



T.C.

GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI GLİDE PATH EĞELERİNİN KULLANMA PROTOKOLLERİNİ  
DEĞİŞTİREREK KIRILMA DAYANIMLARININ ARAŞTIRILMASI**

Hazırlayan

Dt. Fatih UÇAR

Dış Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı

Uzmanlık Tezi

Danışman

Doç. Dr. Hüda Melike BAYRAM

Tokat - 2022



T.C

GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI GLİDE PATH EĞELERİNİN KULLANMA PROTOKOLLERİNİ  
DEĞİŞTİREREK KIRILMA DAYANIMLARININ ARAŞTIRILMASI**

Hazırlayan

Dt. Fatih UÇAR

Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı

Uzmanlık Tezi

Danışman

Doç. Dr. Hüda Melike BAYRAM

Tokat-2022

## ETİK SÖZLEŞME

T.C.

GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI'NA

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.

Tezi Hazırlayan Öğrencinin

Adı ve Soyadı

Fatih UÇAR

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,

Tez çalışmamın gerçekleşebilmesi için gerekli maddi desteği sağlayan Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi'ne,

Uzmanlık eğitimim boyunca hiçbir zaman desteğini esirgemeyen ve her zaman yanımda olan sevgili eşim Kevser UÇAR'a,

Uzmanlık eğitimime katkılarıyla sürecimi güzelleştiren değerli arkadaşlarım Dt. Tunahan DÖKEN, Uzm Dt. Hilal Ekmen, Dt. Ayşe Begüm YİĞİT, Dt. Şahin KILINÇKAYA, Dt. Okan TURGUT ve diğer asistan arkadaşlarıma,

Eğitim yolculuğuna beraber çıktığımız ve her zaman desteklerini hissettiğim değerli eş kıdemlilerim Dt. Tuğberk CANAVAR ve Dt. Merve KÖSETÜRK'e,

Bilgi, birikim ve tecrübeleriyle bana çok katkıda bulunan değerli dostlarım Dr. Öğr. Üyesi Gülşah TONGA, Uzm Dt. Şeyma Nur GERÇEKÇİOĞLU ve Uzm. Dt. Amine GENELİOĞLU'na

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

En İçten Teşekkürlerimi Sunarım.

## ÖZET

**Farklı Glide Path Eğelerinin Kullanma Protokollerini Değiştirerek Döngüsel Kırılma Dayanımlarının Araştırılması**

**Amaç:** Bu in vitro çalışmanın amacı; farklı giriş yolu eğelerinin kullanım hızı değiştirildiğinde döngüsel yorgunluk dirençlerini değerlendirmektir.

**Materyal Ve Metod:** Bu çalışmada Path File (16.02), Easy path (14.04), HyFlex EDM (15.03) ve Trunatomy Glider (17.02) giriş yolu eğelerinin her birinden 20 tane olmak üzere toplam 80 ege kullanıldı. 40 ege üretici firmanın önerdiği kullanım hızında, 40 ege ise 1000 rpm hızda, 60°'lik kurvatür açısı, 5 mm kurvatür yarıçapı ve 1 mm kanal iç çapına sahip yapay paslanmaz çelik kanallarda dinamik döngüsel yorgunluk deney düzeneğinde kırılıncaya kadar kullanıldı (n=10). Eğelerin kırılma zamanı video kayıt sistemi ve dijital kronometre ile eş zamanlı olarak kaydedildi ve kırılana kadar geçen süre eğenin dönme hızı ile çarpılarak kırılıncaya kadarki tur sayıları (KKTS) sayısal olarak hesaplandı. Kırılan parçaların uzunluğu bir dijital mikro kumpas ile belirlendi. Eğelerin kırılma tiplerini belirlemek için 16 adet kırık ege, taramalı elektron mikroskobu (TEM) ile incelendi (n=2). Veriler; Mann Whitney U Testi ve Kruskal Wallis Varyans analizi ile değerlendirildi (p<0.05).

**Bulgular:** Eğelerin hem üretici firmanın önerdiği kullanım hızında hem de 1000 rpm hızda süre ve KKTS karşılaştırmalarında birbirlerine karşı istatistiksel olarak anlamlı derecede farklı döngüsel yorgunluk direnci sergilediği gözlemlendi (p<0.05). Eğelerin döngüsel yorgunluk dirençleri her iki grupta da süre ve KKTS açısından yüksekte düşüğe doğru; Easy path, Path File, Hyflex EDM, Trunatomy Glider olarak sıralanmıştır. Bütün eğelerin 1000 rpm hızda üretici firmanın önerdiği kullanım hızına göre daha kısa sürede kırıldığı gözlemlendi. 1000 rpm

hızda üretici firmanın önerdiği kullanım hızına göre KKTS'si artan tek eğe Path File idi, diğer eğerlerde istatistiksel olarak anlamlı farklılık oluşmadığı gözlemlendi ( $p < 0.005$ ).

