hissettiğim değerli eş kıdemlilerim Dt. Fatih UÇAR ve Dt. Merve KÖSETÜRK'e, bilgi, birikim ve tecrübeleriyle bana çok katkıda bulunan dostlarım Dr. Öğr. Üyesi Gülşah TONGA, Uzm Dt. Şeyma Nur GERÇEKÇİOĞLU ve Uzm. Dt. Amine GENELİOĞLU'na

Teknik bilgisini ve desteğini benden esirgemeyen değerli arkadaşım Merve GÖREN'e,

Tüm eğitim hayatım boyunca desteklerini ve fedakarlıklarını eksik etmeyen bu günlere gelmemde büyük emekleri olan canım aileme,

En İçten Teşekkürlerimi Sunarım.

ÖZET

TOGÜ Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Ana Bilim Dalında 2014-2019 Tarihleri Arasında Tedavi Olmuş Hastalarda Ni-Ti Döner Alet Kırıklarının İnsidansı: 6 Yıllık Retrospektif Çalışma

Amaç: Bu retrospektif çalışmanın amacı; Ni-Ti döner aletlerin molar dişlerdeki kırılma insidansını belirleyerek; bu insidansın kanal tedavisi veya retreatment tedavisi ile ilişkisini ortaya koymak, aletin hangi kanalda ve kanalın hangi seviyesinde kırıldığını saptamak ve kökün eğimi ile kırık eği arasındaki ilişkiyi ortaya koymaktır.

Materyal ve Metod: Çalışmamıza 2014-2019 tarihleri arasında Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda kök kanal tedavisi veya retreatment yapılmış 9496 endodontik vaka dahil edildi. İncelenen hastalarda 389 vakada kırık alet olduğu tespit edildi. Kırık alet görülen vakalarda; tedavi cinsi, diş ve kanal tipi, kırık aletin kanaldaki seviyesi kaydedildi. Hastaların radyografileri ImageJ 1.3 (ImageJ; US National Institutes of Health, Bethesda, Maryland) programına aktarıldı. Program üzerinden kırılan parçanın uzunluğu milimetre (mm) cinsinden hesaplandı. ImageJ programı üzerinde kök kanalının eğimi Schneider metodu kullanılarak belirlendi.

Bulgular: Alt ve üst molar dişlerde retreatment tedavisinde Ni-Ti döner alet kırık insidansı (%6,1) birincil kök kanal tedavisine (%3,8) kıyasla daha yüksek bulundu ($p<0,05$). Alt molar dişlerde üst molar dişlere göre istatistiksel olarak anlamlı daha fazla kırık alet gözlemlendi ($p<0,05$). Ni-Ti döner aletlerin MB kanallarda ve kanalların apikal üçlüsünde istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek kırıldığı görüldü ($p<0,001$). Şiddetli ve orta dereceli eğimli kanallara sahip dişlerde alet kırılma riskinin düz olanlara

kıyasla istatistiksel olarak anlamlı daha yüksek olduğu gözlemlendi ($p<0,001$). Kırık Ni-Ti aletlerin uzunluğu 0,95-10,2 mm aralığında değişmektedir. Ortalama kırık alet uzunluğu ise 3,05 mm olarak bulundu.

Sonuç: Ni-Ti döner aletler retreatment tedavisinde birincil kök kanal tedavisine kıyasla önemli ölçüde daha yüksek kırılma oranı göstermiştir. Diş tipi (mandibular), kanal seviyesi (apikal) ve eğim kırık aletlerin insidansı üzerinde önemli bir etkiye sahiptir.

Anahtar Kelimeler: Ni-Ti döner alet, Alet kırılması, Endodontik Tedavi, Retreatment, Retrospektif Çalışma

ABSTRACT

Incidence of Ni-Ti Rotary Instrument Fractures in Patients Treated between 2014-2019 in TOGU Faculty of Dentistry, Department of Endodontics: A 6-Year Retrospective Study

Aim: The aim of this retrospective study; By determining the incidence of fracture in molar teeth of Ni-Ti rotary instruments; To reveal the relationship of this incidence with root canal treatment or retreatment, to determine in which canal and at which level of the canal the instrument breaks, and to reveal the relationship between the curvature of the root and the fracture of Ni-Ti rotary file.

Materials and Methods: 9496 endodontic cases who underwent root canal treatment or retreatment in Tokat Gaziosmanpaşa University, Faculty of Dentistry, Department of Endodontics between 2014-2019 were included in our study. In the examined patients, 389 cases were found to have broken instruments. In cases with broken tools; The type of treatment, type of tooth and canal, and the level of the broken instrument in the canal were recorded. Radiographs of the patients were transferred to ImageJ 1.3 (ImageJ; US National Institutes of Health, Bethesda, Maryland). The length of the broken piece was determined in mm via the program. The curvature of the root canal was determined using the Schneider method on the ImageJ program.

Results: The incidence of Ni-Ti rotary instrument fracture in retreatment (6.1%) of lower and upper molar teeth was found to be higher compared to primary root canal treatment (3.8%) ($p<0.05$). More fractured instruments were observed in lower molars than upper molars ($p<0.05$). The majority of the broken Ni-Ti rotary instruments were seen in the

MB canals and the apical third of the canals. It was observed that the risk of file fracture was higher in teeth with severely and moderately curved canals compared to straight ones. The length of the broken Ni-Ti instruments varies in the range of 0.95-10.2 mm. The mean fracture instrument length was found to be 3.05 mm.

Conclusion: The incidence of Ni-Ti rotary instrument fractures in lower and upper molars was found to be higher in retreatment compared to primary root canal treatment. The arch (mandibular), root third (apical), and root canal curvature had a significant effect on the incidence of instrument fractures.

Keywords: Ni-Ti Rotary Instrument, Instrument Fracture, Endodontic Treatment, Retreatment, Retrospective Study

İÇİNDEKİLER

ETİK SÖZLEŞME.....	i
TEŞEKKÜR.....	ii
ÖZET	iii
ABSTRACT.....	v
TABLolar LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLER LİSTESİ	xi
KISALTMALAR VE SİMGELER	xii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. KÖK KANALLARININ TEMİZLENMESİ VE ŞEKİLLENDİRİLMESİNİN AMAÇLARI	3
2.2. KÖK KANAL PREPARASYONUNDA KULLANILAN Nİ-Tİ EĞELER.....	5
2.2.1. Ni-Ti Metalurjisi ve Alaşımlar	6
2.2.1.1. Elektrokimyasal Yüzey İşlemi (Elektropolisaj).....	8
2.2.1.2. M Wire	9
2.2.1.3. R Faz	9
2.2.1.4. CM Wire	10
2.2.1.5. CM Blue ve CM Gold Ni-Ti Alaşımlar	11

2.2.1.6. Max-Wire.....	12
2.2.1.7. CM-EDM.....	13
2.3. KÖK KANAL PREPARASYONU SIRASINDA KARŞILAŞILAN KOMPLİKASYONLAR.....	14
2.3.1. Ni-Ti Eğelerde Oluşan Kırılmalar	14
2.4. Nİ-Tİ ALET KIRILMALARINA SEBEP OLABİLECEK PREDİSPOZAN FAKTÖRLER	16
2.4.1. Alet Tasarımı	16
2.4.2. Üretim Hataları.....	17
2.4.3. Dezenfeksiyon ve Sterilizasyonun Etkisi	18
2.4.4. Kullanım Sayısı	19
2.4.5. Dönme Hızı	20
2.4.6. Tork Kontrollü Motorların Kullanımı	21
2.4.7. Preparasyon Tekniği.....	21
2.4.8. Klinisyen Deneyimi.....	22
2.4.9. Kanal Eğimi ve Diş Tipi.....	23
2.5. RETREATMENT TEDAVİSİNDE ALET KIRILMASI.....	24
2.6. KÖK KANAL EĞİMİNİN SINIFLANDIRILMASI.....	25
2.6.1. Schneider Yöntemi	28
2.7. Nİ-Tİ DÖNER ALETLERDE KIRILMA RİSKİNİ AZALTMA STRATEJİLERİ	29

3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	31
3.1. DENEY GRUPLARININ OLUŞTURULMASI	32
3.2. İSTATİSTİKSEL ANALİZ	33
4. BULGULAR.....	34
4.1. KIRIK İNSİDANSININ TEDAVİ CİNSİNE GÖRE DAĞILIMI	34
4.2. KIRIK İNSİDANSININ DIŞ TİPİNE GÖRE DAĞILIMI.....	35
4.3. KIRIK ALETİN MOLAR DİŞLERİN KANALLARINDA GÖRÜLME SIKLIĞININ İNCELENMESİ.....	35
4.4. KIRILAN ALETLERİN KANALDAKİ SEVİYESİNİN İNCELENMESİ.....	37
4.5. ALET KIRILMASI İLE KANAL EĞİMİ ARASINDAKİ İLİŞKİNİN İNCELENMESİ	37
4.6. KIRIK ALETLERİN UZUNLUKLARININ İNCELENMESİ	38
5. TARTIŞMA	40
6. SONUÇ.....	57
7. KAYNAKLAR	58
EKLER.....	82

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 2.1: Ni-Ti Alaşımların Tarihsel Gelişim Süreci.....	8
Tablo 2.2: Kök Eğiminin Sınıflandırılması.....	27
Tablo 4.1: Vakaların diş tipi ve tedavi cinsine göre dağılımı.....	34
Tablo 4.2: Kırık İnsidansının Tedavi Cinsine Göre Dağılımı.....	34
Tablo 4.3: Kırık İnsidansının Diş Tipine Göre Dağılımı.....	35
Tablo 4.4: Kırık aletlerin kanal eğimlerine göre dağılımı.....	38
Tablo 4.5: Kırık alet parçalarının uzunluk değerleri.....	38
Tablo 4.6: Kırık alet parçalarının uzunluklarının dağılımı.....	39

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1: Schneider yönteminin diyagramı.....	28
Şekil 4.1: Alt molar dişlerin kanallarında alet kırığı görülme sıklığı.....	36
Şekil 4.2: Üst molar dişlerin kanallarında alet kırığı görülme sıklığı.....	36
Şekil 4.3: Alt ve üst molar dişlerde kırık aletlerin seviyesinin dağılımı.....	37



KISALTMALAR VE SİMGELER

°C: Santigrat Derece

<: Küçüktür

>: Büyüktür

%: Yüzde

CM Wire: Controlled Memory

DB: Distobukkal

H tipi: Hedström

KT: Kanal Tedavisi

MB: Meziobukkal

ML: Meziolingual

Mm: Milimetre

NaOCl: Sodyum Hipoklorit

Ni-Ti: Nikel-Titanyum

NOL: Naval Ordnance Laboratory

PÇ: Paslanmaz Çelik

Rpm: Revolutions per minute

RT: Retreatment

TF: Twisted File

XRD: X-Işınları Difraktometresi



1. GİRİŞ

Endodontik tedavi; kök kanallarının kimyasal ajanlarla dezenfeksiyonu ve mekanik olarak şekillendirilmesi ile organik ve inorganik dokuların uzaklaştırılması ve bunu takiben kanallarda üç boyutlu sızdırmaz bir dolum sağlanan uygulamaların tamamıdır (Hülsmann, Peters, ve Dummer, 2005).

Kök kanal preparasyonu için günümüze kadar farklı alaşımlarda ve tipte aletler geliştirilmiş ve kullanılmıştır (Schilder, 1974). Paslanmaz çelik (PÇ) alaşımın beraberinde getirdiği olumsuz özellikleri elimine etmek amacıyla üretilen Nikel-Titanyum (Ni-Ti) alaşıma sahip aletler klinikte yaygın kullanım alanına sahiptir. Bu aletler öncelikle elle kullanılmaya başlanmış, daha sonrasında ise mikromotor ve anguldurva gibi sistemlerle çalışan döner aletlere doğru evrilme süreci yaşamıştır (Thompson ve Dummer, 1997).

Ni-Ti döner aletler ile kök kanallarının şekillendirilmesi el aletleri ile kıyaslandığında daha hızlı ve kolay olmaktadır. Ayrıca Ni-Ti döner eğeler süperelastik ve şekil hafıza özellikleri sayesinde kök kanalının orijinal formunu korumada ve prosedürel hata riskini önlemede daha avantajlı konuma sahiptir (G. S. Cheung ve Liu, 2009; Sonntag, Guntermann, Kim, ve Stachniss, 2003).

Ni-Ti döner aletlerin tüm bu avantajlara rağmen klinik uygulama esnasında beklenmedik kırılma potansiyelleri bulunmaktadır (Martin et al., 2003). PÇ el aletlerinde kırılma genellikle aletin gözle görülür deformasyonundan sonra olmaktadır. Ni-Ti döner aletlerin kırılması ise klinisyen için önceden fark edilebilir bir bozulma veya uyarı olmaksızın meydana gelebilmektedir (Spanaki-Voreadi, Kerezoudis, ve Zinelis, 2006; Zuolo ve Walton, 1997). Literatür incelendiğinde Ni-Ti döner aletlerin PÇ el aletlerine

(%0,25-%6) kıyasla kırılma insidansının daha yüksek olduğu ve %1,3 ile %10 arasında değiştiği görülmektedir (Hülsmann ve Schinkel, 1999; Iqbal, Kohli, ve Kim, 2006; Spili, Parashos, ve Messer, 2005).

Bu tez çalışmasında, bütün bu bilgiler ışığında; Ni-Ti döner alet kırıklarının kökün hangi seviyesinde daha çok görüldüğü ve kırık aletin uzunluğu gibi bilgilerle birlikte molar dişlerde kırılma insidansını belirlemeyi ve kırılma olasılığının ilk tedavi veya retreatment olup olmamasına bağlı olarak değişimini incelemeyi amaçlamaktayız. Çalışmamızın h_0 hipotezi; alt ve üst molar dişlerde birincil endodontik tedavi ile retreatment tedavisi arasında ege fraktür riski açısından fark olmadığı, kırık aletin kanal içerisinde bulunduğu seviyenin ve uzunluğunun değişkenlik göstermeyeceği ve kanal eğimlerinin ege fraktür riskini etkilemeyeceği yönündedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. KÖK KANALLARININ TEMİZLENMESİ VE ŞEKİLENDİRİLMESİNİN AMAÇLARI

Kök kanal preparasyonu endodontik tedavinin kalitesini ve ömrünü belirleyen önemli etkenlerden biri olmakla birlikte şekillendirme işlemi; enfekte kök dentini dahil olmak üzere kök kanal sisteminden vital ve nekrotik dokuların uzaklaştırılmasını ve kanal boşluğunun irrigasyon solüsyonları ve medikamentlerle dezenfeksiyonunu kolaylaştırmayı sağlamalıdır (Schilder, 2006). Bu nedenle kök kanallarının temizlenmesi ve şekillendirilmesi enfeksiyonu ortadan kaldıran temel aşama olarak kabul edilmektedir. Enfeksiyonun tekrarlanmasının önlenmesi ise, sızdırmaz bir kök kanal dolgusu ve koronal restorasyonun yapılmasıyla mümkündür (Schilder, 1974; Walton, 1992; Weine, 1989).

Kök kanal preparasyonunun ana hedefleri şunlardır (Hülsmann et al., 2005):

1. Kök kanallarından vital ve nekrotik dokuların tamamen uzaklaştırılması
2. Enfekte kök kanal dentinin uzaklaştırılması ve dişin sert dokularının mümkün olduğunca korunması
3. Mikroorganizmaların elimine edilerek bakteriyel toksinlerin azaltılması
4. Irrigasyon ve medikament kullanımı için yeterli boşluk oluşturulması
5. Apikal kanal anatomisinin bütünlüğünün ve lokasyonunun korunması
6. Kök kanallarının irrigasyonu aracılığıyla kimyasal dezenfeksiyonun daha kolay hale getirilmesinin sağlanması

7. Kök kanallarının sızdırmaz, hermetik dolumunu kolaylaştırmak

8. Kök kanallarının preparasyon öncesi orijinal şeklini mümkün olduğunca koruma

Schilder, kök kanallarının organik içeriğinin tamamının aletlerle ve bol irrigasyon ile kaldırılması gerektiğine dikkat çekerek kök kanal sisteminin derinlemesine temizlenmesi ihtiyacını vurgulamıştır. Şekillendirmenin sadece her bir kök kanalının özgün anatomisine göre değil, kök ucundan koronale doğru genişleyen konik formda ve aynı zamanda dolum tekniği ve kanal dolgu materyaline uygun olarak yapılması gerektiğini belirtmiştir. Schilder optimum enstrümantasyon ile ilgili hedeflerini mekanik ve biyolojik olmak üzere iki kısımda ana hatlarıyla belirtmiştir (Schilder, 1974):

Mekanik Prensipler:

1. Kök kanalı apikalden koronale konikleşen formda şekillendirilmelidir.
2. Konik şeklin en dar yeri apikal foramen olacak şekilde kanal apikale doğru daralan biçimde hazırlanmalıdır.
3. Kök kanal preparasyonu kanalın orijinal pozisyonu ve eğimi korunarak birden fazla düzlemde yapılmalıdır.
4. Apikal foramenin orijinal şekli korunmalı ve pozisyonu değiştirilmemelidir.
5. Apikal açıklık olabildiği ölçüde küçük tutulmalıdır.

Biyolojik Prensipler:

1. Şekillendirme yalnızca kökün iç kısmı ile sınırlı kalmalıdır.
2. Şekillendirme sırasında oluşan debris apikal foramenin ötesine itilmemelidir.

3. Kök kanal sisteminden tüm dokular ve bakteriler tamamen uzaklaştırılmalıdır.

4. Kanal içi ilaçların ve dolgu maddelerinin rahatça uygulanabileceği şekilde bir preparasyon yapılmalıdır.

2.2. KÖK KANAL PREPARASYONUNDA KULLANILAN Nİ-Tİ EĞELER

1960 yılında Naval Ordinance Laboratuvarı'nda (Maryland, USA) çalışan Buehler, keşfine malzemenin oluşturulduğu elementlerin kısaltması olan NITINOL (Nikel Titanyum Donanma Mühimmat Laboratuvarı) adını vermiştir (Buehler, 1969; Buehler, Gilfrich, ve Wiley, 1963; Buehler ve Wang, 1968).

Nitinol, şekil hafızası olması, düşük elastik modülü ve süper elastik özellikleri nedeniyle ortodonti için kullanımını geliştiren Dr. Andreasen tarafından diş hekimliğine tanıtılmıştır (Andreasen ve Hilleman, 1971). Civjan ve ark. (1975) nitinol alaşımının endodontik kullanımının onaylanmasını sağlamışlardır. Brantley ve Gerstein ise endodontik eğeler üretmek için nitinol teli kullanmışlardır (Thompson, 2000).

Endodontik aletler hakkında son zamanlardaki en önemli değişiklik Ni-Ti alaşımların piyasaya sürülmesiyle gelmiştir. Endodonti, Walia ve ark. (1988)'nin bu alaşımdan üretilen ortodontik tellerin manuel olarak işlenmesiyle elde edilen eğe prototipleri üzerindeki öncü çalışmaları sayesinde 1988'den beri Ni-Ti'ye kapılarını açmıştır. O andan itibaren, endodontik alanda bir asırdan fazla süre çelik aletlere adanmışlığın ardından, Ni-Ti resmen sahneye girmiştir ve özellikle döner aletlerin üretiminde gerçek bir devrimi temsil etmiştir.

2.2.1. Ni-Ti Metalurjisi ve Alaşımlar

Endodontik aletlerin üretiminde kullanılan Ni-Ti alaşımı ağırlıkça yaklaşık %56 nikel ve %44 titanyum içermektedir. Bazı Ni-Ti alaşımlarında, ağırlıkça %2'den küçük bir nikel yerine kobalt elementi bulunabilir (Thompson, 2000). Açığa çıkan birleşim, ana bileşenlerin bire bir atomik oranı (eşit atomlu) olmakla birlikte diğer metalik sistemlerde olduğu gibi farklı kristalografik formlarda var olabilmektedir (Thompson, 2000). Eşit atomlu Ni-Ti alaşımları, karakteri ve göreceli oranları metalin mekanik özelliklerini belirleyen 3 mikroyapısal fazı (Östenit, Martensit ve R) barındırmaktadır (Brantley ve Eliades, 2001).

Bu alaşımlar için genel terim olan 55-Nitinol; alaşımın mekanik özelliklerinde ve kristalografik düzleminde eşsiz ve önemli değişikliklere sebep olan atomik bağlanma türlerini değiştirebilme hususunda doğal yeteneğe sahiptirler. Bu değişiklikler, sıcaklık ve strese bağlı olarak gerçekleşmektedir (Thompson, 2000). Ni-Ti alaşımındaki östenitten martensite geçişin bir sonucu olarak diş hekimliği ile ilgili iki özgün özellik ortaya çıkar. Bu özellikler şekil hafızası ve süper esneklik olarak adlandırılmaktadır (Thompson, 2000).

Nitinol, bazı olağanüstü niteliklere sahip "şekil hafızalı alaşımlar" adı verilen bir alaşım kategorisine aittir. Ni-Ti iki farklı metal gibi davranış gösterebilir; çünkü iki kristal formdan birinde bulunabilmektedir. Alaşım normal durumda, sabit bir sıcaklıkta gerilme üzerine martensitik bir yapıya dönüşen bir östenitik kristal fazda bulunur. Bu martensitik fazda bükme sağlayabilmek için yalnızca hafif bir kuvvet yeterli olmaktadır. Gerilme serbest bırakılırsa, yapı östenitik faza ve orijinal şekline geri döner. Bu durum, stres

kaynaklı termoelastik dönüşüm olarak adlandırılmaktadır (Mantovani, 2000; Wever et al., 1998). Bu dönüşümün bir sonucu olarak Ni-Ti alaşımları gerilme deformasyonlarına %8' e kadar uyum gösterebilirken, paslanmaz çelik gibi alaşımlarda bu oran %1'in altında kalmaktadır (Gavini et al., 2018).

Ni-Ti eğerlerin ilk üretiminden bu zamana kadar alet dizaynında önemli değişiklikler yapılmış ve alaşım üzerindeki işlemlerde ilerleme kaydedilmiştir. Döner Ni-Ti eğerlerin hem kompleks kanal anatomilerinde kırılmaya karşı direnç göstermesi hem de kesme etkinliğinin yüksek olması amacıyla birçok farklı modeli geliştirilmiştir (Haapasalo ve Shen, 2013). Üretim aşamasında ve sonrasında yapılan işlemlerdeki gelişmeler eğerlerin mekanik özelliklerini iyileştirerek kırılma dirençlerini artırabilir (Gianluca Gambarini, Grande, et al., 2008). Ni-Ti eğerlere farklı termomekanik işlemler uygulanarak eğerlerin esnekliğini ve döngüsel yorgunluk direncini artırmak amaçlanmaktadır (Shen, Zhou, Zheng, Peng, ve Haapasalo, 2013; Thompson, 2000).

Ni-Ti eğerlerin alaşımında yapılan mekanik ve ısı işlem süreçlerindeki gelişmeler zaman tablosunda gösterilmiştir (**Tablo 2.1**).

Tablo 2.1: Ni-Ti Alaşımların Tarihsel Gelişim Süreci

Alaşım İşlem Tipi	Üretim Tarihi
Geleneksel Ni-Ti Eğeler	1992
Elektrokimyasal Yüzey İşlemi Yapılan Eğeler	1999
M-Wire	2007
R-Faz	2008
CM Wire	2010
CM Blue	2012
CM Gold	2014
Max-Wire	2015
CM-EDM	2016

2.2.1.1. Elektrokimyasal Yüzey İşlemi (Elektropolisaj)

Ni-Ti alaşımlara uygulanan elektropolisaj işlemi İsviçre’de FKG markası aracılığıyla 1999 yılında tanıtılmıştır. Elektrokimyasal yüzey işlemi eğelerin yüzeylerinin pürüzsüz olması için tasarlanan bir işlemdir. Yapılan bu işlemle kesme verimliliğini artırmakla birlikte üretim sırasında meydana gelebilecek çatlakların ve düzensiz yapıların oluşmasının da önüne geçilmektedir. Bundan dolayı elektropolisaj işlemi görmüş eğelerde döngüsel yorgunluk direncinin arttığı bulunmuştur (Anderson, Price, ve Parashos, 2007; Gao, Gutmann, Wilkinson, Maxwell, ve Ammon, 2012).

2.2.1.2. M Wire

M-wire; geleneksel Ni-Ti alaşımlarına kıyasla yüksek döngüsel yorgunluk direnci ve artırılmış mekanik özelliğe sahiptir (Gianluca Gambarini, Gerosa, De Luca, Garala, ve Testarelli, 2008; Johnson, Lloyd, Kuttler, ve Namerow, 2008). Üstün mekanik nitelikleri ve aşınmaya karşı gösterdiği direncin yüksek olması 100 nm boyutunda martensit tanecikler bulundurmasına atfedilmektedir (Ye ve Gao, 2012).

Endodontik aletler arasında Profile GT-X ve Profile Vortex (Dentsply, Tulsa Dental, Tulsa, Oklahoma, ABD) eğeleri M-wire ile geliştirilen ilk sistemlerdir (Gao, Shotton, Wilkinson, Phillips, ve Johnson, 2010; Johnson et al., 2008; Larsen, Watanabe, Glickman, ve He, 2009).

ProTaper Next (Dentsply, Sirona, York, PA, ABD) ve resiprokal hareketle kullanılan ve tek eğeli sistem olan WaveOne (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, İsviçre) M-wire alaşımdan üretilmiştir.

2.2.1.3. R Faz

SybronEndo (SybronEndo, Orange, California, ABD), Ni-Ti eğelerin üretim aşamasına farklı bir bakış açısı getirerek Twisted eğelerini (TF) tasarlamıştır. Üretim yöntemi, ısıtma işlem ve öğütülmüş Ni-Ti telinin bükülmesi şeklinde olmaktadır. Östenit kristal yapıda ham Ni-Ti teli ayrılarak ısıtma ve soğutma prosedürleri aracılığıyla tamamen yeni bir kristal faz olan alaşımın "R-fazı" oluşturulur. Bu durumdaki Ni-Ti alaşımı öğütülemeyeceği için yapılabilecek tek işlem bükme işlemidir. Dolayısıyla Twisted eğeler; R-fazda bulunan telin istenilen şekle getirilmesi, bu şekli muhafaza edebilmek için

ısıtma ve soğutma işlemlerini takiben östenit kristal yapısına geri dönüştürülmesiyle oluşturulur (Gianluca Gambarini, Grande, et al., 2008).

Twisted File eğeleri süper elastik olmalarının yanı sıra R-Faz işlemiyle üretilen eğeler arasında plastik deformasyonla üretilen ilk eğe olma özelliğini taşımaktadır (R. E. Mounce, 2008).

SybroEndo şirketinin aynı işlemle ürettiği ve K3 eğelerinin yeni hali olarak piyasaya sürdüğü K3XF eğelerinde R faz işlemi sayesinde döngüsel yorgunluğa karşı direnç artırılarak mekanik özellikler iyileştirilmiştir (Ha, Kim, Cohenca, ve Kim, 2013; Shen et al., 2014).

2.2.1.4. CM Wire

CM-Wire teknolojisi; Ni-Ti alaşımlara uygulanan ısıtma-soğutma işlemleri ve geleneksel alaşıma göre daha az nikel (%52) barındırmasından dolayı gelişmiş mekanik özelliklere sahiptir. Bu durum aynı zamanda eğelere merkezleme yeteneği kazandırarak apikal tranportasyon oluşumunu azaltmaktadır (Kishore et al., 2017; Zinelis, Eliades, ve Eliades, 2010).

2011 yılında CM wire kullanılarak üretilen Typhoon Infinite Flex Ni-Ti döner alet sisteminin (Clinician's Choice Dental Products, New Milford, Connecticut, ABD) döngüsel yorgunluğa bağlı kırık oluşumu direncinin geleneksel Ni-Ti eğelere göre % 800 daha fazla olduğu bulunmuştur (Shen, Qian, Abtin, Gao, ve Haapasalo, 2011).

Hyflex CM (Coltene Whaledent, Cuyahoga Falls, OH) ve Typhoon CM eğeleri sterilizasyondan sonra orijinal formlarına geri dönebilmektedir. Ayrıca bu eğelerin

geleneksel Ni-Ti alaşımlar ile kıyaslandığında daha düşük gerilme kuvvetine sahip oldukları bulunmuştur (Zhou, Peng, ve Zheng, 2013).

2.2.1.5. CM Blue ve CM Gold Ni-Ti Alaşımlar

CM wire alaşımlar üzerinde yapılan farklı bir ısıtım işlemi sayesinde eğeler tekrar tekrar ısıtılıp soğutulduğunda yüzeylerinde titanyum oksit tabakasının kalınlaşması ve bundan dolayı da renk değişimi gözlenmiştir (Shen, Hieawy, et al., 2016). 2011 yılında diğer enstrümanlardan farklı olarak kendine özgü mavi renge sahip Profile Vortex Blue tanıtılmıştır (Dentsply, Tulsa Dental, Oklahoma, ABD).

Günümüzde rotasyon ve resiprokal hareketlerle çalışan mavi ve altın ısıtım işlemi görmüş Ni-Ti döner alet sistemleri mevcuttur. Protaper Gold ve Profile Vortex Blue rotasyonel hareketle çalışırken Reciproc Blue (VDW, Münih, Almanya) ve WaveOne Gold (Dentsply Sirona, York, PA, ABD) resiprokal hareketle çalışan eğe sistemleridir (Gianluca Plotino, Grande, Cotti, Testarelli, ve Gambarini, 2014).

Mavi ve altın ısıtım işlemi görmüş bu eğeler kontrollü bellek etkisi gösterirler ve deforme olabilirler. CM Blue eğelerin CM Gold eğelerden temel farkı ısıtım işlemi öncesi aşındırılmalarıdır. Ayrıca CM Blue alaşımlarında (60-80 nm) CM Gold alaşımlarına (100-140 nm) göre titanyum oksit tabakası daha incedir (Gavini et al., 2018; Pereira, Viana, Bueno, Peters, ve de Azevedo Bahia, 2015).

Vorteks mavi alaşımla üretilen döner eğe sistemlerinin, geleneksel Ni-Ti eğelerle kıyaslandığında üstün elastik kabiliyeti ve yüksek sertlik gösterdiği ve kırılmaya karşı da daha dirençli olduğu bildirilmiştir (Gao et al., 2012). CM Gold ve Blue eğeler, geleneksel

ve M-Wire eğelere kıyasla yüksek esneklik ve yorulma direnci göstermektedir. Bu durumun sebebinin bu eğe sistemlerinin martensit faz içeriği olduğu düşünülmektedir (De-Deus et al., 2017; Kaval, Capar, ve Ertas, 2016).

2.2.1.6. Max-Wire

Yakın zamanlarda martensitik, östenitik ve elektropolisaj işlemleri ile üretilen, şekil hafızası ve süperelastik özelliği bünyesinde barındıran Max-wire Ni-Ti alaşımı FKG Dentaire firması tarafından geliştirilmiştir. XP Endo ismiyle piyasaya sürülen bu eğelerin XP Endo Shaper ve XP endo Finisher gibi farklı tipleri bulunmaktadır (Zupanc, Vahdat-Pajouh, ve Schäfer, 2018).

Bu eğeler oda sıcaklığında martensitik halde iken kısmen düz olsalar da kanal içi sıcaklığa maruz bırakıldıklarında östenitik hale geçerek eğimli bir forma kavuşmaktadırlar. Bu eğimli formun kanalın düzensiz yapılarına adaptasyon potansiyeli yüksek olduğundan kök kanal anatomisi karmaşık olan dişlerin preparasyonuna kolaylık sağladığı düşünülmektedir (Amr Elnaghy ve Shaymaa Elsaka, 2018).

XP Endo Shaper; Hyflex (Coltene, Germany), I Race (FKG Dentaire) ve Vortex Blue eğelerine kıyasla daha yüksek döngüsel yorulma direncine sahip olduğu yapılan çalışmalarla gösterilmiştir (Amr Elnaghy ve Shaymaa Elsaka, 2018). Ancak Flexmaster (VDW) eğesi ile karşılaştırıldığında XP Endo Shaper'ın torsiyonel direnci daha düşüktür (AM Elnaghy ve SE Elsaka, 2018; Silva et al., 2018).

2.2.1.7. CM-EDM

Elektrik boşaltımı ile işlenerek üretilen ilk endodontik eğe olma ünvanını taşıyan Hyflex EDM Coltene (Germany) firması tarafından 2016 yılında piyasaya sürülmüştür (C Pirani et al., 2016). EDM; aynı zamanda iletken maddelerin üretiminde de kullanılan alaşımın yüzeyinde ısı ile erozyon sağlayan temassız bir işleme yöntemidir (Bojorquez, Marloth, ve Es-Said, 2002). EDM yönteminde temas olmaması yani işleme sırasında alaşımla doğrudan temas gerektirmemesi sayesinde mekanik stres de oluşmamaktadır (Singh, Maheshwari, ve Pandey, 2004).

Hyflex CM östenit ve martensit fazların bileşkesi, Hyflex EDM'in ise martensit ve fazla miktarda R fazından oluştuğu X-Işınları Difraktometresi (XRD) analizi ile tespit edilmiştir. Hyflex EDM eğelerinde östenit faz olmaması Hyflex CM (%21°C) ile kıyaslandığında artan östenit başlangıç sıcaklığı ile (%42 °C) açıklanmaktadır (Iacono et al., 2017; Shen, Coil, Zhou, Zheng, ve Haapasalo, 2013).

Üreticinin açıklamasına göre bu işlem eğelerin yüzeyine sertlik kazandırarak kırılmaya olan dirençlerini ve kesme etkinliklerini artırmaktadır (C Pirani et al., 2016). Üretimde metod olarak EDM kullanılması eğelerin döngüsel yorgunluk direncini %700 oranında artırdığı kanıtlanmıştır (Arias, Macorra, Govindjee, ve Peters, 2018). Hyflex EDM'in elastikiyeti CM wire alaşımlarla benzer bulunmuştur ancak döngüsel yorgunluk direnci açısından Hyflex CM , geleneksel Ni-Ti enstrümanlar ve M-wire alaşımdan yapılan eğelere göre daha üstün olduğu bildirilmiştir (Goo, Kwak, Ha, Pedullà, ve Kim, 2017; Iacono et al., 2017).

2.3. KÖK KANAL PREPARASYONU SIRASINDA KARŞILAŞILAN KOMPLİKASYONLAR

Endodontik tedavide kanal preparasyonu, irrigasyonu ve kanal dolumu gibi tedavi aşamalarının tamamında çeşitli komplikasyonlar gelişebilmektedir (Tomson ve Simon, 2016).

Kök kanallarının preparasyonu esnasında kanalların tıkanması ve alet kırılması gibi geri dönüşü mümkün olabilecek komplikasyonlar oluşabildiği gibi; transportasyon, zip, basamak ve perforasyon oluşumu gibi geri dönüşümsüz komplikasyonlar da gelişebilmektedir (Madarati, Watts, ve Qualtrough, 2008).

2.3.1. Ni-Ti Eğelerde Oluşan Kırılmalar

Ni-Ti eğeler PÇ eğelerle kıyaslandığında daha dayanıklı yapıda ve esnek olsalar da bu eğelerin kullanım sırasında kanalda kırılmaları hala büyük bir problem olarak görülmektedir (Sattapan, Nervo, Palamara, ve Messer, 2000). Kırılan eğeler kök kanallarının temizlenmesini, şekillendirilmesini ve dolumunu engelleyebilir ve tedavinin istenen sonuca ulaşmasını engelleyebilir (Crump ve Natkin, 1970; P. M. Di Fiore, 2007; M Hülsmann ve Schinkel, 1999).

Paslanmaz çelik eğeler kırılma öncesi sıklıkla deformasyon göstermektedirler ve genelde aşırı kullanımlarına bağlı olarak kırılma görülmektedir. Eğenin kıvrılması ve yivlerinin açılarak deforme olması elastik limitin geçildiğine işaret eder (Zuolo, Walton, ve Murgel, 1992). Bu durumda aletler atılarak tekrar kullanımından kaçınılmalıdır (Pruett, Clement, ve Carnes Jr, 1997). Ni-Ti döner aletlerde ise durum daha farklıdır ve

kalıcı bir deformasyon işareti göstermeden kırılabildiği bilinmektedir. Bu sebeple; Ni-Ti eğeleri gözle kontrol ederek değerlendirmeye tabi tutmak güvenilir olmayan bir yöntemdir (Sattapan et al., 2000).

Ni-Ti döner aletlerde kırılma 2 şekilde olmaktadır (G. Cheung, Peng, Bian, Shen, ve Darvell, 2005; Yum, Cheung, Park, Hur, ve Kim, 2011):

- Döngüsel yorgunluğa bağlı kırılma
- Torsiyonel yorgunluğa bağlı kırılma

Döngüsel yorgunluğa bağlı kırık eğenin özellikle eğimli kanallarda dönüşü sırasında meydana gelmektedir (Parashos ve Messer, 2006). Eğe hareket sırasında tekrarlayan gerilme ve sıkışmalara maruz kalır ve nihayetinde kırık oluşur (Kuhn ve Jordan, 2002; GM Yared, Dagher, ve Machtou, 1999). Döngüsel yorgunluk eğe kırılmalarının birinci nedeni olarak gösterilmektedir (G. S. Cheung, 2007).

Torsiyonel kırık; aletin ucu veya bir parçası kanal içinde saplanmış haldeyken aletin şaftının dönmeye devam etmesi sonucunda meydana gelmektedir (Martin et al., 2003). Metal alaşımın elastik sınırı aşılar ve plastik deformasyonu takiben kırık oluşumu görülür. Bu tipteki kırıkları önleyebilmek için tork kontrollü motor kullanılması gerektiği bildirilmiştir (R. Mounce, 2004). Döngüsel yorgunluğa bağlı kırık eğimli kök kanallarında daha fazla görülürken torsiyonel strese bağlı kırık oluşumu düz kanalda bile görülebilmektedir (Pruett et al., 1997).

Wei ve ark. (2007) bu tipteki kırılmalara ilave olarak; hem döngüsel hem de torsiyonel yorgunluğa bağlı kırık işaretlerinin görüldüğü bir kombine kırılma tipini açıklamışlardır.

2.4. Nİ-Tİ ALET KIRILMALARINA SEBEP OLABİLECEK PREDİSPOZAN FAKTÖRLER

2.4.1. Alet Tasarımı

Eğelerin dizaynı ve yatay kesit alanları mekanik etki altında stres dağılımına etki göstererek; döngüsel stres veya torsiyonel yük altında kırılma dirençlerini etkileyebilmektedir. Yarıçapı geniş olan aletlerin küçük olanlara kıyasla döngüsel yorgunlukla daha erken karşılaştıkları bilinmektedir (Miyai et al., 2006; Pruett et al., 1997). Fakat aletlerin yarıçaplarının ve kesit alanlarının artması torsiyonel yorgunluğa karşı kırılma direncinin artmasını sağlayabilir (Guilford, Lemons, ve Eleazer, 2005; G Yared, Kulkarni, ve Ghossayn, 2003).

Taper açısı, Ni-Ti aletlerin kırılmasına neden olabilecek kuvvet miktarını etkileyebilmektedir. Aynı taper açısına fakat daha küçük uç çapına sahip Ni-Ti döner aletlerin kök kanalında sıkışma ve vidalama eğilimleri daha fazladır. Bu durum eğelerin uç kısmının aşırı torsiyonel yüke maruz kalmasına sebep olmaktadır (J. Wolcott ve Himel, 1997). Taper açısı değişken olan Ni-Ti döner ege sistemlerinin taper açısı sabit eğelere göre kök kanal duvarlarına temasının az olması, bu eğelerin döngüsel ve torsiyonel kırılmaya olan dirençlerini artırmaktadır (Schrader ve Peters, 2005).

Aletlerin kesitsel tasarımı ile eğilme kuvveti arasında bir ilişki olduğu doğrulanmıştır. Eşkenar dörtgen şekilli bir kesit tasarımına sahip aletlerin, kare kesitli aletlere kıyasla eğilme kuvvetine karşı daha az dirençli olduğu bildirilmiştir (Schäfer ve Tepel, 2001). S şekilli eğeler ve Hedstrom (H-tipi) kesit, üçgen kesit şekline kıyasla kırılmaya karşı daha az dirençli bulunmuştur (Madarati et al., 2008). Ayrıca triangular triple-heliks dizaynına sahip eğeler; U şekilli kesite sahip ve daha küçük kesit alanı olan

eğelere göre esnek olmamalarına rağmen torsiyonel kuvvetlere karşı daha dayanıklıdır (Berutti, Chiandussi, Gaviglio, ve Ibba, 2003).