**Sonuç:** Giriş yolu eğerlerinin üretici talimatından daha yüksek hızda kullanılmaları kırılana kadar geçen süreyi azaltırken kırılana kadar yapılan döngü sayısını etkilememektedir.

**Anahtar Kelimeler:** Giriş Yolu, Path File, Easy Path, HyFlex EDM, Trunatomy Glider, Hız



## ABSTRACT

### **Evaluation of Cyclic Fracture Strengths by Changing the Usage Protocols of Different Glide Path Files**

**Aim:** This study was aimed to evaluate the cyclic fatigue resistance of different glide-path files when the rpm changes in this in vitro study.

**Materials and Methods:** In this study, 80 glide path files were used; 20 each of the Path File (16.02), Easy path (14.04), HyFlex EDM (15.03), and Trunatomy Glider (17.02). 40 files were used at the speed recommended by the manufacturer, and 40 files were used at 1000 rpm. The cyclic fatigue test was performed in artificial stainless steel canals with 60° curvature angle, 5 mm radius of curvature, and 1 mm canal inner diameter (n=10). The time until the breakage of the files was recorded simultaneously with the video recording system and the digital stopwatch. The number of cycle fracture (KKTS) was calculated by multiplying the time until the files were broken by rotation. The fracture length was determined with a digital microcaliper. 16 broken files were examined by scanning electron microscopy (SEM) to determine the fracture type of files (n=2). The data were evaluated with Mann Whitney U Test and Kruskal Wallis Analysis of Variance ( $p < 0.05$ ).

**Results:** We observed that the files showed statistically significantly different cyclic fatigue resistance against each other in manufacturer's recommended usage speed and 1000 rpm speed and NCF comparisons ( $p < 0.05$ ). The cyclic fatigue resistance of the files was from high to low in terms of duration and NCF in both groups respectively; Easy path, Path File, Hyflex EDM, Trunatomy Glider. It was observed that all of the files were fractured in a shorter time at 1000 rpm compared to the usage speed recommended by the manufacturer. Path File was

the only file whose NCF increased at 1000 rpm according to the manufacturer's recommended usage speed, and no statistically significant difference was observed in other files ( $p < 0.005$ ).

**Conclusion:** As a result, the access file used at a higher speed than the manufacturer's instructions reduced the time to fractured, but did not affect the number of cycles until the fracture.



**İÇİNDEKİLER**

<b>ETİK SÖZLEŞME</b> .....	i
<b>TEŞEKKÜR</b> .....	ii
<b>ÖZET</b> .....	iii
<b>ABSTRACT</b> .....	v
<b>TABLolar DİZİNİ</b> .....	x
<b>ŞEKİL VE RESİMLER DİZİNİ</b> .....	xi
<b>KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ</b> .....	xii
<b>1. GİRİŞ</b> .....	1
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	3
2.1. KÖK KANAL PREPARASYONU .....	3
2.2. KÖK KANAL PREPARASYONUNDA KULLANILAN EĞELER.....	4
2.2.1. <i>Tarihsel Gelişim</i> .....	4
2.2.2. <i>Nikel Titanyum Alaşım</i> .....	6
2.2.3. <i>Ni-Ti Alaşımının Metalurjik ve Mekanik Özellikleri</i> .....	7
2.2.4. <i>Ni-Ti Eğelerin Sınıflandırılması</i> .....	10
2.2.4.1. <i>Austenit Ni-Ti Alaşımlar</i> .....	11
2.2.4.1.1 <i>Geleneksel Ni-Ti Alaşım</i> .....	12
2.2.4.1.2. <i>M-Wire</i> .....	14
2.2.4.1.3. <i>R-Fazı</i> .....	15
2.2.4.2. <i>Martensit Ni-Ti Alaşımlar</i> .....	17
2.2.4.2.1. <i>CM Wire</i> .....	18

2.2.4.2.2. Elektrik Boşaltımı ile İşleme .....	19
2.2.4.2.3. Gold ve Blue Isıl İşlem Görmüş Eğeler .....	20
2.2.4.2.4. Max Wire .....	21
2.3. GİRİŞ YOLU (GLİDE PATH) PREPARASYONU .....	22
2.3.1. Giriş Yolunun Önemi .....	23
2.3.2. Giriş Yolu Elde Etme Yöntemleri .....	24
2.3.2.1. Paslanmaz Çelik El Eğeleri ile Giriş Yolu Elde Edilmesi .....	24
2.3.2.2. Resiprokal Hareket Yapan El Aletleri ile Giriş Yolu Elde Edilmesi .....	26
2.3.2.3. Ni-Ti Eğeler ile Giriş Yolu Elde Edilmesi .....	27
2.4. ÇALIŞMAMIZDA KULLANILAN GİRİŞ YOLU EĞELERİ .....	29
2.4.1. PathFile .....	29
2.4.2. HyFlex EDM .....	30
2.4.3. TruNatomy Glider .....	30
2.4.4. Easy Path .....	31
2.5. KÖK KANAL PREPARASYONU SIRASINDA MEYDANA GELEN KOMPLİKASYONLAR .....	32
2.5.1. Ni-Ti Eğelerde Görülen Kırılmalar .....	33
2.5.2. Kırılmaya Neden Olan Faktörler .....	34
2.5.2.1. Enstrüman Dizaynı (boyut ve tasarım) .....	34
2.5.2.2. Üretim Süreci .....	35
2.5.2.3. Hız ve Tork .....	36
2.5.2.4. Hekim Becerisi / Deneyimi .....	37