2.4.2. Üretim Hataları

Ni-Ti aletlerin fabrikasyon işlemleri sürecinde eğede çatlak ve oluk gibi yüzey düzensizlikleri ortaya çıkmaktadır (Ya Shen et al., 2013). Ni-Ti eğelerin üretim aşamasında açığa çıkan oksit parçacıkları, aletin içinde gren sınırlarında zayıflamaya sebep olabilir ve mikroçatlak başlangıcına yol açabilir (Kuhn, Tavernier, ve Jordan, 2001). Buna ek olarak; aletin yüzeyine hidrojen, karbon, azot ve oksijen dahil olmasından dolayı Ni-Ti döner aletlerin yüzeyinde mikroboşluklar oluşmaktadır (Alapati et al., 2005).

Üretim süreci daha karmaşık olan geniş taper açılı eğelerde yüzey düzensizlikleri daha fazla görülmektedir (Valois, Silva, ve Azevedo, 2005). Aletlerin çalışan kısımlarındaki yüzeyin pürüzlü olup olmaması döngüsel yorgunluğa karşı direnci etkilemektedir. Yüzeyi daha pürüzsüz olan eğelerin kırılmaya daha dirençli oldukları gösterilmiştir (Lopes et al., 2016).

Aletlerin dayanıklılıklarını artırabilecek üretim metotları arasında elektropolisaj yöntemi, kimyasal buhar ve fiziksel buhar aracılığı ile titanyum nitrür biriktirilmesi, kriyojenik işlemler ve iyon implantasyonu sayılabilmektedir (Kim, Griggs, Regan, Ellis, ve Cai, 2005; E Schäfer, 2002).

İyon implantasyonu her ne kadar aletin yüzeyinin aşınmaya karşı direncini artırsa da bor implantasyonu uygulanan yüzeylerin PÇ alaşıma göre daha sert oldukları belirtilmiştir (D.-H. Lee, Park, Saxena, ve Serene, 1996; Rapisarda, Bonaccorso, Tripi,

Condorelli, ve Torrisi, 2001). Buhar biriktirilmesi Ni-Ti aletlerin yüzey sertliğini artırarak kesme verimliliklerini yükseltmektedir (Edgar Schäfer, 2002). Fakat bu tipteki implantasyon teknikleri maliyetlerinin fazla oluşu nedeniyle üreticiler tarafından yaygın olarak kullanılmamaktadır (Parashos ve Messer, 2006).

Üreticiler tarafından kullanılan diğer bir metot olan elektropolisaj uygulanan aletlerin uygulama yapılmayan aynı boyut ve genişlikteki aletlere göre döngüsel yorgunluk dirençlerinin % 117 daha yüksek olduğu gösterilmiştir (Lopes et al., 2016). Fakat torsiyonel direnç açısından bakıldığında elektropolisaj işlemi uygulanan ve uygulanmayan eğelerde belirgin bir fark gözlenmemiştir. Elektropolisaj prosedüründen sonra da yüzeyde defektler ve metal katlanmaları görülebilmektedir (Anderson et al., 2007).

2.4.3. Dezenfeksiyon ve Sterilizasyonun Etkisi

Literatürde sterilizasyonun Ni-Ti eğelerinin kırılma direnci üzerindeki etkisi hakkında çelişkili bilgiler bulunmaktadır. Yapılan bazı çalışmalarda sterilizasyonun etkisi olmadığı gösterilirken, başka çalışmalarda ise önemli değişikliklere yol açtığı söylenmektedir (Hilt, Cunningham, Shen, ve Richards, 2000; Viana, Gonzalez, Buono, ve Bahia, 2006).

Çoklu otoklav serilerinin Ni-Ti döner aletlerin yüzeyindeki düzensizlikleri artırdığı ve kesme etkinliğini azalttığı tespit edilmiştir (Rapisardaa, Bonaccorsob, Tripib, ve Condorellic, 1999). Tek veya tekrarlı otoklav döngüsünün eğelerin kırılana kadar attığı tur sayısında herhangi bir olumsuz değişikliğe yol açmadığı ve kırılma olasılığını

artırmadığını gösteren çalışmalar da mevcuttur (Mize, Clement, Pruett, ve Carnes Jr, 1998; Silvaggio ve Hicks, 1997).

Sterilizasyon prosedürünün, stres altında martensitik fazda bulunan aleti östenit faza geri çevirerek Ni-Ti aletlerin yorulma ömürlerinde olumlu etkiye neden olabileceği de bildirilmiştir (Pruett et al., 1997).

Endodontik aletlerin dezenfeksiyonunda; kök kanallarının irrigasyonunda tercih edilen sodyum hipoklorit (NaOCl) kullanımı eğenin yüzeyinde korozyona yol açarak mekanik özelliklerini etkilemekte ve kırılmaya neden olabilmektedir (Linsuwanont, Parashos, ve Messer, 2004). Yapılan bir çalışmada, %5,25 sodyum hipoklorit içine daldırılan eğelerin, döngüsel yorgunluğa maruz kaldıklarında kırılmaya karşı önemli ölçüde daha az dirence sahip oldukları gösterilmiştir (Berutti, Angelini, Rigolone, Migliaretti, ve Pasqualini, 2006). Ancak Peters ve ark. (2003)'nın yaptıkları bir çalışmada düşük konsantrasyona (%1) sahip NaOCl 2,5 saat sonunda Ni-Ti eğelerin döngüsel yorulma ve torsiyonel direncini azaltmasa da 18 saat süreyle daldırma, eğeler üzerinde açık korozyon belirtilerine neden olmuştur.

2.4.4. Kullanım Sayısı

Ni-Ti aletlerin kaç defa kullanıldığından daha önemlisinin kullanım şekli olduğunu bildiren çalışmalar vardır (Parashos, Gordon, ve Messer, 2004; Shen, Haapasalo, Cheung, ve Peng, 2009). Aynı zamanda aletlerin yorgunluk direncinin tekrar tekrar kullanılması nedeniyle azaldığı ve kullanılmamış bir alete göre kırılmaya neden olabilecek tork değerinin kullanılmış aletler için önemli derecede daha düşük olduğu

bildirilmiştir (Gianluca Plotino, Grande, Sorci, Malagnino, ve Somma, 2006; Ghassan Yared, 2004).

Tek sefer kullanımdan sonra Ni-Ti eğelerin tamamının yüzeyinde defektler ve mekanik özelliklerinde değişimler olduğu bildirilmiş olsa da sorun olmadan tekrarlı kullanım yapılabileceğini ve rutin olarak eğelerin tek kullanımını önermeyen çalışmalar mevcuttur (Svec ve Powers, 2002; GM Yared, Dagher, ve Machtou, 2000). Alet kırılma insidansı ile aletlerin kullanım sayısı arasında ilişki bulunamamış ve yeni aletlerde de ilk kullanımda kırık gözlenen çalışmalar da vardır (Arens, Hoen, Steiman, ve Dietz Jr, 2003; Parashos et al., 2004).

Çalışmalarda bildirilen farklı sonuçlar aletlerin kırılması ile kullanım sayısı arasında doğrudan bir ilişki olmadığını göstermektedir (Parashos ve Messer, 2006).

2.4.5. Dönme Hızı

Eğenin dönüş hızının kırık prevelansı üzerindeki etkisi hala tartışılmaktadır ve bu konu hakkında fikir birliği yoktur. Ni-Ti döner aletlerde optimum hız üreticilere göre değişiklik göstermektedir. Güvenlik için eğeleri üretici önerisi doğrultusunda optimum hızda kullanmak önemli bir kriterdir (McSpadden, 2007).

Aletlerin kesitsel dizayn, alaşım, uç tasarımı ve açısı gibi farklı faktörlerle belirlenen yorgunluğa karşı direnebileceği ortalama döngü sayısı bulunduğundan yüksek dönme hızı eğelerin bu belirli klinik ömrünü çok daha hızlı azaltabilecektir (Pruett et al., 1997).

Ancak aletlerin kırılması ve deforme olmasına düşük dönme hızlarında daha az rastlanılabileceği ve dönme hızının Ni-Ti alet kırılmasında en önemli parametrelerden biri olduğunu söyleyen çalışmalar da bulunmaktadır (Herold, Johnson, ve Wenckus, 2007; Zelada et al., 2002). Buna sebep olarak; yüksek hızda dönen eğelerde ısı artışının hızlı ve fazla olması ve buna bağlı olarak yüzeyde gerilmeler oluşması ve erken kırık riski gösterilmektedir (Eggeler, Hornbogen, Yawny, Heckmann, ve Wagner, 2004; Lopes et al., 2009).

2.4.6. Tork Kontrollü Motorların Kullanımı

Eğeye materyalin maksimum dayanıklılığının altında tork değeri uygulandığında aletin aşırı torsiyonel yüke maruz kalmaması ve kırılmasının önlenmesi sağlanabilmektedir. Bu durum, endodontik motorların tork kontrollü olarak üretilip geliştirilmesine imkan tanımıştır (G Gambarini, 2000).

Tork kontrollü motorlar farklı eğe çeşitlerine göre ayarlanmış programlarında çalıştırıldıklarında, tork değerine erişildiğinde eğenin dönmesini durdurur veya dönüşü tersine çevirir. Bu şekilde dizayn edilen motorlar sayesinde alet kırılması önlenmiş olur (P. M. Di Fiore, 2007).

2.4.7. Preparasyon Tekniği

Kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında kullanılan preparasyon yönteminin eğelerin kırılmasında önemli bir faktör olduğu belirtilmiştir (Roland, Andelin, Browning, Hsu, ve Torabinejad, 2002). Ni-Ti döner aletler ile preparasyon öncesi eğeye gelecek

torsiyonel stresi düşürebilmek amacıyla 15-20 numaralı el aletleri veya özel tasarlanmış döner Ni-Ti eğeleri ile giriş yolu oluşturulması tavsiye edilmiştir (De-Deus et al., 2016; Lopes et al., 2011). Resiprokal Ni-Ti eğelerin ise öncesinde giriş yolu oluşturulmadan kanalda çalışma boyuna ulaşabileceği ve bu durumun aletin kırık insidansında herhangi bir artışa yol açmayacağı ileri sürülmüştür (De-Deus et al., 2013).

Apikalde genişletme yapılmadan önce koronal bölümün genişletilmesi ilkesine dayanan crown-down preparasyon tekniği ile eğelerin sürtünmesinin azaldığı, torsiyonel yorgunluğa bağlı kırık prevelansının da belirgin düşüş gösterdiği kanıtlanmıştır (G Gambarini, 2000; Patiño, Biedma, Liébana, Cantatore, ve Bahillo, 2005).

Eğeler preparasyon sırasında minimal apikal basınç ve gagalama hareketiyle kullanılırsa stresin eksenin belirli bir bölümünde birikmesi önlenabilir ve oluşacak yük tüm uzunluğa yayılabilir. Böylece aletin yorulma ömrü artar ve kırılma olasılığı da azalır (Li, Lee, Shih, Lan, ve Lin, 2002; Yao, Schwartz, ve Beeson, 2006).

2.4.8. Klinisyen Deneyimi

Ni-Ti döner alet kırıklarının tecrübesiz klinisyenlerde tecrübelilere oranla daha fazla görülme olasılığının olduğu yapılan çalışmalarla gösterilmiştir (GM Yared, Bou Dagher, ve Machtou, 2001a). Hekimin çalışırken aletin kanal duvarına saplanmasını ve kilitlenmesini algılayarak durumu iyi yönetebilmesi ancak deneyimle kazanılabilecek bir yetenektir (Ghassan Yared ve Sleiman, 2002).

4 farklı ülkedeki endodontistlerle yapılan bir çalışmada alet kırık prevelansını etkileyen en önemli faktör olarak klinisyen tecrübesi ve alet kullanımında aldığı kararlar

gösterilmiştir (Parashos et al., 2004). Barbakov ve ark. (1997) alet kırığı görülme olasılığını azaltabilmek için eğitimin önemine vurgu yapmışlardır. Bu sebeple deneyimsiz klinisyenler öncelikle prelinik eğitim alarak hasta üzerinde işlem yapmadan önce tecrübe kazanmaya çalışmalıdırlar.

2.4.9. Kanal Eğimi ve Diş Tipi

Ni-Ti aletlerin kırılma riski kök kanalının düz veya eğri olması, kurvatür açısı ve yarıçapı gibi değişkenlere bağlı olarak farklılık göstermektedir (Martin et al., 2003). Ni-Ti döner aletlerin eğimli kanallarda kullanılması eğeye uygulanan sıkışma ve gerilme streslerini artırır ve eğelerin kullanım ömrünü kısaltır (Wu et al., 2011; GM Yared et al., 2000). Eğelerde görülen kırılma yerinin kanalda kurvatürün en fazla izlendiği yere denk gelen maksimum eğilme noktasında görüldüğü saptanmıştır (Peters, 2004). Kurvatür yarıçapındaki düşüş kanal yapısının ani bir şekilde yönünün değişmesini ifade etmektedir. Kurvatür açısının artması ve kurvatür yarıçapının azalması eğenin kırılana kadarki rotasyon sayısını azaltarak torsiyonel yorulma direncini düşürür (Zelada et al., 2002).

Kök kanal anatomisinin karmaşıklığı torsiyonel başarısızlığa yol açarak Ni-Ti döner aletlerin kırılma riskini artırmaktadır (Peters, Kappeler, Bucher, ve Barbakow, 2002). Molar dişlerde kurvatür yarıçapının az oluşu kullanılan aletin torsiyonel yüklere karşı direncini düşürmektedir (Booth, Scheetz, Lemons, ve Eleazer, 2003). Bu durum molar dişlerde anterior ve premolarlara oranla anlamlı derecede daha fazla kırık görülmesini açıklamaktadır.

Maksiller molar dişin meziobukkal (MB) kanalında alet kırılma olasılığının distobukkal (DB) kanala göre 3 kat daha yüksek olduğu bildirilmiştir (Iqbal et al., 2006).

Benzer olarak mandibular molarda ise meziobukkal kanalda alet kırılma olasılığı meziolingual (ML) kanaldan daha yüksektir (Iqbal et al., 2006). Bildirilen bu sonuçlar kök kanallarının karmaşık anatomisiyle açıklanabilse de primer sebep kök kanallarının eğri olmasıdır (Pruett et al., 1997).

Kurvaturün maksimum olduğu ve yarıçapın en düşük olduğu alanın apikal üçlü olması nedeniyle eğelerin çoğunluğunun bu bölgede kırıldığı saptanmıştır. Apikal üçlü bölgesinde eğe kırılma olasılığının kökün orta üçlü kısmından 6 kat, koronal üçlü kısmından ise 33 kat fazla olduğu farklı birçok çalışma ile tespit edilmiştir (Iqbal et al., 2006).

2.5. RETREATMENT TEDAVİSİNDE ALET KIRILMASI

Kök kanal tedavisinin başarısız olması veya kalıcı periapikal lezyonun olduğu durumlarda kök kanalının yeniden tedavisi endikasyonu doğmaktadır (Lovdahl, 1992). Apikal bölgeye yeniden erişim sağlamak, yeterli kök kanal debridmanı temin etmek ve dolumu kolaylaştırarak uygun hale getirmek için eski kök kanal dolgu malzemesi tamamen uzaklaştırılmalıdır. Döner aletler, resiprokal sistemle çalışan eğeler ve el aletlerinin dolgu maddelerini kök kanal sisteminden etkili bir şekilde çıkardığı gösterilmiştir (Rossi-Fedele ve Ahmed, 2017).

Klinik kullanımda Ni-Ti döner alet sistemlerinin kırılma sıklığını inceleyen çeşitli çalışmalar bulunmasına karşın yeniden kök kanal tedavisi sırasında döner aletlerin kırılma insidansının araştırılmasının çok iyi olmadığı belirtilmektedir (Al-Fouzan, 2003; Alfouzan ve Jamleh, 2018; S. Wolcott et al., 2006).

Eğeler retreatment sırasında; daha önceki tedavideki prosedürel hatalar, kanal daralmaları ve dolgu malzemelerinin alete daha fazla baskı uygulaması gibi nedenlerden dolayı birçok zorluk ve komplikasyon ihtimali ile karşı karşıya kalmaktadır (Alfouzan ve Jamleh, 2018).

Yapılan bir çalışmada kanalın yeniden tedavisi esnasında eğe kırılması ilk tedaviye oranla % 400 daha fazla görülmüştür (Alfouzan ve Jamleh, 2018). Bu oran başka çalışmalarda görölme sıklığı aralığının içinde olup sonuçlar benzer bulunmuştur (P. Di Fiore, Genov, Komaroff, Li, ve Lin, 2006; Ehrhardt et al., 2012; Knowles, Hammond, Biggs, ve Ibarrola, 2006).

2.6. KÖK KANAL EĞİMİNİN SINIFLANDIRILMASI

Kanal tedavisini zor hale getiren önemli etmenlerden biri dişlerin karmaşık anatomileridir. Karmaşık anatomiye sahip dişlerde zorluk çıkaran durumlardan biri de köklerin eğime sahip olmasıdır. Farklı eğimlere sahip dişlerin preparasyonu hekimlerin işini zorlaştırarak endodontik tedaviyi olumsuz etkilemektedir (Peters, 2004).

Bu durum kemomekanik preparasyonu etkilemesinin yanı sıra; eğim tarafında aletin dentin yüzeyiyle temasının fazla kalmasına bağlı olarak aşırı preparasyona yol açması, transportasyon, kanalda basamak oluşumu ve kanalda çalışılan aletlerin kırılması gibi komplikasyonlara neden olabilmektedir (R. Mounce, 2007; Sonntag, Stachniss-Carp, Stachniss, ve Stachniss, 2006).

Günümüze kadar çok sayıda araştırmacı kanal eğimini hesaplamak için farklı yöntemler kullanmış ve geliştirmiştir (Hartmann et al., 2019):

Kanal eğimini hesaplayabilmek için açısal ölçüm kullananlar:

- Schneider (1971)
- Weine (1982)
- Cunningham ve Senia (1992)
- Luiten (1995)
- Pettiette (1999)
- Berbert and Nishiyama (1994)
- Fuentes (2015)

Kanal eğimini hesaplayabilmek için açı ve yarıçap ölçümü kullananlar:

- Pruett (1997)
- Schafer (2002)
- Zhang ve Hu (2010)

Bilgisayar destekli kök eğimi hesaplama yöntemi kullananlar:

- Dobo-Nagy (1995)

Kök eğimini üç boyutlu belirleyenler:

- Dobo-Nagy (2000)
- Eaton (2015)
- Choi (2015)
- Dannemann (2017)

Mikro-Bilgisayarlı Tomografi ile eğim belirleyenler:

- Nielsen (1995)
- Peters (2000)

- Bergmans (2001)

Kök eğimi ile ilgili yapılan sınıflandırmalar ise şu şekildedir (Balani, Niazi, ve Rashid, 2015):

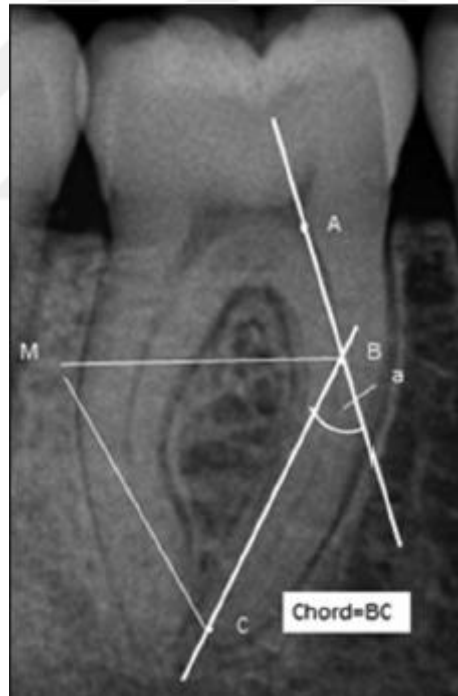
Tablo 2.2 : Kök Eğiminin Sınıflandırılması

Anatomik Lokalizasyona Göre Sınıflandırma	Apikal üçlü eğimi Orta üçlü eğimi Koronal üçlü eğimi
Yarıçapa Göre Sınıflandırma	Hafif eğim ($r > 8$ mm) Orta eğim ($r > 4$ mm) Şiddetli eğim ($r < 4$ mm)
Şekle Göre Sınıflandırma	Apikal kademeli eğim Süngü şekilli eğim Orak şeklinde eğim (Bayonet) Dilasere eğim
Dobo-Nagy Sınıflandırması	I şekilli kanal (düz) J şekilli kanal (apikalde eğim) C şekilli kanal (koronal eğim) S şekilli kanal (çoklu eğrilik)
Schneider Sınıflandırması	Düz (5 dereceden küçük açı) Orta derecede eğim (10-20) Şiddetli eğim (> 20)

2.6.1. Schneider Yöntemi

Schneider yöntemi dişlerin meziodistal ve bukkolingual düzlemde radyografileri alınarak bu radyografiler üzerinden kök kanalının eğiminin ölçüldüğü bir çalışmayla tarif edilmiştir (Schneider, 1971).

Bu yöntemde kanal ağzının orta noktası radyografide belirlenir (A noktası). Bu noktadan kanalın uzun eksenine paralel olacak şekilde çizgi çizilir. Çizilen çizginin kanaldan saptığı yer belirlenir (B noktası). Daha sonra kökün ucu belirlenir (C noktası). Kanaldan sapma gösteren yer ile kök ucu arasında bir çizgi daha çizilir. Çizilen bu doğruların kesişimindeki iç açı kanalın eğimini verir (Balani et al., 2015)(Şekil 2.1).



Şekil 2.1 Schneider yönteminin diyagramı (Balani et al., 2015)

Schneider sınıflamasına göre hesaplanan açı eğer 5° yada daha az çıkarsa düz kanal, 5° - 20° aralığında çıkarsa orta derece eğimli kanal, 20° 'den daha yüksek çıkarsa ise şiddetli eğimli kanal olarak gruplandırılır (Balani et al., 2015).

2.7. Nİ-Tİ DÖNER ALETLERDE KIRILMA RİSKİNİ AZALTMA STRATEJİLERİ

Ni-Ti alaşımların inkar edilemez avantajları olmasına rağmen, döner alet preparasyonu çoğu zaman kırık alet riskinin artmasına neden olabilmektedir (McKelvey ve Ritchie, 2001).

Döner bir aletin kök kanalına bağlanmasını algılayarak alet üzerindeki burulma gerilimi seviyesi elastik sınıra ulaşmadan önce aleti geri çekme yeteneğinin kırılmayı önleyebilmek adına kritik bir durum olduğundan bahsedilmiştir. Ancak gerçekçi düşünüldüğünde bu algı her zaman elde edilemez ve klinisyenlerin yeterliliğine bağlı bir durumdur. Hekimler Ni-Ti eğeleri klinik uygulama öncesi çekilmiş diş veya simüle rezin bloklarda kullanarak tecrübelerini artırmaya çalışmalıdırlar (GM Yared, Bou Dagher, ve Machtou, 2001b; GM Yared ve Kulkarni, 2002; G Yared et al., 2003).

Ni-Ti döner eğelerin kırılma mekanizmaları dikkate alındığında kırılmayı önleyebilmek amacıyla alınacak önlemler şunlardır (G. S. Cheung, 2007):

Torsiyonel stresi düşürerek kırık riskini azaltmak için;

- ❖ Daha büyük taper açısına sahip Ni-Ti döner alet kullanımı öncesi #15 ve #20 K tipi el eğesi ile çalışma uzunluğunda giriş yolu oluşturulmalı
- ❖ Aletler üretici firmanın önerileri dikkate alınarak uygun tork ayarlarında endomotorlar ile kullanılmalı
- ❖ Alet kanal içinde itme-çekme hareketi ile kademeli ilerletilmeli
- ❖ Kanal ile temas alanını azaltarak alet üzerindeki kesme gerinimini düşürebilmek için koniklik açıları farklı aletler kullanılmalıdır.

Döngüsel yorgunluğa bağlı kırık riskini azaltmak için;

- ❖ Eğeler kanal içinde uzun süre kullanılmamalı ve direnç hissedildiğinde uygulanan apikal basınç artırılmamalı
- ❖ Yorgunluk başlangıcını erteleyebilmek amacıyla aletin dönüş hızı azaltılmalı
- ❖ Eğe üzerindeki gerilmeyi azaltmak ve eğrilik yarıçapını uzatmak için kanal apikal yarısına kadar düz erişim sağlanmalı
- ❖ Orta kök eğimi bulunan kanallarda büyük taper açısına sahip (0.06 veya daha fazla) bir döner eğe kullanımından kaçınılmalı
- ❖ Ani eğimli kanallarda (eğrilik yarıçapı çok düşük olan) döner alet kullanılmamalı
- ❖ Torsiyonel yorgunluğa bağlı kırık riskini azaltmak için otomatik geri dönüş modunu tetiklemeden çalışılmalı (Yüksek tork ayarında eğe yavaş ilerletilerek bu sağlanabilir.)

Amaç

Bu tez çalışmasında amacımız; kliniğimizde 2014-2019 tarihleri arasında tedavisi yapılmış olan hastalarda Ni-Ti döner alet kırıklarının hangi kökte ve kökün hangi seviyesinde daha çok görüldüğünü saptamak, kırık aletin uzunluğu gibi bilgilere ek olarak molar dişlerde kırılma insidasını belirlemek ve bu insidansın kökün eğimiyle ilişkisini ortaya koymak, kırılma olasılığının ilk tedavi veya retreatment olup olmasına bağlı olarak değişimini incelemektir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurulu tarafından 05.11.2020 tarihinde gerçekleştirilen toplantıda gündeme alınmış olup, 20-KAEK-283 proje numarasıyla onaylanmıştır. (Ek-1)

Veriler toplanmadan önce örneklem büyüklüğünü tahmin etmek için G * Power 3.1.9.2 (Franz Faul, Christian- Albrechts-Universität, Kiel, Almanya) ile güç analizi yapıldı. Örneklem büyüklüğü; %80 güven aralığında, 0,05 anlamlılık seviyesinde ve etki büyüklüğü 0,60 olarak hesaplandığında en az 270 denek olarak belirlendi.

Bu çalışma Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi arşiv kayıtlarında belgeleri bulunan hastaların kayıtlı radyografilerinin kullanıldığı tek merkezli retrospektif bir çalışmadır.

Çalışmamızın dahil edilme kriterleri şunlardır :

1. Ni-Ti döner aletler ile kök kanal tedavisi yapılmış hastalar
2. 18 yaşından büyük hastalar
3. Gönüllü onam formu alınan hastalar

Çalışmamızın dahil edilmeme kriterleri şunlardır:

1. Kök kanal tedavisi yapılırken Ni-Ti döner alet kullanılmayan hastalar
2. 18 yaşından küçük hastalar
3. Gönüllü onam formu alınamayan veya radyografik kayıtlarının kullanılmasına izin vermeyen hastalar

3.1. DENEY GRUPLARININ OLUŞTURULMASI

Çalışmamıza 2014-2019 tarihleri arasında Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda kök kanal tedavisi veya kök kanal tedavisi yenileme işlemi yapılmış 7727 hasta (9496 endodontik vaka) dahil edildi.

İncelenen hastalarda 389 vakada alet kırığı olduğu tespit edilmiştir.

Alet kırığı olan hastaların radyografileri ImageJ 1.3 (ImageJ; US National Institutes of Health, Bethesda, Maryland) programına aktarıldı. ImageJ programında gerçek uzunluğu bilinen bir cisim referans alınarak kalibrasyon yapıldı. Daha sonra Image J'e aktarılan radyografiler üzerinde kırılan döner alet parçasının uzunluğu mm cinsinden hesaplandı. Ayrıca ImageJ programı üzerinde kök kanalının eğimi Schneider metodu kullanılarak belirlendi.

Seçilen röntgenler üzerinde yapılan incelemeler sonucunda aşağıda verilen yedi bağımsız değişken ayrı ayrı analiz edildi:

1. Dişin lokalizasyonu (Alt molar, üst molar),
2. Mandibular molar kanal (MB / ML / Distal kanal)
3. Maksiller molar kanal (MB / DB / Palatinal kanal)
4. Kırık segmentin kök kanalındaki seviyesi (Apikal, koronal, orta üçlü)
5. Fragman uzunluğu (mm cinsinden)
6. Tedavi cinsi (birincil kök kanal tedavisi, retreatment)

7. Kök kanalının eğimi (Düz (5 dereceden küçük açı), orta derecede eğim (10-20,) şiddetli eğim (> 20))

Yapılan inceleme ve ölçümler tek hekim tarafından yapılmıştır. Elde edilen verilerin veri analizi için istatistik yazılımı (IBM SPSS Statistics 19, SPSS inc., an IBM Co., Somers, NY) kullanılmıştır.

3.2. İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Çalışma gruplarının genel özellikleri hakkında bilgi vermek amacı ile tanımlayıcı istatistikler yapılmıştır. Nicel değişkenlere ait veriler n (%) şeklinde verilmiştir. Gruplar arası farklar Ki-Kare Testi ile incelenmiştir. p değerleri 0,05'den küçük hesaplandığında istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. Hesaplamalarda hazır istatistik yazılımı kullanılmıştır (IBM SPSS Statistics 19, SPSS inc., an IBM Co., Somers, NY).

4. BULGULAR

Çalışmamıza dahil edilen 9496 vakanın dağılımı **Tablo 4.1**' de gösterilmiştir:

Tablo 4.1: Vakaların diş tipi ve tedavi cinsine göre dağılımı

Diş Tipi	KT	RT
Alt Molar	4636	786
Üst Molar	3579	495

4.1. KIRIK İNSİDANSININ TEDAVİ CİNSİNE GÖRE DAĞILIMI

8215 birincil endodontik tedavi, 1281 Retreatment tedavisi uygulanmış 9496 molar dişten 389 tanesinde kırık alet olduğu radyografik olarak tespit edilmiştir. Kırık insidansı molar dişler için toplamda %4,1 olarak bulunmuştur. KT yapılan molar dişler için kırık insidansı %3,8 iken RT için bu değer %6,1'dir (**Tablo 4.2**). Retreatment tedavisindeki kırık insidansı ile birincil tedavi sırasındaki kırık insidansı arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,001$).

Tablo 4.2: Kırık İnsidansının Tedavi Cinsine Göre Dağılımı

	Kırık Alet Olmayan	Kırık Alet olan	Total
KT	7904	311	8215
	%96,2	%3,8	
RT	1203	78	1281
	%93,9	%6,1	
Total	9107	389	9496
	%95,9	%4,1	

4.2. KIRIK İNSİDANSININ DİŞ TİPİNE GÖRE DAĞILIMI

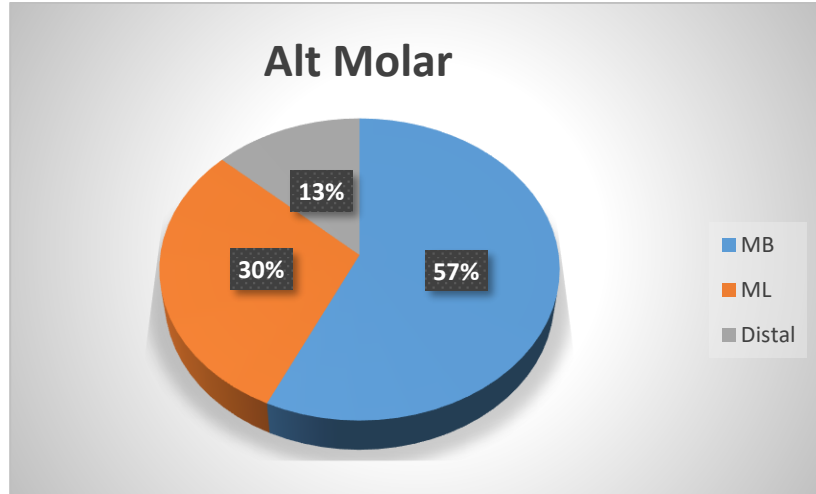
Çalışmada incelediğimiz 5422 mandibular molar dişte 251, 4074 maksiller molarda ise 138 kırık alet tespit edilmiştir. Kırık insidansları sırasıyla mandibular ve maksiller molar için %4,6 ve %3,4 olarak hesaplanmış olup aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu bulunmuştur ($p < 0,05$) (**Tablo 4.3**).

Tablo 4.3: Kırık İnsidansının Diş Tipine Göre Dağılımı

	Kırık Alet Olmayan	Kırık Alet Olan	Total
Üst Molar	3936	138	4074
	%96,6	%3,4	
Alt Molar	5171	251	5422
	%95,4	%4,6	
Total	9107	389	9496
	%95,9	%4,1	

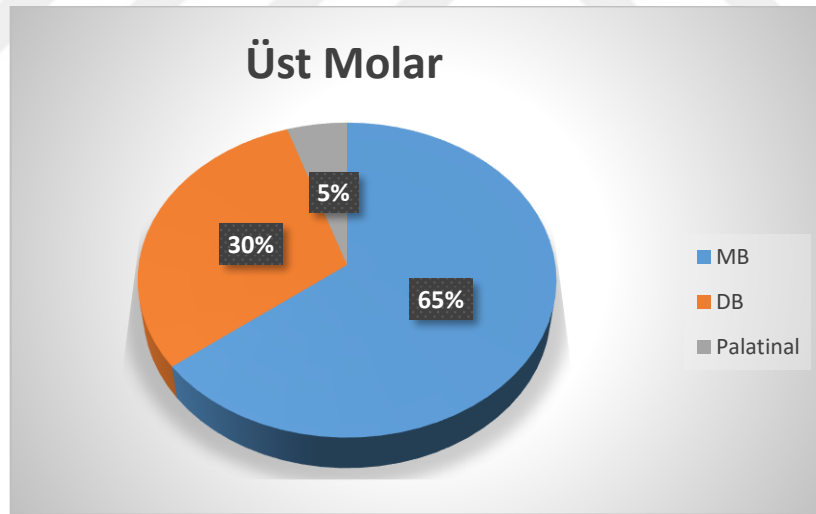
4.3. KIRIK ALETİN MOLAR DİŞLERİN KANALLARINDA GÖRÜLME SIKLIĞININ İNCELENMESİ

Alt molar dişlerde görülen 251 adet döner alet kırığının 143'ü MB, 75'i ML ve 33'ü Distal kanalda görülmüştür. Bu alet kırıklarının yüzdesel dağılımı grafikte verilmiştir ($p < 0,001$) (**Şekil 4.1**).



Şekil 4.1 : Alt molar dişlerin kanallarında alet kırığı görülme sıklığı

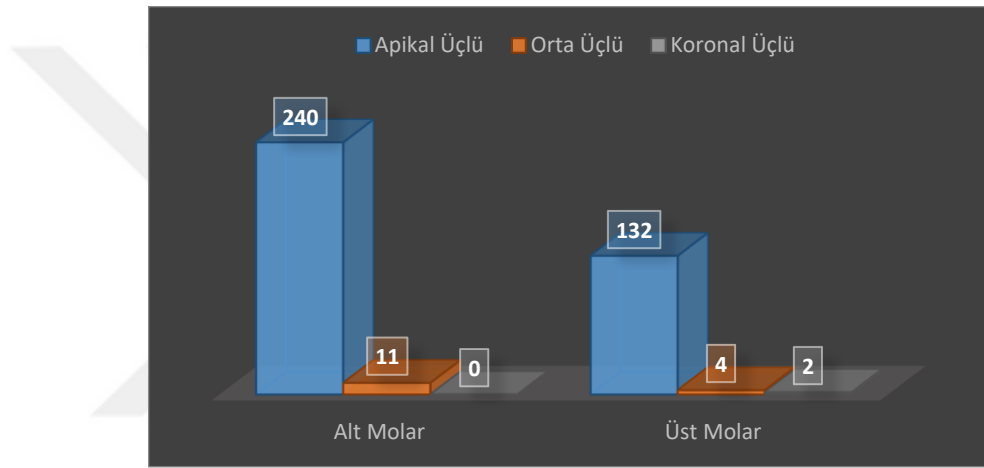
Üst molar dişlerde görülen döner alet kırıklarının 89'u MB, 42'si DB, 7 tanesi ise Palatinal kanalda görülmüştür. Bu alet kırıklarının yüzdesel dağılımı grafikte gösterilmiştir ($p < 0,001$) (Şekil 4.2).



Şekil 4.2 : Üst molar dişlerin kanallarında alet kırığı görülme sıklığı

4.4. KIRILAN ALETLERİN KANALDAKİ SEVİYESİNİN İNCELENMESİ

Apikal üçlü bölgesinde kırılan aletlerin prevelansı kanalların orta ve koronal üçlü bölgesiyle karşılaştırıldığında anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur ($p<0,001$) (Şekil 4.3).



Şekil 4.3: Alt ve üst molar dişlerde kırık aletlerin seviyesinin dağılımı

4.5. ALET KIRILMASI İLE KANAL EĞİMİ ARASINDAKİ İLİŞKİNİN İNCELENMESİ

Şiddetli eğimli ve orta dereceli eğimli olarak sınıflandırılan kanallarda kırık alet insidansının düz kanallara kıyasla daha yüksek olduğu gözlenmiştir. Bu sonuç istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$) (Tablo 4.4).

Tablo 4.4 : Kırık aletlerin kanal eğimlerine göre dağılımı

Kanal Eğim Derecesi	Kırık Alet Sayısı	Yüzdesel Değeri
0-9,99	89	%23,2
10-24,99	156	%40,6
25 ve Üzeri	139	%36,2

4.6. KIRIK ALETLERİN UZUNLUKLARININ İNCELENMESİ

Kırık Ni-Ti eğe parçalarının minimum ve maksimum uzunluğu 0,95 mm ve 10,2 mm olarak ölçülmüştür. Uzunlukların ortalaması ise 3,05 mm olarak bulunmuştur (**Tablo 4.5**). Kırık aletlerin uzunluğu ağırlıklı olarak 2-4 mm arasında ölçülmüş olup bu değer istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$) (**Tablo 4.6**).

Tablo 4.5: Kırık alet parçalarının uzunluk değerleri

	Ortalama	Standart Sapma	Medyan	Minimum	Maksimum
Uzunluk	3,05	1,25	2,88	0,95	10,20

Tablo 4.6 : Kırık alet parçalarının uzunluklarının dağılımı

Uzunluk(mm cinsinden)	Kırık Alet Sayısı	Yüzdesel Değer
0-1,99	83	%21,3
2-3,99	220	%56,6
4 ve Üzeri	86	%22,1



5. TARTIŞMA

Başarılı bir endodontik tedavi, eksiksiz bir teşhis, kök kanalındaki debridmanların tam uzaklaştırılması ile tedavi edilen kök kanallarının anatomisi hakkında tam bir bilgi ve dikkatli şekillendirme gerektirir (Jain, Jain, ve Paul, 2018).

Kök kanal preparasyonu, pulpa boşluğundaki vital veya devital pulpa dokusunun ya da daha önceden yapılmış kanal dolgusunun çıkarılmasının ardından anatomik sınırlamalara dikkat ederek kök kanalının genişletilmesi ve şekillendirilmesi işlemidir (Estrela et al., 2017). Karmaşık bir süreç olan kök kanal preparasyonu sırasında prognozu olumsuz etkileyebilecek; basamak oluşumu, kanalların tıkanması, apikal transportasyon veya zip oluşumu, kullanılan preparasyon enstrümanlarının (Gates glidden, K ve H tipi eğeler, Ni-Ti döner eğeler, lentülo) fraktürü gibi iyatrojenik hatalar meydana gelebilmektedir (Fors ve BERG, 1986; Ruddle, 2005).

Alet kırılması endodontik tedavide, özellikle eğimli veya dar kanallarda çalışırken aletlerin yanlış veya aşırı kullanımı ile ortaya çıkan yaygın ve istenmeyen bir komplikasyondur (Li et al., 2002). Literatürde PÇ eğeler (K ve H tipi el eğeleri, tirnef, reamer), Ni-Ti döner aletler dahil olmak üzere kök kanal sistemi içinde gates glidden frezler, spreader, peaso reamer ve irrigasyon iğneleri gibi çok çeşitli enstrümanların kırıldığı bildirilmiştir (Chenail ve Teplitsky, 1987; Parashos ve Messer, 2006). Bununla birlikte, literatürün büyük kısmı K tipi PÇ el eğeleri ve döner Ni-Ti eğelerinin fraktür incelemesinden oluşmaktadır (Kerekes ve Tronstad, 1979; Parashos et al., 2004; Spili et al., 2005).

Klinik kullanımdan sonra alet kırılma sıklığının araştırılması klinik ortamda alet performansı hakkında daha uygun bilgi sağlayacağından, bir dizi çalışma çeşitli Ni-Ti

döner endodontik aletlerin kırılma insidansını değerlendirmiştir (Al-Fouzan, 2003; P. Di Fiore, Genov, Komaroff, Li, et al., 2006; Inan ve Gonulol, 2009; Knowles et al., 2006; G Plotino, Grande, ve Porciani, 2015; Shen, Hieawy, et al., 2016; S. Wolcott et al., 2006; Wu et al., 2011). Ancak; literatüre baktığımızda retreatment tedavisi sırasında Ni-Ti döner aletlerin kırılmasının yeterince ele alınmadığını görmekteyiz. Bu yüzden biz de çalışmamızda Ni-Ti döner aletlerin molar dişlerdeki kırılma insidansını belirleyerek; bu insidansın ilk kanal tedavisi veya retreatment tedavisi ile ilişkisini ortaya koymayı, ayrıca aletin hangi kanalda ve kanalın hangi seviyesinde kırıldığını saptamayı ve kökün eğimi ile kırık arasındaki ilişkiyi ortaya koymayı amaçladık. Ayrıca Türk popülasyonunda molar dişlerde tüm bu parametrelerin aynı anda incelendiği bir çalışma bulunmamaktadır.

Döner Ni-Ti eğelerin kök kanalının daha hızlı, kolay ve güvenli bir şekilde hazırlanmasını sağladığı iddia edilmektedir (Schäfer, Schulz-Bongert, ve Tulus, 2004; Tu, Chen, Huang, ve Tsai, 2008). Ni-Ti aletler daha esnek olduklarından geleneksel PÇ el aletlerine kıyasla kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında orijinal kök eğriliğinden daha az sapmaya yol açarlar (Esposito ve Cunningham, 1995; Kazemi, Stenman, ve Spångberg, 2000; M. T. Pettiette, Metzger, Phillips, ve Trope, 1999). Öte yandan, motor tahrikli enstrümantasyon için eğe kırılma olasılığının el eğelerine kıyasla neredeyse yedi kat daha yüksek olduğu gösterilmiştir (Iqbal et al., 2006). Çalışma tasarımındaki farklılıklar ve farklı endodontik aletlerin kullanımı nedeniyle alet kırıklarıyla ilgili çalışmaların karşılaştırılması zordur (Ungerechts, Bårdsen, ve Fristad, 2014). Bu sebeplerle ve çağdaş kök kanal tedavisinde döner Ni-Ti aletlerinin artan kullanımı nedeniyle biz de çalışmamızda sadece Ni-Ti döner alet kırıklarını incelemeyi uygun gördük.

Literatürde kök kanal tedavisine en sık gereksinim duyulan diş grubunun mandibular molar dişler olduğu bildirilmiştir (Hull, Robertson, Steiner, ve del Aguila, 2003). Bunun sebebi olarak mandibular molar dişlerin ağızda ilk sürmesi gereken daimi diş grubu olmasının yanı sıra çürük oluşumuna yatkın oluşu ve farklı anatomik çeşitlilikleri barındırması gösterilmektedir (Al-Hadlaq, AlJarbou, ve AlThumairy, 2010). Yapılan çalışmalarda kök kanal tedavisi sırasında molarlarda premolar, anterior veya kaninlere göre önemli ölçüde daha fazla Ni-Ti alet kırıldığı gösterilmiştir (P. Di Fiore, Genov, Komaroff, Li, et al., 2006; Tzanetakos, Kontakiotis, Maurikou, ve Marzelou, 2008; Wu et al., 2011). Döner Ni-Ti aletler için alet kırılma olasılığının molar dişlerde premolar dişlere kıyasla neredeyse üç kat daha yüksek olduğu bulunmuştur (Iqbal et al., 2006). Bu nedenlerle yaptığımız çalışmada 2014-2019 yılları arasında kliniğimizde kök kanal tedavisi yapılmış dişlerden anterior ve premolar dişleri eleyerek yalnızca mandibular ve maksiller molar dişleri değerlendirmeyi seçtik.

Retreatment tedavisinde; önceki tedavide meydana gelen prosedürel aksilikler, kanaldaki daralmalar ve alet üzerinde daha fazla stres yaratacak dolgu malzemeleri gibi faktörler kök kanalı içinde birçok zorluk ve komplikasyona yol açabilmektedir (S. Wolcott et al., 2006). Bu durumun döner aletlerin kök kanalı içinde kırılma riskini artırdığı düşünülmektedir. Klinik araştırmalarda Ni-Ti döner aletlerin kırılma insidansını inceleyen bir takım çalışmalar bulunmasına karşın retreatment sırasında döner aletlerin kırık insidansını değerlendiren az sayıda çalışma mevcuttur (Alfouzan ve Jamleh, 2018). Bu yüzden, çalışmamızda literatürdeki bu eksikliği gidermek amacıyla kök kanalının ilk tedavisi ve retreatment arasında döner aletlerin kırılma insidansı açısından fark olup olmadığını değerlendirdik.

Kök kanal eğriliğinin değerlendirilmesi, klinik ve araştırma amaçları için önemlidir (Hartmann et al., 2019). Klinik olarak aşırı eğriliğin kök kanal tedavisi sırasında tedavi başarısızlıklarıyla ilişkilendirilebilecek prosedürel hatalar yaratabilme ihtimali bulunmaktadır (Lin, Rosenberg, ve Lin, 2005). Kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında kanal eğriliğinin transportasyona ve Ni-Ti döner aletlerin kırılmasına neden olduğu bilinmektedir (Dobó-Nagy, Serbán, Szabó, Nagy, ve Madléna, 2002; Uroz-Torres, González-Rodríguez, ve Ferrer-Luque, 2009). Literatürde kanal eğriliğini hesaplamak için birçok yöntem ortaya konmuştur; ancak hangi yöntemin kullanılması gerektiği konusunda bir fikir birliği yoktur. Yöntemlerden bazıları potansiyel klinik uygulama gerektirirken, diğerleri meziodistal yönde belirli bir yazılım veya radyografik poz gerektirdiklerinden yalnızca araştırma amaçlı uygundur (Hartmann et al., 2019). Yaptığımız bu çalışmada kanal eğrilikleri Schneider tarafından tarif edilen yönteme göre sınıflandırılmıştır (Schneider, 1971). Bu yöntem, yaygın olarak uygulandığı ve çok sayıda çalışmada kök kanal eğriliklerini sınıflandırmak için bir standart olarak anıldığı için kullanılmıştır (Li et al., 2002; Mandel et al., 1999; Peters ve Barbakow, 2002; Pruett et al., 1997; GM Yared et al., 2000).

Çalışmamızın sonuçlarına göre değerlendirdiğimiz parametrelerde kırık insidansı açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar görülmüştür. Alt ve üst molar dişlerde retreatment sırasında Ni-Ti döner alet kırık insidansı birincil kök kanal tedavisine kıyasla istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde daha yüksek bulundu. Çalışmada tespit ettiğimiz kırık Ni-Ti döner eğelerin büyük çoğunluğu MB kanallarda ve kanalların apikal üçlüsünde görülmüştür. Orta ve şiddetli eğimli kanallara sahip dişlerde ege fraktür riskinin düz olanlara kıyasla daha yüksek olduğu gözlemlendi. Kırık Ni-Ti aletlerin

uzunluğunun ağırlıklı olarak 2-4mm aralığında olduğu ve bu sonucun istatistiksel olarak anlamlı olduğu saptandı. Bu nedenlerle çalışmamızın h_0 hipotezi reddedildi.

Kırık insidansı çalışma ortamı (laboratuvar veya klinik), örneklem boyutu, diş (doğal veya simüle), operatör becerileri, gerçekleştirilen tedavi, aletin kullanım sayısı ve aletin üretim süreci gibi birçok faktörden etkilenmektedir (Alfouzan ve Jamleh, 2018). Bu çalışmada 9496 endodontik vaka değerlendirildiğinde kırık insidansı birincil endodontik tedavi için %3,8 olarak bulundu. Literatüre baktığımızda Ni-Ti döner alet kırık insidansını bizim çalışmamızdan çok yüksek (%23) veya çok düşük (%0,25) bildiren çalışmalar bulunmaktadır (Al-Fouzan, 2003; Ankrum, Hartwell, ve Truitt, 2004; Cunha, Junaid, Ensinas, Nudera, ve da Silveira Bueno, 2014; G Plotino et al., 2015). Mandel ve ark. (1999) yaptıkları çalışmada, ProTaper (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) döner aletleri kullanan beş klinisyen tarafından preparasyonu yapılan, aynı geometrik boyutlara ve eğriliğe sahip 125 simüle edilmiş rezin kanalında Ni-Ti döner alet kırılması insidansını incelemişler ve 21 aletin kırıldığını, kanal sayısına göre de %16,8 (21/ 125) kırılma oranı bulmuşlardır. Veltri ve ark. (2004) çekilmiş dişlerde 10 eğimli kanaldan oluşan iki farklı grupta kullanılan ProTaper (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) ve GTRotary (Dentsply Tulsa Dental, Johnson City, TN, ABD) aletlerinin şekillendirme yeteneğinin bilgisayar destekli radyografik karşılaştırmasında, her iki grupta 2 adet kırık, prepare edilen kanal sayısına bağlı olarak da %20 oranında (4/20) kırık alet tespit etmişlerdir. Ankrum ve ark. (2004) da yaptıkları çalışmada, çekilmiş dişlerde 15 eğimli kanaldan oluşan üç grupta kullanılan üç tip Ni-Ti döner aletin kırılma oranlarının araştırılmasında 1 ProFile (Dentsply Tulsa Dental, Johnson City, TN, ABD), 1 K3 Endo (SybronEndo, Orange County, Los Angeles, CA, ABD) ve 5 ProTaper (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) aletin kırıldığını bildirmişler, kanal sayısına bağlı olarak da toplam kırılma

oranını %16 (7/45) olarak belirtmişlerdir (Ankrum et al., 2004). Bu çalışmalara benzer yüksek kırılma insidanslarına sahip çalışmaların çoğu, az sayıda diş ile simüle edilmiş koşullar altında eğimli kökler kullanılarak laboratuvarda gerçekleştirilmiştir (Iqbal et al., 2006). Rezin bloklarda simüle edilmiş kök kanallarında ve çekilmiş dişlerde doğal kök kanallarında preparasyon yapmak için kullanılan döner aletler, klinik durumlar açısından tahmin edilebilecek değerli bilgiler sunar; bununla birlikte, klinik endodontik uygulamada meydana gelebilecek durumları temsil etmeyen, tutarsız sonuçlar üretebilirler (P. Di Fiore, Genov, Komaroff, Li, et al., 2006). Bu nedenle, bu yüksek kırılma insidansları, çok çeşitli kanal konfigürasyonlarına ve faktörlere sahip klinik durumlarda gerçekte ne olduğunu temsil etmeyebilir (Alfouzan ve Jamleh, 2018). Bunun yanı sıra belirli bir döner ege sistemi için aletlerin kırılması hakkında kesin veya güvenli bir sonuca varılamayacağı anlaşılmalıdır (Iqbal et al., 2006). Bunun nedeni, Ni-Ti döner eğelerin kırılma insidansında çok fazla faktörün etkili olması ve herhangi bir doğru yaklaşım için kırık sayısının çok düşük olmasıdır (Tzanetakis et al., 2008).

Yared ve ark. (2000) ise yaptıkları çalışmada .06 taper açıya sahip ProFile 29 serisi için %0 kırık insidansı bildirmiştir. Bu, küçük bir numune boyutuna (52 molar), karmaşık kanal anatomisine sahip dişlerin dışlanması, motorun düşük hızda (150 rpm) kullanımına ve her bir ege setinin sadece dört dişte kullanılmasına bağlanabilir. Profile 29 Serisi için Alfouzan ve ark. (2003) 419 molar diş üzerinde çalışma yapmış ve %4,6 gibi biraz daha yüksek bir kırık insidansı bildirmişlerdir. Pettiette ve ark. (2002) 570 diş üzerinde yaptıkları klinik çalışmada döner Ni-Ti aletler için %0,4'lük bir kırık insidansı bildirmişlerdir. Örneklem boyutunun bizim çalışmamızdan çok daha küçük olması ve muhtemelen çok daha basit tedavilerle ilgilenen lisans öğrencilerinin çalışmada yer alması bu insidansın düşük olmasını açıklayabilir. Alfouzan ve ark. (2018) yaptıkları 5

yıllık retrospektif çalışmada 6921 molar dişte kırık insidansını %0,83 olarak belirtmişlerdir. Ancak bu çalışmada tüm dişlerin tedavisi, K3 eğe sistemini kullanma konusunda deneyimli ve iyi eğitim almış endodontistler tarafından yapılmıştır. Fakat bizim çalışmamızda vakalar sadece deneyimli endodontistler tarafından değil, uzmanlık eğitimi almakta olan hekimler ve lisans öğrencileri tarafından da tedavi edilmiştir. Bizim çalışmamızın bu çalışmaya göre kırık insidansının daha yüksek çıkmasının sebebi bu olabilir. De Deus ve ark. (2013)'nın yaptıkları çalışmada, 502 tane Reciproc 25 eğe içinden sadece orta dereceli eğimli bir kök kanalında tek bir kırık (%0,2) meydana gelmiştir. Ters rotasyon döngüsünün torsiyonel stresi büyük ölçüde azalttığı görüldüğünden, resiprokal hareket, giriş yolu olmadan bile aletin kırılmasını önlemede rol oynayabilir (De-Deus et al., 2013). Kırık insidansının bizim çalışmamızdan çok daha düşük çıkması bizim çalışmamızda rotasyon ve resiprokal hareketle çalışan farklı eğe çeşitlerinin kullanılması olabilir. Aynı zamanda De Deus ve ark. (2013) yaptıkları bu çalışmada sadece düz ve orta dereceli eğime sahip dişleri kullanmışlardır. Bu durumun da kırık insidansının düşük çıkmasına neden olacağını düşünmekteyiz. Benzer şekilde Cunha ve ark. (2014) yaptıkları prospektif klinik çalışmada 711 dişte WaveOne eğe sistemini kullanmışlar ve kırık insidansını %0,42 olarak bulmuşlardır. Yazarlar, resiprokal hareketle kullanılan eğelerin düşük kırılma sıklığı için 3 olası açıklama belirtmişlerdir. WaveOne eğeleri M-Wire Ni-Ti'den üretilmiştir. Çalışmalar, M-Wire'dan yapılan Ni-Ti eğelerin, geleneksel olarak işlenmiş Ni-Ti tellerden yapılan eğelere kıyasla esnekliği ve döngüsel yorgunluğa karşı direnci artıran hem fiziksel hem de mekanik özelliklere sahip olduğunu göstermiştir (Gao et al., 2012; Johnson et al., 2008; Ye ve Gao, 2012). Bu nedenle WaveOne eğesinin metalurjisinin düşük kırılma insidansına katkıda bulunduğu düşünülebilir. Ayrıca bu çalışmada gözlemlenen kırılma insidansının neden

bizim çalışmamızdan çok daha düşük olduğuna dair olası bir diğer açıklama, klinisyen beceri düzeyi ile ilgili olabilir. Deneyim düzeyi, çalışmalarda lisans öğrencilerini, lisansüstü öğrencileri ve endodonti uzmanlarını içine alan ve değişiklik gösteren bir parametredir. Bu çalışmada bizim çalışmamızdan farklı olarak yalnızca endodonti uzmanları tarafından gerçekleştirilen tedaviler gözlemlenmiştir. Buna karşın Shen ve ark. (2009) yaptıkları retrospektif çalışmada lisans eğitimi alan öğrencilerin 4 yıl boyunca tedavi ettiği hastalarda 3706 adet Profile egesi kullanılmış ve kırık insidansı %0,3 bulunmuştur. Kırık insidansının düşük çıkmasının olası sebepleri, tedaviyi yapan öğrencilerin Ni-Ti döner alet sistemlerinde pratik eğitim almaları ve karmaşık, ciddi eğitime ve kalsifikasyonlara sahip kanalların uzmanlara yönlendirilerek çalışma dışı bırakılması olabilir. Öğrencilerin tedaviyi gerçekleştirdiği çalışmalarda görülen daha düşük kırılma insidansının; vaka seçimi, denetim düzeyi ve azaltılmış zaman baskısı gibi çeşitli faktörlere bağlı görülebileceği söylenmektedir (Gomes et al., 2021).

Yapılan çalışmalarda sadece molar dişler değerlendirildiğinde kırık insidansının arttığı gösterilmiştir (Caballero-Flores, Nabeshima, Binotto, ve Machado, 2018; Wang, Ge, Xie, Chen, ve Zhu, 2014; Wu et al., 2011). Iqbal ve ark.(2006) yaptıkları bir retrospektif çalışmada, anterior ve premolar dişler dahil tüm diş tiplerinde toplam 4865 vakada kırık insidansını %1,67 olarak bulmuşlardır. Ancak, sadece azı dişleri dikkate alındığında insidans %2,5'e ve sadece mandibular azı dişleri analiz edildiğinde ise insidans %2,8'e yükselmektedir (Iqbal et al., 2006). Tzanetakis ve ark. (2008) da yaptıkları retrospektif çalışmada lisansüstü öğrencilerin kanal tedavisi yaptığı 2180 vakada kırık insidansını %1,33 olarak bulmuşlardır. Ancak bu vakalarda 966 molar 33 adet Ni-Ti döner alet kırığı tespit edilmiş ve insidans bizim çalışmamızla benzer şekilde %3,41'e çıkmıştır. Mtwo döner alet kırık insidansını belirlemek için 11036 endodontik

vaka üzerinde yapılan retrospektif çalışmada kırık insidansı %2,2 olarak bulunsa da bu değer sadece azı dişleri dikkate alındığında bizim çalışmamızla da uyumlu olarak %3,8 yükselmiştir (Wang et al., 2014). Wu ve ark. (2011) 2654 dişte ProTaper Universal döner eğe sistemini kullanmışlar ve %2,6 kırık insidansı belirtmişlerdir. Bununla birlikte, sadece azı dişleri değerlendirildiğinde insidans %4,9'a, sadece mandibular azı dişleri analiz edildiğinde ise insidans %5,5'e artmaktadır. ProTaper sisteminin kırılma insidansını değerlendirmek için yapılan diğer bir çalışmada Wolcott ve ark. (2006) 4652 vaka değerlendirerek kırılma oranının %2,4 olduğunu göstermiştir (S. Wolcott et al., 2006). Ankrum ve ark. (2004) ise aynı eğe sistemini 15 şiddetli eğimli azı dişinde kullanmış ve %6,0 kırık oranı bildirmiştir. Bu sonuçlar arasındaki farklılıklar, farklı klinik değerlendirme yaklaşımlarına bağlanabilir. Wolcott ve ark. (2006) çalışmasında tüm diş tipleri yer alırken, Ankrum ve ark. çalışmasında sadece ciddi şekilde eğimli kökleri olan (eğrilik açısı 40 - 75 olan) azı dişleri seçilmiştir. Ayrıca Wolcott ve ark. (2006)'nın yaptıkları çalışmanın kırık insidansının bizim çalışmamızdan daha düşük çıkması hem anterior ve premolar gibi kırık insidansının düşük olduğu dişleri çalışmalarına dahil etmeleri hem de tedavilerin en az 15 yıl deneyimli 5 endodontist tarafından yapılması olabilir.

Retreatment sırasında transportasyon, basamak oluşumu, perforasyon ve alet kırılması gibi iyatrojenik prosedürel hatalar meydana gelebilmektedir. Araştırmacılar her ne kadar Ni-Ti döner aletlerin kanaldaki gütâ perkanın çıkarılmasını kolaylaştıracağını bildirseler de kanaldaki eğrilikler ve preparasyon eksikliği bu aletlerin kırılmasına neden olabilmektedir (Wong, 2004). Kanaldaki darlıklar ve kanal içindeki dolgu maddesi aleti daha fazla zorlayarak kırık riskini artırmaktadır (Ehrhardt et al., 2012). Çalışmamızda retreatment tedavisindeki kırık insidansı ilk tedavi sırasındaki kırık insidansına göre

istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde daha yüksek bulunmuştur. Al Fouzan ve ark. (2018)'nın 8946 ilk tedavi, 3921 retreatment tedavisini değerlendirdiği retrospektif çalışmada kırık insidansı, retreatment vakalarında %2,96 ilk tedavide ise %0,74 olarak belirtilmiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre retreatment tedavisinde alet kırılma riski ilk tedaviye göre 4 kat daha yüksektir. Literatürde yapılan retrospektif ve klinik diğer çalışmalarda da retreatment sırasında kırık alet insidansının ilk tedaviye göre daha fazla olduğu bildirilmiştir (P. Di Fiore, Genov, Komaroff, Li, et al., 2006; Machado et al., 2018; S. Wolcott et al., 2006). Literatürdeki bu çalışmalarla bizim çalışmamızın sonuçları uyumlu gözükmemektedir.

Önceki çalışmalarda dişin mandibular veya maksiller arkta olmasının kırık alet insidansını etkilediği gösterilmiştir (Tzanetakis et al., 2008; Wu et al., 2011). Machado ve ark. (2018) yaptıkları retrospektif çalışmada maksiller molarlarda alet kırılması insidansı %4,7 iken bu değer mandibular molar için neredeyse 2 katı fazla olacak şekilde %8,8'dir. Iqbal ve ark. (2006) da yaptıkları retrospektif çalışmada mandibular molarlarda (%2,8) maksiller molarlara (%2,2) göre nispeten daha yüksek bir kırık insidansı olduğunu bildirmişlerdir. Buna karşın Ungerechts ve ark. (2014) yaptıkları 10 yıllık retrospektif çalışmada, maksiller dişler (%0.9) ve mandibular dişler (%1.1) için oldukça benzer kırık alet oranlarını ortaya koymuştur. Ancak bu durum çalışma sadece molar dişler olarak değerlendirildiği zaman mandibular molarlarda daha fazla kırık olacak şekilde değişmektedir. Benzer olarak Wang ve ark. (2014) da mandibular molarlarda %4,1 maksiller molarlarda %3,5 kırık alet insidansı bulduklarını belirterek literatürü destekler nitelikte bir retrospektif çalışma ortaya koymuşlardır. Mandibular molarların mezial kökü, sıklıkla gözlenen distal yöne doğru olan eğriliğe ek olarak, radyografik olarak görüntülenemeyen bukkal-lingual yönde eğrilikler de gösterebilir. Rastgele seçilen 100

molar dişin incelendiği bir çalışmada hem mesiodistal hem de bukkolingual yönde kök eğrilikleri, mandibular birinci ve ikinci molarların tamamında gözlenmiştir (Cunningham ve Senia, 1992). Bu durum, özellikle mandibular molarlarda gözlemlenen yüksek kırılma oranlarına önemli ölçüde katkıda bulunmuş olabilir. Çünkü bu anatomik karmaşıklık, aletin daha fazla bükülmesine neden olur ve böylece Ni-Ti alaşımının erken deforme olmasına neden olabilecek stres kuvvetlerini yoğunlaştırır (Parashos ve Messer, 2006). Literatürdeki bu bilgilerle uyumlu olarak biz de çalışmamızda mandibular molarlardaki kırık insidansını maksiller molara göre daha yüksek bulduk.

Mandibular molar dişlerin mezial kanalları, vakaların %49'unda tek bir major foramen oluşturmak üzere birleşir (Green, 1973). Kanallar, ana kanal kademeli olarak son noktasına doğru kıvrılarak ve diğeri onu ani bir açıyla tamamlayacak şekilde, apikal üçlüde birleşirler. Diğer kanal, ana kanalla birleştiği noktaya kadar prepare edilmelidir, çünkü tam çalışma uzunluğuna göre yapılan preparasyon , eğeyi muhtemelen kırık oluşumuna yol açabilecek ani eğrilikte gezinmeye zorlayacaktır (Iqbal et al., 2006). Önceki bir çalışma, tüm alet kırıklarının neredeyse %50'sinin mandibular molarların mezial kök kanallarında yer aldığını bildirmiştir (Suter, Lussi, ve Sequeira, 2005). Yapılan bir retrospektif çalışmada mandibular molarda görülen 65 kırık aletin 54'ü mezial kök kanallarında görülmüş olup bu oran % 83'tür (Alfouzan ve Jamleh, 2018). Lisansüstü öğrencilerin tedavileri gerçekleştirdiği bir retrospektif çalışmada da 1593 mandibular molarda incelenen kırık aletlerin %85'nin mezial kökte %15'inin ise distal kök kanallarında olduğu tespit edilmiştir (Iqbal et al., 2006). Literatüre baktığımızda inceleyebildiğimiz çalışmaların tamamı yukarda bahsedilen çalışmalara uygun şekilde mandibular molarlarda mezial kanallarda distal kanala göre alet kırığı görülme

olasılığının çok daha fazla olduğunu bildirmiştir (Cohen, Glassman, ve Mounce, 2005; Wu et al., 2011).

Mandibular molarlarda, mezial kök kanalları meziodistal ve bukkolingual eğriliğe sahip olsa da aslında, meziobukkal kök kanalının lingual eğriliği, meziolingual kök kanalının bukkal eğriliğinden daha şiddetlidir (Cohen et al., 2005). Bu nedenle, meziobukkal kök kanallarında alet kırılması, meziolingual kanallardan üç kat daha yaygın olarak görülmektedir (Vouzara, el Chares, ve Lyroudia, 2018). Wu ve ark. (2011)'nin yaptıkları araştırmada kırık aletler mandibular molarların %47,5'inde ve maksiller molarların %61,5'inde meziobukkal kanallarda meydana gelmiştir. Iqbal ve ark. (2006) yaptıkları retrospektif çalışmada maksiller ve mandibular dişlerde MB kanalda alet kırılma insidansının daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Maksiller moların ve mandibular moların MB kanalında kırık görülme olasılığını aynı dişlerin DB ve ML kanallarına göre 3 kat daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Yine benzer şekilde Ungerechts ve ark. (2014) yaptıkları çalışmada %39,5 oranla kırık aletlerin molar dişlerin MB kanalında olduğunu belirtmişlerdir. Bunun sebebi maksiller molar dişlerin kök kanal eğriliğinin genellikle en şiddetli meziobukkal kök kanallarında görülmesi olabilir (J.-K. Lee, Ha, Choi, Heo, ve Perinpanayagam, 2006). Ayrıca yapılan çalışmalar maksiller molarlarda mezial kökün distal eğriliği nedeniyle MB kanalda daha fazla kırık görülebileceğini bildirmiştir (Suter et al., 2005; Tzanetakis et al., 2008). Biz de çalışmamızda literatürde yapılan çalışmalarla benzer olarak hem maksiller molar, hem de mandibular molarlar için MB kanalda kırık alet görülme olasılığını DB ve ML kanallara göre 2 kat daha yüksek bulduk.

Döner Ni-Ti aletlerin simüle edilmiş kök kanalları içinde eğriliklerin orta noktasında kırılma eğiliminde olduğu gösterilmiştir (Pruett et al., 1997). Bu nedenle

çalışmamızdaki aletlerin büyük çoğunluğunun kanalların tipik olarak eğri ve en küçük çapa sahip olduğu apikal üçlüde kırıldığını bulmak şaşırtıcı değildir. Kök kanallarında apikal üçlüdeki kırık alet prevelansını orta ve koronal üçlüye göre anlamlı derecede yüksek bulan literatürde çok fazla çalışma bulunmaktadır (Alfouzan ve Jamleh, 2018; Machado et al., 2018; Ungerechts et al., 2014). Çalışmada bulduğumuz sonuç, kırık aletlerin %65 ile %91,4'ünün kök kanalının apikal üçlüsünde kaydedildiğini gösteren diğer çalışmalarla da uyumludur (Al-Fouzan, 2003; P. Di Fiore, Genov, Komaroff, Dasanayake, ve Lin, 2006; Iqbal et al., 2006; Wu et al., 2011). Apikal bölgede eğe kırılma olasılığı, kök kanalının koronal üçlüsüne göre 33 kat, orta üçlüsüne göre ise neredeyse 6 kat daha fazladır (Iqbal et al., 2006). Bu durum aynı zamanda kanalın apikal üçlü bölgesinin karmaşık anatomik yapısına da bağlanabilir (Tzanetakis et al., 2008).

Molar dişlerde alet kırılması; kök kanal sisteminin genel morfolojik karmaşıklığı ve her dişte birden fazla kanalın varlığı ile açıklanabilir, ancak birincil neden büyük olasılıkla bu kök kanallarının eğriliğidir (Pruett et al., 1997). Klinik olarak, bir aletin yorgunluğu, eğimli bir kök kanalına yerleştirildiğinde bükülme derecesi ile ilişkili olabilir. Bu eğriler daha belirgin olduğunda, eğe daha fazla döngüsel yorgunluğa maruz kalır ve dolayısıyla kullanım ömrü daha düşük olur (Pruett et al., 1997). Döner aletlerin klinik yorgunluğuna ilişkin bazı araştırmalar, eğelerin eğimli kök kanallarında daha kolay aşındığını ve kırılana kadar elastik sınırlarını aştığını göstermektedir (GM Yared et al., 1999). Aletler eğimli kanallara yerleştirildiğinde deforme olurlar ve alet içinde gerilim oluşur. Alet shaftının eğimin dışındaki yarısı gerilme durumundayken, içteki yarısı ise sıkışma durumundadır. Sonuç olarak, her dönüş, aletin bir tam gerilim-sıkışma döngüsüne girmesine neden olur. Açıkçası, stres seviyeleri eğrilik alanında en yüksektir (Bergmans, Van Cleynenbreugel, Wevers, ve Lambrechts, 2001). Ex vivo çalışmalar, kök

kanal eğriliğinin hem torsiyonel aşırı yük hem de döngüsel yorgunluk nedeniyle döner Ni-Ti aletlerinin kırılma oranını artırabileceğini öne sürmüştür (Kosti, Zinelis, Molyvdas, ve Lambrianidis, 2011; Martin et al., 2003; Zelada et al., 2002). Yapılan ex-vivo bir çalışmada Schneider'e (1971) göre eğriliği ölçülmüş dişlerde eğrilik açısı >25 olanlarda ProFile aletlerinin %78'inin kırıldığı bulunmuştur (P. Di Fiore, Genov, Komaroff, Dasanayake, et al., 2006). Zelada ve ark. (2002) eğriliği 30'dan fazla olan çekilmiş azı dişlerinin kök kanallarında kırığın, eğrilik açısının hem meziodistal hem de bukkolingual yönlerde radyografilerle belirlendiği <30 eğrilığe sahip olanlardan önemli ölçüde daha fazla olduğunu bulmuşlardır. Bir takip çalışmasında, aynı çalışma grubunda eğrilik açısında <30'dan >30'a bir artışın ProTaper (Dentsply Maillefer) ve K3 (Kerr/SybronEndo, Orange, CA, ABD) için kırık insidansında önemli bir artışa yol açtığı gözlemlenmiştir (Martin et al., 2003). Kosti ve ark. (2011) yaptıkları çalışmada 300 adet çekilmiş mandibular molar dişin mezial kök kanallarında Profile döner aletini kullanmış ve eğrilik açısının 0-10'dan 20-40'a çıkarıldığında kırık insidansının %35 oranında arttığını göstermişlerdir. Klinik çalışmalar da bu verileri doğrular niteliktedir (Wu et al., 2011). Çalışmalar eğrilik açısı ne kadar büyürse aletlerin kanal içinde ayrılma ihtimalinin o kadar yükseldiğini göstermektedir (Chiara Pirani et al., 2011; Wang et al., 2014). Yapılan bir retrospektif çalışmada K3 alet kırıklarının yarısından fazlası şiddetli eğimli kanallarda meydana gelirken, kırık aletlerin sırasıyla %30 ve %14'ü orta ve hafif eğimli kanallarda meydana gelmiştir (Alfouzan ve Jamleh, 2018). Başka bir retrospektif çalışmada ise Mtwo döner aletleri %45,9 oranında ciddi eğimli, %28,6 oranında ise orta düzeyde eğimli kök kanallarında kırılmıştır (Wang et al., 2014). Çalışmamızda kırık aletlerin büyük çoğunluğu şiddetli ve orta dereceli eğime sahip kanallarda görülmüş olup, bu insidans düz kanallarda görülme oranına göre istatistiksel olarak anlamlı olacak

şekilde yüksek bulunmuştur. Kanal eğriliğinin kırık için önemli bir faktör olduğu gösterildiğinden bu bulgular beklenebilirdi (Booth et al., 2003; Peters ve Barbakow, 2002; Pruett et al., 1997). Ancak bu çalışmada kök kanal eğriliklerini belirlemek için alınan klinik radyografiler bukkal veya lingual yönlerdeki eğriliklerin derecesini tam olarak tespit edememiş olabilir. Bu nedenle, düz veya orta derecede eğimli olarak sınıflandırılan bazı kanalların ciddi bukkal veya lingual eğriliklere sahip olma olasılığı vardır.

Kırılan parçanın uzunluğu ile kanal eğriliği arasında bir ilişki mevcuttur (Wang et al., 2014). Çalışan bir eğenin farklı bölümlerindeki dönüş torku genellikle değişkendir. Bir döner Ni-Ti eğesinin koronal kısmını dar bir kanal içinde döndürmek için apikal kısmına kıyasla daha yüksek bir tork gerekebilir, bu da özellikle eğimli bir kanalın bu eğenin apikal ucunda daha büyük bir strese neden olmasıyla sonuçlanır. Bu faktör, eğelerin en küçük kısmında plastik deformasyona ve dahası mikro kırılmaya neden olabilir. Bu mikro kırıklar, tekrarlanan kullanımdan sonra şiddetlenebilir, birleşebilir ve nihayetinde bir ege kırılmasına neden olabilir (Wu et al., 2011). Pruett ve ark. (1997)'nın çalışmasında tüm aletler, tam olarak stresin en büyük olduğu eğimli kanal içindeki maksimum bükülme noktasında kırılmıştır. Eğriliğin sertliği arttıkça kırılan aletin uzunluğunun daha az olacağı belirtilmiştir (Wang et al., 2014). Çalışmamızda eğriliğin fazla olduğu dişler düz olanlara göre sayıca fazla olduğundan kırık parçaların uzunluklarının düşük çıkması (%78'i 0-4 mm) bu bilgilerle uyumlu gözükmektedir. Literatürde yapılan çalışmalara göre Ni-Ti döner eğeler, aletin ucuna daha yakın bir yerde kırılma eğilimindedir (Sattapan et al., 2000; Shen, Hieawy, et al., 2016; Zelada et al., 2002). Shen ve ark. (2016)'nın yaptıkları klinik çalışmada WaveOne eğelerinde kırılma olmayan ancak çözülme görülen yer eğenin ucundan 1,2-3,1 mm'de meydana gelmiştir.

Kırık segmentlerin uzunluğu ise WaveOne Primer eğesi için ortalama 2,3 mm olarak bulunmuştur. Zelada ve ark. (2002) yaptıkları çalışmada tüm alet kırılmaları belirgin eğriliklere sahip kanallarda, kanalın apikal kısmında ve eğe uçlarından birkaç milimetre uzaklıkta meydana gelmiştir. Biz de çalışmamızda kırık aletlerin çoğunluğunun 2-4 mm uzunluğa sahip olduğunu ve apikal üçlüde yer aldığını gözlemledik. Bu durum, genellikle apikal foramende küçük çaplı bir eğriliğin oluşması ve dolayısıyla eğe ucuna doğru bir kırılmanın daha olası olması ile açıklanabilir (Gabel, Hoen, Steiman, Pink, ve Dietz, 1999). Ayrıca bu gözlemler klinisyenler tarafından fark edilmeyen alet yorgunluğunun yansımaları olabilir. Farklı çalışmalar, döngüsel yorgunluğa bağlı kırık ve torsiyonel kırık için kırılan parçaların uzunluğunu değerlendirmiş ve döngüsel yorulma kırılmasının torsiyonel kırılmadan daha uzun olduğu sonucuna varmıştır (Parashos et al., 2004; Shen, Haapasalo, et al., 2009; Wu et al., 2011). Parashos ve ark. (2004) döngüsel yorgunluğa bağlı kırıkların yaklaşık %25'i ve torsiyonel kırıkların ise %75'inin aletin ucundan 1,5 mm veya daha kısa mesafede meydana geldiğini bulmuşlardır. Ayrıca Ni-Ti aletleri üzerindeki döngüsel yorgunluk ve torsiyonel stresin birleşkesinin, döngüsel yorgunluğa kıyasla parça uzunluğunun azalmasına neden olduğu bildirilmiştir (Setzer ve Böhme, 2013). Bu sonuçlara dayanarak çalışmamızdaki kırık aletlerin daha çok torsiyonel strese bağlı olarak kırılmış olabileceği söylenebilir.

Retrospektif çalışmamızda bazı olası sınırlamalar mevcuttur. Çalışmamızda yalnızca veri tabanımızda tedavileri tamamlanmış vakalar analiz edilmiştir. Hasta uyumsuzluğu veya kanal dolumu öncesi dişin çekimi nedeniyle tedavisi tamamlanmamış vakalar veri tabanında bulunmamaktadır. Ancak bu tür vakaların sayısı oldukça azdır. Çünkü çoğu vaka, özellikle de işlem sırasında prosedürel hata olanlar, sadece tedavinin tamamlanması için değil gerekirse cerrahi müdahale için de yakından takip edilmektedir.

Çalışmamızın retrospektif tasarımı gereği, Ni-Ti döner aletlerin kırılması üzerinde etkisi olan; kök kanallarının uzunlukları ve genişlikleri gibi morfolojik etkenler, klinisyenlerin manipülasyon becerisindeki bireysel farklılıklar, eğelerin tipi, tork, dönüş hızı, rotary veya resiprokal hareketi içine alan kinematik unsurlar gibi belirli klinik faktörler kontrol edilemedi. Ek olarak; kanal eğriliğinin derecesi, Schneider'in yöntemi kullanılarak ölçüldü; ancak bukkolingual düzlemde olan kanal eğriliği radyografilerde saptanamaz. Üç boyutlu görüntüleme teknikleri endodontide giderek daha popüler hale gelmektedir. Mikro bilgisayarlı tomografi, kök kanal sisteminin kalitatif değerlendirmelerinin ve kantitatif ölçümlerinin kesinliğini artırarak yüksek çözünürlüklü görüntüler sağlar. Buna karşın zaman alıcı olması, daha yüksek radyasyon maruziyeti ve daha yüksek maliyetlerle ilişkilendirilmesi nedeniyle hastalar için uygun değildir (Hartmann et al., 2019). Bu türde gelecekte yapılacak araştırmaların, iyatrojenik bir komplikasyon olan alet kırılmasının insidansını tam olarak saptayabilmek ve klinik olarak alet kırılmasını etkileyebilecek faktörleri belirlemek için gerekli olduğunu düşünüyoruz.

6. SONUÇ

1. Molar dişlerde retreatment sırasında Ni-Ti döner alet kırık insidansı birincil kök kanal tedavisine kıyasla daha yüksek bulunmuştur.

2. Ni-Ti döner aletlerin maksiller ve mandibular molarların mesiobukkal kanallarında ve kök kanallarının apikal üçlüsünde kırılma olasılığı daha yüksektir.

3. Kök kanallarının eğimi kırılmaya neden olabilecek önemli faktörlerden biridir. Çalışmamızda tespit ettiğimiz kırık aletlerin çoğu kanallarının ciddi eğime sahip olduğu dişlerde görülmüştür.

Retrospektif çalışmalarda mevcut sınırlı bilgi kullanılması nedeniyle, bu çalışmanın bulgularını daha fazla araştırmak ve Ni-Ti döner alet kırık insidansını etkileyen faktörleri inceleyebilmek için prospektif klinik randomize çalışmaların yapılması gerektiğini düşünmekteyiz.

7. KAYNAKLAR

- Al-Hadlaq, S. M., AlJarbou, F. A., ve AlThumairy, R. I. (2010). Evaluation of cyclic flexural fatigue of M-wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 36(2), 305-307.
- Al-Fouzan, K. (2003). Incidence of rotary ProFile instrument fracture and the potential for bypassing in vivo. *International Endodontic Journal*, 36(12), 864-867.
- Alapati, S. B., Brantley, W. A., Svec, T. A., Powers, J. M., Nusstein, J. M., ve Daehn, G. S. (2005). SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use. *Journal of Endodontics*, 31(1), 40-43.
- Alfouzan, K., ve Jamleh, A. (2018). Fracture of nickel titanium rotary instrument during root canal treatment and re-treatment: a 5-year retrospective study. *International Endodontic Journal*, 51(2), 157-163.
- Anderson, M. E., Price, J. W., ve Parashos, P. (2007). Fracture resistance of electropolished rotary nickel–titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 33(10), 1212-1216.
- Andreasen, G. F., ve Hilleman, T. B. (1971). An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. *The Journal of the American Dental Association*, 82(6), 1373-1375.
- Ankrum, M. T., Hartwell, G. R., ve Truitt, J. E. (2004). K3 Endo, ProTaper, and ProFile systems: breakage and distortion in severely curved roots of molars. *Journal of Endodontics*, 30(4), 234-237.

- Arens, F. C., Hoen, M. M., Steiman, H. R., ve Dietz Jr, G. C. (2003). Evaluation of single-use rotary nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics*, 29(10), 664-666.
- Arias, A., Macorra, J. C., Govindjee, S., ve Peters, O. A. (2018). Correlation between temperature-dependent fatigue resistance and differential scanning calorimetry analysis for 2 contemporary rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 44(4), 630-634.
- Balani, P., Niazi, F., ve Rashid, H. (2015). A brief review of the methods used to determine the curvature of root canals. *Journal of Restorative Dentistry*, 3(3), 57.
- Barbakow, F., ve Lutz, F. (1997). The 'Lightspeed' preparation technique evaluated by Swiss clinicians after attending continuing education courses. *International Endodontic Journal*, 30(1), 46-50.
- Bergmans, L., Van Cleynenbreugel, J., Wevers, M., ve Lambrechts, P. (2001). Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: rationale, performance and safety. *American Journal of Dentistry*, 14(5), 324-333.
- Berutti, E., Angelini, E., Rigolone, M., Migliaretti, G., ve Pasqualini, D. (2006). Influence of sodium hypochlorite on fracture properties and corrosion of ProTaper Rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 39(9), 693-699.
- Berutti, E., Chiandussi, G., Gaviglio, I., ve Ibba, A. (2003). Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments: ProTaper versus ProFile. *Journal of Endodontics*, 29(1), 15-19.

- Bojorquez, B., Marloth, R., ve Es-Said, O. (2002). Formation of a crater in the workpiece on an electrical discharge machine. *Engineering Failure Analysis*, 9(1), 93-97.
- Booth, J. R., Scheetz, J. P., Lemons, J. E., ve Eleazer, P. D. (2003). A comparison of torque required to fracture three different nickel-titanium rotary instruments around curves of the same angle but of different radius when bound at the tip. *Journal of Endodontics*, 29(1), 55-57.
- Brantley, W. A., ve Eliades, T. (2001). Orthodontic materials: scientific and clinical aspects. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 119(6), 672-673.
- Buehler, W. J. (1969). 55-Nitinol unique wire alloy with a memory. *Wire Journal*, 2, 41-49.
- Buehler, W. J., Gilfrich, J. V., ve Wiley, R. (1963). Effect of low-temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition Ni-Ti. *Journal of Applied Physics*, 34(5), 1475-1477.
- Buehler, W. J., ve Wang, F. E. (1968). A summary of recent research on the nitinol alloys and their potential application in ocean engineering. *Ocean Engineering*, 1(1), 105-120.
- Caballero-Flores, H., Nabeshima, C., Binotto, E., ve Machado, M. (2018). Fracture incidence of instruments from a reciprocating single file system by students in an endodontic graduate programme: A cross-sectional retrospective study. *International Endodontic Journal*.
- Chenail, B. L., ve Teplitsky, P. E. (1987). Orthograde ultrasonic retrieval of root canal obstructions. *Journal of Endodontics*, 13(4), 186-190.

- Cheung, G., Peng, B., Bian, Z., Shen, Y., ve Darvell, B. (2005). Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *International Endodontic Journal*, 38(11), 802-809.
- Cheung, G. S. (2007). Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endodontic Topics*, 16(1), 1-26.
- Cheung, G. S., ve Liu, C. S. (2009). A retrospective study of endodontic treatment outcome between nickel-titanium rotary and stainless steel hand filing techniques. *Journal of Endodontics*, 35(7), 938-943.
- Civjan, S., Huget, E. F., ve DeSimon, L. B. (1975). Potential applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. *Journal of Dental Research*, 54(1), 89-96.
- Cohen, S. J., Glassman, G., ve Mounce, R. (2005). Rips, strips and broken tips: Handling the endodontic mishap. *Oral Health*, 5, 10-20.
- Crump, M. C., ve Natkin, E. (1970). Relationship of broken root canal instruments to endodontic case prognosis: a clinical investigation. *The Journal of The American Dental Association*, 80(6), 1341-1347.
- Cunha, R. S., Junaid, A., Ensinas, P., Nudera, W., ve da Silveira Bueno, C. E. (2014). Assessment of the separation incidence of reciprocating WaveOne files: a prospective clinical study. *Journal of Endodontics*, 40(7), 922-924.
- Cunningham, C. J., ve Senia, E. S. (1992). A three-dimensional study of canal curvatures in the mesial roots of mandibular molars. *Journal of Endodontics*, 18(6), 294-300.
- De-Deus, G., Belladonna, F. G., Souza, E. M., de Oliveira Alves, V., Silva, E. J. N. L., Rodrigues, E., da Silveira Bueno, C. E. (2016). Scouting ability of 4 pathfinding

instruments in moderately curved molar canals. *Journal of Endodontics*, 42(10), 1540-1544.

De-Deus, G., Silva, E. J. N. L., Vieira, V. T. L., Belladonna, F. G., Elias, C. N., Plotino, G., ve Grande, N. M. (2017). Blue thermomechanical treatment optimizes fatigue resistance and flexibility of the Reciproc files. *Journal of Endodontics*, 43(3), 462-466.

De-Deus, G., Arruda, T., Souza, E., Neves, A., Magalhães, K., Thuanne, E., ve Fidel, R. (2013). The ability of the Reciproc R25 instrument to reach the full root canal working length without a glide path. *International Endodontic Journal*, 46(10), 993-998.

Di Fiore, P., Genov, K., Komaroff, E., Dasanayake, A., ve Lin, L. (2006). Fracture of ProFile nickel–titanium rotary instruments: a laboratory simulation assessment. *International Endodontic Journal*, 39(6), 502-509.

Di Fiore, P., Genov, K., Komaroff, E., Li, Y., ve Lin, L. (2006). Nickel–titanium rotary instrument fracture: a clinical practice assessment. *International Endodontic Journal*, 39(9), 700-708.

Di Fiore, P. M. (2007). A dozen ways to prevent nickel-titanium rotary instrument fracture. *The Journal of the American Dental Association*, 138(2), 196-201.

Dobó-Nagy, C., Serbán, T., Szabó, J., Nagy, G., ve Madléna, M. (2002). A comparison of the shaping characteristics of two nickel–titanium endodontic hand instruments. *International Endodontic Journal*, 35(3), 283-288.

Eggeler, G., Hornbogen, E., Yawny, A., Heckmann, A., ve Wagner, M. (2004). Structural and functional fatigue of NiTi shape memory alloys. *Materials Science and Engineering: A*, 378(1-2), 24-33.

- Ehrhardt, I. C., Zuolo, M. L., Cunha, R. S., De Martin, A. S., Kherlakian, D., de Carvalho, M. C. C., ve Bueno, C. E. d. S. (2012). Assessment of the separation incidence of mtwo files used with preflaring: prospective clinical study. *Journal of Endodontics*, 38(8), 1078-1081.
- Elnaghy, A., ve Elsaka, S. (2018). Cyclic fatigue resistance of XP-endo Shaper compared with different nickel-titanium alloy instruments. *Clinical Oral Investigations*, 22(3), 1433-1437.
- Elnaghy, A., ve Elsaka, S. (2018). Torsional resistance of XP-endo Shaper at body temperature compared with several nickel-titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 51(5), 572-576.
- Esposito, P. T., ve Cunningham, C. J. (1995). A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. *Journal of Endodontics*, 21(4), 173-176.
- Estrela, C., Pécora, J. D., Estrela, C. R., Guedes, O. A., Silva, B. S., Soares, C. J., ve Sousa-Neto, M. D. (2017). Common operative procedural errors and clinical factors associated with root canal treatment. *Brazilian Dental Journal*, 28, 179-190.
- Fors, U., ve BERG, J. O. (1986). Endodontic treatment of root canals obstructed by foreign objects. *International Endodontic Journal*, 19(1), 2-10.
- Gabel, W. P., Hoen, M., Steiman, H. R., Pink, F. E., ve Dietz, R. (1999). Effect of rotational speed on nickel-titanium file distortion. *Journal of Endodontics*, 25(11), 752-754.
- Gambarini, G. (2000). Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation. *Dental Traumatology: Review Article*, 16(3), 95-100.

- Gambarini, G., Gerosa, R., De Luca, M., Garala, M., ve Testarelli, L. (2008). Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 105(6), 798-800.
- Gambarini, G., Grande, N. M., Plotino, G., Somma, F., Garala, M., De Luca, M., ve Testarelli, L. (2008). Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *Journal of Endodontics*, 34(8), 1003-1005.
- Gao, Y., Gutmann, J. L., Wilkinson, K., Maxwell, R., ve Ammon, D. (2012). Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 38(3), 398-401.
- Gao, Y., Shotton, V., Wilkinson, K., Phillips, G., ve Johnson, W. B. (2010). Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of ProFile Vortex rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 36(7), 1205-1209.
- Gavini, G., Santos, M. d., Caldeira, C. L., Machado, M. E. d. L., Freire, L. G., Iglecias, E. F., Candeiro, G. T. d. M. (2018). Nickel–titanium instruments in endodontics: A concise review of the state of the art. *Brazilian Oral Research*, 32.
- Gomes, M. S., Vieira, R. M., Böttcher, D. E., Plotino, G., Celeste, R. K., ve Rossi-Fedele, G. (2021). Clinical fracture incidence of rotary and reciprocating NiTi files: A systematic review and meta-regression. *Australian Endodontic Journal*.
- Goo, H.-J., Kwak, S. W., Ha, J.-H., Pedullà, E., ve Kim, H.-C. (2017). Mechanical properties of various heat-treated nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 43(11), 1872-1877.

- Green, D. (1973). Double canals in single roots. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 35(5), 689-696.
- Guilford, W. L., Lemons, J. E., ve Eleazer, P. D. (2005). A comparison of torque required to fracture rotary files with tips bound in simulated curved canal. *Journal of Endodontics*, 31(6), 468-470.
- Ha, J.-H., Kim, S. K., Cohenca, N., ve Kim, H.-C. (2013). Effect of R-phase heat treatment on torsional resistance and cyclic fatigue fracture. *Journal of Endodontics*, 39(3), 389-393.
- Haapasalo, M., ve Shen, Y. (2013). Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. *Endodontic Topics*, 29(1), 3-17.
- Hartmann, R., Fensterseifer, M., Peters, O. A., De Figueiredo, J., Gomes, M., ve Rossi-Fedele, G. (2019). Methods for measurement of root canal curvature: a systematic and critical review. *International Endodontic Journal*, 52(2), 169-180.
- Herold, K. S., Johnson, B. R., ve Wenckus, C. S. (2007). A scanning electron microscopy evaluation of microfractures, deformation and separation in EndoSequence and Profile nickel-titanium rotary files using an extracted molar tooth model. *Journal of Endodontics*, 33(6), 712-714.
- Hilt, B. R., Cunningham, C. J., Shen, C., ve Richards, N. (2000). Torsional properties of stainless-steel and nickel-titanium files after multiple autoclave sterilizations. *Journal of Endodontics*, 26(2), 76-80.
- Hull, T. E., Robertson, P. B., Steiner, J. C., ve del Aguila, M. A. (2003). Patterns of endodontic care for a Washington state population. *Journal of Endodontics*, 29(9), 553-556.

- Hülsmann, M., Peters, O. A., ve Dummer, P. M. (2005). Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic Topics*, 10(1), 30-76.
- Hülsmann, M., ve Schinkel, I. (1999). Influence of several factors on the success or failure of removal of fractured instruments from the root canal. *Dental Traumatology*, 15(6), 252-258.
- Iacono, F., Pirani, C., Generali, L., Bolelli, G., Sassatelli, P., Lusvarghi, L., . . . Prati, C. (2017). Structural analysis of HyFlex EDM instruments. *International Endodontic Journal*, 50(3), 303-313.
- Inan, U., ve Gonulol, N. (2009). Deformation and fracture of Mtwo rotary nickel-titanium instruments after clinical use. *Journal of Endodontics*, 35(10), 1396-1399.
- Iqbal, M. K., Kohli, M. R., ve Kim, J. S. (2006). A retrospective clinical study of incidence of root canal instrument separation in an endodontics graduate program: a PennEndo database study. *Journal of Endodontics*, 32(11), 1048-1052.
- Jain, P., Jain, ve Paul, v. S. (2018). *Common Complications in Endodontics*: Springer.
- Johnson, E., Lloyd, A., Kuttler, S., ve Namerow, K. (2008). Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/. 04 rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 34(11), 1406-1409.
- Kaval, M. E., Capar, I. D., ve Ertas, H. (2016). Evaluation of the cyclic fatigue and torsional resistance of novel nickel-titanium rotary files with various alloy properties. *Journal of Endodontics*, 42(12), 1840-1843.
- Kazemi, R. B., Stenman, E., ve Spångberg, L. S. (2000). A comparison of stainless steel and nickel-titanium H-type instruments of identical design: torsional and

bending tests. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 90(4), 500-506.

- Kerekcs, K., ve Tronstad, L. (1979). Long-term results of endodontic treatment performed with a standardized technique. *Journal of Endodontics*, 5(3), 83-90.
- Kim, J., Griggs, J., Regan, J., Ellis, R., ve Cai, Z. (2005). Effect of cryogenic treatment on nickel-titanium endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, 38(6), 364-371.
- Kishore, A., Gurtu, A., Bansal, R., Singhal, A., Mohan, S., ve Mehrotra, A. (2017). Comparison of canal transportation and centering ability of Twisted Files, HyFlex controlled memory, and Wave One using computed tomography scan: An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*, 20(3), 161.
- Knowles, K. I., Hammond, N. B., Biggs, S. G., ve Ibarrola, J. L. (2006). Incidence of instrument separation using LightSpeed rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 32(1), 14-16.
- Kosti, E., Zinelis, S., Molyvdas, I., ve Lambrianidis, T. (2011). Effect of root canal curvature on the failure incidence of ProFile rotary Ni-Ti endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, 44(10), 917-925.
- Kuhn, G., ve Jordan, L. (2002). Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 28(10), 716-720.
- Kuhn, G., Tavernier, B., ve Jordan, L. (2001). Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *Journal of Endodontics*, 27(8), 516-520.
- Larsen, C. M., Watanabe, I., Glickman, G. N., ve He, J. (2009). Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 35(3), 401-403.

- Lee, D.-H., Park, B., Saxena, A., ve Serene, T. P. (1996). Enhanced surface hardness by boron implantation in Nitinol alloy. *Journal of Endodontics*, 22(10), 543-546.
- Lee, J.-K., Ha, B.-H., Choi, J.-H., Heo, S.-M., ve Perinpanayagam, H. (2006). Quantitative three-dimensional analysis of root canal curvature in maxillary first molars using micro-computed tomography. *Journal of Endodontics*, 32(10), 941-945.
- Li, U.-M., Lee, B.-S., Shih, C.-T., Lan, W.-H., ve Lin, C.-P. (2002). Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *Journal of Endodontics*, 28(6), 448-451.
- Lin, L. M., Rosenberg, P. A., ve Lin, J. (2005). Do procedural errors cause endodontic treatment failure? *The Journal of The American Dental Association*, 136(2), 187-193.
- Linsuwanont, P., Parashos, P., ve Messer, H. (2004). Cleaning of rotary nickel–titanium endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, 37(1), 19-28.
- Lopes, H. P., Elias, C. N., Amaral, G., Vieira, V. T., Moreira, E. J., Mangelli, M., ve Siqueira Jr, J. F. (2011). Torsional properties of pathfinding instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 112(5), 667-670.
- Lopes, H. P., Elias, C. N., Vieira, M. V., Vieira, V. T., de Souza, L. C., ve Dos Santos, A. L. (2016). Influence of surface roughness on the fatigue life of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 42(6), 965-968.
- Lopes, H. P., Ferreira, A. A., Elias, C. N., Moreira, E. J., de Oliveira, J. C. M., ve Siqueira Jr, J. F. (2009). Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of

- rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 35(7), 1013-1016.
- Lovdahl, P. (1992). Endodontic retreatment. *Dental Clinics of North America*, 36(2), 473-490.
- Machado, R., de Souza Júnior, C., Colombelli, M. F., Picolli, A. P., Junior, J. S., Cosme-Silva, L., Alberton, L. R. (2018). Incidence of ProTaper Universal System Instrument Fractures-A Retrospective Clinical Study. *European endodontic Journal*, 3(2), 77.
- Madarati, A., Watts, D., ve Qualtrough, A. (2008). Factors contributing to the separation of endodontic files. *British Dental Journal*, 204(5), 241-245.
- Mandel, E., Adib-Yazdi, M., Benhamou, L. M., Lachkar, T., Mesgouez, C., ve Sobel, M. (1999). Rotary Ni-Ti profile systems for preparing curved canals in resin blocks: influence of operator on instrument breakage. *International Endodontic Journal*, 32(6), 436-443.
- Mantovani, D. (2000). Shape memory alloys: Properties and biomedical applications. *Jom*, 52(10), 36-44.
- Martin, B., Zelada, G., Varela, P., Bahillo, J., Magán, F., Ahn, S., ve Rodríguez, C. (2003). Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 36(4), 262-266.
- McKelvey, A., ve Ritchie, R. (2001). Fatigue-crack growth behavior in the superelastic and shape-memory alloy Nitinol. *Metallurgical and Materials Transactions A*, 32(3), 731-743.
- McSpadden, J. T. (2007). Mastering endodontic instrumentation. Chattanooga, TN: Cloudland Institute, 51-52.

Miyai, K., Ebihara, A., Hayashi, Y., Doi, H., Suda, H., ve Yoneyama, T. (2006).

Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of nickel–titanium rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, 39(2), 119-126.

Mize, S. B., Clement, D. J., Pruett, J. P., ve Carnes Jr, D. L. (1998). Effect of

sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 24(12), 843-847.

Mounce, R. (2004). Rotary nickel titanium instrumentation. A literature review.

Dentistry Today, 23(2), 119-120, 124.

Mounce, R. (2007). Negotiating challenging mid root curvatures: rounding the bend.

Dentistry Today, 26(2), 108, 110, 112-108, 110, 112.

Mounce, R. E. (2008). A new method of canal enlargement. *Dentistry Today*, 27(5), 94,

96, 98-99.

O'hoy, P., Messer, H., ve Palamara, J. (2003). The effect of cleaning procedures on

fracture properties and corrosion of NiTi files. *International Endodontic Journal*, 36(11), 724-732.

Parashos, P., Gordon, I., ve Messer, H. H. (2004). Factors influencing defects of rotary

nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *Journal of Endodontics*, 30(10), 722-725.

Parashos, P., ve Messer, H. H. (2006). Rotary NiTi instrument fracture and its

consequences. *Journal of Endodontics*, 32(11), 1031-1043.

Patiño, P. V., Biedma, B. M., Liébana, C. R., Cantatore, G., ve Bahillo, J. G. (2005).

The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 31(2), 114-116.

- Pereira, É. S. J., Viana, A. C. D., Buono, V. T. L., Peters, O. A., ve de Azevedo Bahia, M. G. (2015). Behavior of nickel-titanium instruments manufactured with different thermal treatments. *Journal of Endodontics*, 41(1), 67-71.
- Peters, O. A. (2004). Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *Journal of Endodontics*, 30(8), 559-567.
- Peters, O. A., ve Barbakow, F. (2002). Dynamic torque and apical forces of ProFile. 04 rotary instruments during preparation of curved canals. *International Endodontic Journal*, 35(4), 379-389.
- Peters, O. A., Kappeler, S., Bucher, W., ve Barbakow, F. (2002). Engine-driven preparation of curved root canals: measuring cyclic fatigue and other physical parameters. *Australian Endodontic Journal*, 28(1), 11-17.
- Pettiette, M., Conner, D., ve Trope, M. (2002). Procedural errors with the use of nickel-titanium rotary instruments in undergraduate endodontics. *Journal of Endodontics*, 28(3), 259.
- Pettiette, M. T., Metzger, Z., Phillips, C., ve Trope, M. (1999). Endodontic complications of root canal therapy performed by dental students with stainless-steel K-files and nickel-titanium hand files. *Journal of Endodontics*, 25(4), 230-234.
- Pirani, C., Cirulli, P. P., Chersoni, S., Micele, L., Ruggeri, O., ve Prati, C. (2011). Cyclic fatigue testing and metallographic analysis of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 37(7), 1013-1016.
- Pirani, C., Iacono, F., Generali, L., Sassatelli, P., Nucci, C., Lusvarghi, L., Prati, C. (2016). HyFlex EDM: superficial features, metallurgical analysis and fatigue

- resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 49(5), 483-493.
- Plotino, G., Grande, N., ve Porciani, P. (2015). Deformation and fracture incidence of Reciproc instruments: a clinical evaluation. *International Endodontic Journal*, 48(2), 199-205.
- Plotino, G., Grande, N. M., Cotti, E., Testarelli, L., ve Gambarini, G. (2014). Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of vortex nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics*, 40(9), 1451-1453.
- Plotino, G., Grande, N. M., Sorci, E., Malagnino, V., ve Somma, F. (2006). A comparison of cyclic fatigue between used and new Ni-Ti rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 39(9), 716-723.
- Pruett, J. P., Clement, D. J., ve Carnes Jr, D. L. (1997). Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 23(2), 77-85.
- Rapisarda, E., Bonaccorso, A., Tripi, T. R., Condorelli, G. G., ve Torrisi, L. (2001). Wear of nickel-titanium endodontic instruments evaluated by scanning electron microscopy: effect of ion implantation. *Journal of Endodontics*, 27(9), 588-592.
- Rapisarda, E., Bonaccorso, A., Tripi, T. R., ve Condorelli, G. G. (1999). Effect of sterilization on the cutting efficiency of rotary nickel-titanium endodontic files. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 88(3), 343-347.
- Roland, D. D., Andelin, W. E., Browning, D. F., Hsu, G.-H. R., ve Torabinejad, M. (2002). The effect of preflaring on the rates of separation for 0.04 taper nickel titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 28(7), 543-545.

- Rossi-Fedele, G., ve Ahmed, H. M. A. (2017). Assessment of root canal filling removal effectiveness using micro-computed tomography: a systematic review. *Journal of Endodontics*, 43(4), 520-526.
- Ruddle, C. J. (2005). The ProTaper technique: Shaping the future of endodontics. *Endodontic Topics*, 10, 213-216.
- Sattapan, B., Nervo, G. J., Palamara, J. E., ve Messer, H. H. (2000). Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *Journal of Endodontics*, 26(3), 161-165.
- Schäfer, E. (2002). Effect of physical vapor deposition on cutting efficiency of nickel-titanium files. *Journal of Endodontics*, 28(12), 800-802.
- Schäfer, E. (2002). Effect of sterilization on the cutting efficiency of PVD-coated nickel-titanium endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, 35(10), 867-872.
- Schäfer, E., Schulz-Bongert, U., ve Tulus, G. (2004). Comparison of hand stainless steel and nickel titanium rotary instrumentation: a clinical study. *Journal of Endodontics*, 30(6), 432-435.
- Schäfer, E., ve Tepel, J. (2001). Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part 3. Resistance to bending and fracture. *Journal of Endodontics*, 27(4), 299-303.
- Schilder, H. (1974). Cleaning and shaping the root canal. *Dental Clinics of North America*, 18, 269-296.
- Schilder, H. (2006). Filling root canals in three dimensions. *Journal of Endodontics*, 32(4), 281-290.
- Schneider, S. W. (1971). A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 32(2), 271-275.

- Schrader, C., ve Peters, O. A. (2005). Analysis of torque and force with differently tapered rotary endodontic instruments in vitro. *Journal of Endodontics*, 31(2), 120-123.
- Setzer, F. C., ve Böhme, C. P. (2013). Influence of combined cyclic fatigue and torsional stress on the fracture point of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 39(1), 133-137.
- Shen, Y., Coil, J., Zhou, H., Zheng, Y., ve Haapasalo, M. (2013). H y F lex nickel–titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties. *International Endodontic Journal*, 46(8), 720-729.
- Shen, Y., Coil, J. M., ve Haapasalo, M. (2009). Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 3: a 4-year retrospective study from an undergraduate clinic. *Journal of Endodontics*, 35(2), 193-196.
- Shen, Y., Coil, J. M., Mo, A. J., Wang, Z., Hieawy, A., Yang, Y., ve Haapasalo, M. (2016). WaveOne rotary instruments after clinical use. *Journal of Endodontics*, 42(2), 186-189.
- Shen, Y., Haapasalo, M., Cheung, G. S.-p., ve 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. *Journal of Endodontics*, 35(1), 129-132.
- Shen, Y., Hieawy, A., Huang, X., Wang, Z.-j., Maezono, H., ve Haapasalo, M. (2016). Fatigue resistance of a 3-dimensional conforming nickel-titanium rotary instrument in double curvatures. *Journal of Endodontics*, 42(6), 961-964.

- Shen, Y., Qian, W., Abtin, H., Gao, Y., ve Haapasalo, M. (2011). Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 37(7), 997-1001.
- Shen, Y., Zhou, H.-m., Zheng, Y.-f., Peng, B., ve Haapasalo, M. (2013). Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics*, 39(2), 163-172.
- Shen, Y., Zhou, H., Campbell, L., Wang, Z., Wang, R., Du, T., ve Haapasalo, M. (2014). Fatigue and nanomechanical properties of K3 XF nickel-titanium instruments. *International Endodontic Journal*, 47(12), 1160-1167.
- Silva, E. J. N. L., Vieira, V. T. L., Belladonna, F. G., de Siqueira Zuolo, A., dos Santos Antunes, H., Cavalcante, D. M., . . . De-Deus, G. (2018). Cyclic and torsional fatigue resistance of XP-endo Shaper and TRUShape instruments. *Journal of Endodontics*, 44(1), 168-172.
- Silvaggio, J., ve Hicks, M. L. (1997). Effect of heat sterilization on the torsional properties of rotary nickel-titanium endodontic files. *Journal of Endodontics*, 23(12), 731-734.
- Singh, S., Maheshwari, S., ve Pandey, P. (2004). Some investigations into the electric discharge machining of hardened tool steel using different electrode materials. *Journal of Materials Processing Technology*, 149(1-3), 272-277.
- Sonntag, D., Guntermann, A., Kim, S., ve Stachniss, V. (2003). Root canal shaping with manual stainless steel files and rotary Ni-Ti files performed by students. *International Endodontic Journal*, 36(4), 246-255.

- Sonntag, D., Stachniss-Carp, S., Stachniss, C., ve Stachniss, V. (2006). Determination of root canal curvatures before and after canal preparation (part II): A method based on numeric calculus. *Australian Endodontic Journal*, 32(1), 16-25.
- Spanaki-Voreadi, A., Kerezoudis, N., ve Zinelis, S. (2006). Failure mechanism of ProTaper Ni–Ti rotary instruments during clinical use: fractographic analysis. *International Endodontic Journal*, 39(3), 171-178.
- Spili, P., Parashos, P., ve Messer, H. H. (2005). The impact of instrument fracture on outcome of endodontic treatment. *Journal of Endodontics*, 31(12), 845-850.
- Suter, B., Lussi, A., ve Sequeira, P. (2005). Probability of removing fractured instruments from root canals. *International Endodontic Journal*, 38(2), 112-123.
- Svec, T. A., ve Powers, J. M. (2002). The deterioration of rotary nickel-titanium files under controlled conditions. *Journal of Endodontics*, 28(2), 105-107.
- Thompson, S. (2000). An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal*, 33(4), 297-310.
- Thompson, S., ve Dummer, P. (1997). Shaping ability of ProFile. 04 Taper Series 29 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. *International Endodontic Journal*, 30(1), 1-7.
- Tomson, P. L., ve Simon, S. R. (2016). Contemporary cleaning and shaping of the root canal system. *Primary Dental Journal*, 5(2), 46-53.
- Tu, M.-G., Chen, S.-Y., Huang, H.-L., ve Tsai, C.-C. (2008). Endodontic shaping performance using nickel–titanium hand and motor protaper systems by novice dental students. *Journal of the Formosan Medical Association*, 107(5), 381-388.
- Tzanetakakis, G. N., Kontakiotis, E. G., Maurikou, D. V., ve Marzelou, M. P. (2008). Prevalence and management of instrument fracture in the postgraduate

- endodontic program at the Dental School of Athens: a five-year retrospective clinical study. *Journal of Endodontics*, 34(6), 675-678.
- Ungerechts, C., Bårdsen, A., ve Fristad, I. (2014). Instrument fracture in root canals- where, why, when and what? A study from a student clinic. *International Endodontic Journal*, 47(2), 183-190.
- Uroz-Torres, D., González-Rodríguez, M. P., ve Ferrer-Luque, C. M. (2009). Effectiveness of a manual glide path on the preparation of curved root canals by using Mtwo rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 35(5), 699-702.
- Valois, C. R., Silva, L. P., ve Azevedo, R. B. (2005). Atomic force microscopy study of stainless-steel and nickel-titanium files. *Journal of Endodontics*, 31(12), 882-885.
- Veltri, M., Mollo, A., Pini, P. P., Ghelli, L. F., ve Balleri, P. (2004). In vitro comparison of shaping abilities of ProTaper and GT rotary files. *Journal of Endodontics*, 30(3), 163-166.
- Viana, A., Gonzalez, B., Buono, V., ve Bahia, M. (2006). Influence of sterilization on mechanical properties and fatigue resistance of nickel–titanium rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, 39(9), 709-715.
- Vouzara, T., el Chares, M., ve Lyroudia, K. (2018). Separated instrument in endodontics: Frequency, treatment and prognosis. *Balkan Journal of Dental Medicine*, 22(3), 123-132.
- Walia, H., Brantley, W. A., ve Gerstein, H. (1988). An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *Journal of Endodontics*, 14(7), 346-351.

- Walton, R. (1992). Current concepts of canal preparation. *Dental Clinics of North America*, 36(2), 309-326.
- Wang, N.-N., Ge, J.-Y., Xie, S.-J., Chen, G., ve Zhu, M. (2014). Analysis of Mtwo rotary instrument separation during endodontic therapy: a retrospective clinical study. *Cell Biochemistry and Biophysics*, 70(2), 1091-1095.
- Wei, X., Ling, J., Jiang, J., Huang, X., ve Liu, L. (2007). Modes of failure of ProTaper nickel–titanium rotary instruments after clinical use. *Journal of Endodontics*, 33(3), 276-279.
- Weine, F. S. (1989). *Endodontic therapy*.
- Wever, D., Veldhuizen, A., De Vries, J., Busscher, H., Uges, D., ve Van Horn, J. (1998). Electrochemical and surface characterization of a nickel–titanium alloy. *Biomaterials*, 19(7-9), 761-769.
- Wolcott, J., ve Himel, V. T. (1997). Torsional properties of nickel-titanium versus stainless steel endodontic files. *Journal of Endodontics*, 23(4), 217-220.
- Wolcott, S., Wolcott, J., Ishley, D., Kennedy, W., Johnson, S., Minnich, S., ve Meyers, J. (2006). Separation incidence of protaper rotary instruments: a large cohort clinical evaluation. *Journal of Endodontics*, 32(12), 1139-1141.
- Wong, R. (2004). Conventional endodontic failure and retreatment. *Dental Clinics*, 48(1), 265-289.
- Wu, J., Lei, G., Yan, M., Yu, Y., Yu, J., ve Zhang, G. (2011). Instrument separation analysis of multi-used ProTaper Universal rotary system during root canal therapy. *Journal of Endodontics*, 37(6), 758-763.

- Yao, J. H., Schwartz, S. A., ve Beeson, T. J. (2006). Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *Journal of Endodontics*, 32(1), 55-57.
- Yared, G. (2004). In vitro study of the torsional properties of new and used ProFile nickel titanium rotary files. *Journal of Endodontics*, 30(6), 410-412.
- Yared, G., Bou Dagher, F., ve Machtou, P. (2001a). Failure of ProFile instruments used with high and low torque motors. *International Endodontic Journal*, 34(6), 471-475.
- Yared, G., Bou Dagher, F., ve Machtou, P. (2001b). Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on ProFile failures. *International Endodontic Journal*, 34(1), 47-53.
- Yared, G., Dagher, F. B., ve Machtou, P. (1999). Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. *International Endodontic Journal*, 32(2), 115-119.
- Yared, G., Dagher, F. B., ve Machtou, P. (2000). Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use. *International Endodontic Journal*, 33(3), 204-207.
- Yared, G., ve Kulkarni, G. (2002). Failure of Profile Ni-Ti instruments used by an inexperienced operator under access limitations. *International Endodontic Journal*, 35(6), 536-541.
- Yared, G., Kulkarni, G., ve Ghossayn, F. (2003). An in vitro study of the torsional properties of new and used K3 instruments. *International Endodontic Journal*, 36(11), 764-769.

- Yared, G., ve Sleiman, P. (2002). Failure of ProFile instruments used with air, high torque control, and low torque control motors. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 93(1), 92-96.
- Ye, J., ve Gao, Y. (2012). Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *Journal of Endodontics*, 38(1), 105-107.
- Yum, J., Cheung, G. S.-P., Park, J.-K., Hur, B., ve Kim, H.-C. (2011). Torsional strength and toughness of nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics*, 37(3), 382-386.
- Zelada, G., Varela, P., Martín, B., Bahillo, J. G., Magán, F., ve Ahn, S. (2002). The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 28(7), 540-542.
- Zhou, H., Peng, B., ve Zheng, Y. F. (2013). An overview of the mechanical properties of nickel–titanium endodontic instruments. *Endodontic Topics*, 29(1), 42-54.
- Zinelis, S., Eliades, T., ve Eliades, G. (2010). A metallurgical characterization of ten endodontic Ni-Ti instruments: assessing the clinical relevance of shape memory and superelastic properties of Ni-Ti endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, 43(2), 125-134.
- Zuolo, M. L., ve Walton, R. E. (1997). Instrument deterioration with usage: Nickel-titanium versus stainless steel. *Quintessence International*, 28(6).
- Zuolo, M. L., Walton, R. E., ve Murgel, C. (1992). Canal Master files: scanning electron microscopic evaluation of new instruments and their wear with clinical usage. *Journal of Endodontics*, 18(7), 336-339.

Zupanc, J., Vahdat-Pajouh, N., ve Schäfer, E. (2018). New thermomechanically treated NiTi alloys—a review. *International Endodontic Journal*, 51(10), 1088-1103.



EKLER

EK-1



**T.C.
TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu**

Sayı : 83116987 - 1052
Konu : Etik Kurul Kararı
Toplantı Tarihi : 05.11.2020
Toplantı No : 2020/15
Proje No : 20-KAEK-283

11.12.2020

Sayın, Doç.Dr. Hüda Melike BAYRAM

Etik Kurulumuzun 05.11.2020 tarihli toplantısında görüşülen 20-KAEK-283 kayıt numaralı **“TOĞÜ Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalında 2014-2019 Tarihleri Arasında Tedavi Olmuş Hastalarda Ni-Ti Döner Alet Kırıklarının İnsidansı : 6 Yıllık Retrospektif Çalışma”** başlıklı çalışmanız gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup, çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına karar verilmiştir.

İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmeliğin 14-4. maddesi ve yönergemizin 18-3. maddesine göre çalışmanız tamamlandıktan sonra sonuç raporunun tarafımıza en geç 90 gün içerisinde bildirilmesi gerekmektedir.

Bilgilerinizi rica ederim.

Dr. Öğretim Üyesi Muzaffer KATAR
Başkan

EK-2**BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU****Araştırmacının/Hekimin Açıklaması**

TOGÜ Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Kliniği'nde tedavi olan hastalardaki Ni-Ti döner alet kırık insidansını araştırmak ve daha önceden çekilmiş radyografiler ile dişin hangi kanalında veya seviyesinde alet kırıldığını ve kırık alet fragmanın uzunluğu hakkında detaylı incelemede bulunmak amacıyla bir bilimsel araştırma yapmayı planlamaktayız. Yapılması planlan araştırmanın ismi “TOGÜ Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalında 2014-2019 Tarihleri Arasında Tedavi Olmuş Hastalarda Ni-Ti Döner Alet Kırıklarının İnsidansı: 6 Yıllık Retrospektif Çalışma” dır.

Kök kanal tedavisi yapılan hastalarda oluşan Ni-Ti döner alet kırıklarının insidansını araştırmak amacıyla tedavi sırasında alınmış olan radyografilerin kullanılacağı bu çalışmaya tıbbi durumunuz bu koşullara uyduğu için sizi de davet ediyoruz. Ancak hemen belirtmelidir ki araştırmaya katılıp katılmamak gönüllülük esasına dayalıdır. Bu bilimsel çalışmaya katılma kararını tamamen hür iradeniz ile vermelisiniz. Bu kararı verirken hiç kimse tarafından size telkin ve baskıda bulunulamaz.

Kararınızdan önce söz konusu bilimsel araştırma ve bu araştırmaya katılmayı kabul etmeniz durumunda yapılacak işlemler hakkında sizi bilgilendirmek istiyoruz. Bu bilgileri okuyup anladıktan sonra bu bilimsel araştırmaya katılmak isterseniz formu imzalayınız.

Bilimsel çalışma hakkında bilgiler

Araştırmaya davet edilmenizin nedeni, 18-80 .yaş aralığında, herhangi bir sistemik rahatsızlığı bulunmayan, kök kanal tedavisi Ni-Ti döner aletler ile yapılmış bir birey olmanızdır. Bu araştırma Endodonti Anabilim Dalı, Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi tarafından gerçekleştirilecektir.

Kök kanal tedavisi sırasında komplikasyon oluşabilir. Bu komplikasyonlardan biri kırık alet komplikasyonudur. Bu çalışmanın amacı Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Kliniğinde tedavi olan hastalarda geçmiş radyografik kayıtları kullanarak kırık Ni-Ti alet insidansını araştırmak, alet kırığının hangi seviyede olduğu ve fragman uzunluğu tespiti gibi incelemelerde bulunmaktır.

Çalışma kapsamında bilinmesi gereken durumlar ve araştırmacılar ile gönüllülerin uyması gereken kurallar

Araştırmaya katılmanız durumunda;

1. Sizden herhangi bir ücret istenmeyecektir.
2. Çalışmaya katıldığınız için size ek bir ödeme yapılmayacaktır.
3. Hekim ile aranızda kalması gereken size ait bilgilerin gizliliğine büyük özen ve saygı gösterilecektir.
4. Araştırma sonuçlarının eğitim ve bilimsel amaçlarla kullanımı sırasında kişisel bilgileriniz çok büyük bir hassasiyetle korunacaktır.
5. Çalışma sırasında meydana gelebilecek sağlığınız ile ilgili ve diğer olumsuzlukların sorumluluğu araştırmacılara aittir.
6. Gönüllü olarak katıldığınız çalışmanın herhangi bir aşamasında araştırmadan ayrılabilirsiniz. Ancak ayrılmadan önce araştırmacılara bu durumu bildirmeniz önemlidir.

7. Çalışmaya katılmayı kabul etmemeniz durumunda tedavinizde ve klinik izlemlerinizde hiçbir değişiklik olmayacak, her zaman olduğu gibi aynı özen ve ihtimam ile hastalığınızın tedavisi sürdürülecektir.

Katılımcının (Gönüllü) / Hastanın Beyanı

Sayın Dt. Tuğberk CANAVAR tarafından,Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı tarafından bir araştırma yapılacağı belirtilerek bu araştırma ile ilgili yukarıdaki bilgiler tarafıma aktarıldı. Bu bilgilerden sonra böyle bir araştırmaya “katılımcı” olarak davet edildim.

Eğer bu araştırmaya katılırsam, hekim ile aramda kalması gereken, bana ait bilgilerin gizliliğine bu araştırma sırasında da büyük özen ve saygı gösterileceği, araştırma sonuçlarının eğitim ve bilimsel amaçlarla kullanımı sırasında kişisel bilgilerimin ihtimamla korunacağı kesin ve net bir şekilde belirtilmiştir.

Araştırma için yapılacak harcamalarla ilgili herhangi bir parasal sorumluluk altına girmiyorum. Benden herhangi bir ücret talep edilmeyeceği ve bana da herhangi bir ödeme yapılmayacağı net ve kesin bir şekilde ifade edilmiştir.

Projenin yürütülmesi sırasında herhangi bir sebep göstermeden araştırmadan çekilme hakkına sahip olduğum bildirilmiştir. Ancak araştırmacıları zor durumda bırakmamak için araştırmadan çekileceğimi önceden bildirmemin uygun olacağının da bilincindeyim. Ayrıca tıbbi durumuma herhangi bir zarar verilmemesi koşuluyla araştırmacı tarafından araştırma dışı tutulabilirim.

İster doğrudan, ister dolaylı olsun, araştırma sürecinde araştırma ile ilgili ortaya çıkabilecek sağlık durumuyla ilgili olumsuzluklarda sorumluluk araştırmacılara ait olup parasal bir yük altına girmeyeceğim.

Bu araştırmaya katılmak zorunda değilim ve katılmayabilirim. Araştırmaya katılmam konusunda zorlayıcı herhangi bir davranışla karşılaşmış değilim. Eğer katılmayı reddedersem, bu durumun tıbbi bakımına ve hekim ile olan ilişkiye herhangi bir zarar getirmeyeceğini de biliyorum.

Bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Kendi başıma belli bir düşünme süresi sonunda adı geçen bu araştırma projesinde “katılımcı” (gönüllü) olarak yer alma kararını tamamen hür iradem ile almış bulunuyorum. Bu konuda yapılan daveti büyük bir memnuniyet ve gönüllük içerisinde kabul ediyorum.

Tarih

Katılımcı (Gönüllü)

Adı, Soyadı :

Adres :

Telefon :

İmza :

Görüşme Tanığı

Adı, Soyadı :

Adres :

Telefon :

İmza :

Katılımcı (Gönüllü) ile Görüşen Araştırmacı

Adı, Soyadı, Ünvanı :

Adres :

Telefon :

İmza :

(Tüm sayfaları imzalı bu formun bir kopyası katılımcıya verilecektir)