2.5.2.5. Kanal Anatomisi ve Diş Tipi .....	38
2.2.2.6. Preparasyon Tekniği .....	39
2.5.2.7. Kullanım Sayısı .....	39
2.5.2.8. Temizleme ve Sterilizasyon Prosedürleri .....	40
2.6. DÖNGÜSEL YORGUNLUK TESTLERİ.....	41
2.6.1. Eğri Metal Tüp.....	42
2.6.2. Oluklu Blok ve Çubuk Düzenegi .....	43
2.6.3. Eğilendirilmiş Düzleme Karşı Çevirme Düzenegi .....	44
2.6.4. Dönen Bir Eğeyi Üç Noktada Eğilendiren Düzenek.....	45
<b>3.MATERYAL METOD .....</b>	<b>48</b>
3.1. ÇALIŞMADA KULLANILAN EĞELER .....	48
3.2. DÖNGÜSEL YORGUNLUK TEST CİHAZI VE YAPAY KANALLARIN HAZIRLANMASI.....	49
3.3. DÖNGÜSEL YORGUNLUK TESTLERİ.....	50
3.4. TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBU ANALİZİ.....	53
3.5. İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME.....	54
<b>4. BULGULAR .....</b>	<b>55</b>
4.1. DÖNGÜSEL YORGUNLUK TEST BULGULARI.....	55
4.2. TEM ANALİZİ BULGULARI .....	58
<b>5. TARTIŞMA .....</b>	<b>63</b>
<b>6.SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>	<b>81</b>
<b>7. KAYNAKLAR.....</b>	<b>83</b>

## TABLolar DİZİNİ

<b>Tablo 2. 1:</b> Ni-Ti Eğelerin Sınıflandırılması.....	10
<b>Tablo 2. 2:</b> Manuel Teknikle Giriş Yolu Elde Etmek İçin Kullanılan Eğeler.....	26
<b>Tablo 2. 3:</b> Giriş Yolu Oluşturmak İçin Kullanılan Ni-Ti Eğeler.....	28
<b>Tablo 3. 1:</b> Döngüsel Yorgunluk Testi Dönme Hızları.....	51
<b>Tablo 4. 1:</b> Çalışmamızda Kullandığımız Eğeler İçin Kırılana Kadar Geçen Süreler.....	57
<b>Tablo 4. 2:</b> Çalışmada Kullanılan Eğelerin Kırılana Kadar Attıkları Tur Sayısı Değerleri ....	58
<b>Tablo 4. 3:</b> Çalışmada Kullanılan Eğelerin Kırılan Parçaların Ortalama Uzunlukları.....	59

## ŞEKİL VE RESİMLER DİZİNİ

<b>Şekil 2. 1:</b> Ni-Ti Alaşım Faz Dönüşümü .....	8
<b>Şekil 2. 2:</b> Eş Atomlu Ni-Ti Alaşımın Stres Gerinim Grafiği .....	9
<b>Şekil 2. 3:</b> "Giriş Yolu" Sahip Olabileceği Formlar .....	23
<b>Şekil 2. 4:</b> Pruett Yöntemine Göre Kanal Eğrilik Açısı ve Eğrilik Yarıçapı Hesaplaması.....	38
<b>Şekil 2. 5:</b> Eğri Metal Tüp Düzeneği .....	43
<b>Şekil 2. 6:</b> Oluklu Blok ve Çubuk Düzeneği .....	44
<b>Şekil 2. 7:</b> Eğilendirilmiş Düzleme Karşı Çevirme Düzeneği .....	45
<b>Şekil 2. 8:</b> Dönen Bir Egeyi Üç Noktada Eğilendiren Düzenek.....	46
<b>Resim 3. 1:</b> Çalışmada Kullanılan Döner Ege Sistemleri.....	49
<b>Resim 3. 2:</b> Çalışmamızda Kullanılan Yapay Paslanmaz Çelik Kanal .....	50
<b>Resim 3. 3:</b> Çalışmamızda Kullanılan Kablosuz Endodontik Motor .....	51
<b>Resim 3. 4:</b> Çalışmamızda Kullanılan Dinamik Hareketi Gerçekleştiren Cihaz.....	52
<b>Resim 3. 5:</b> Çalışmamızda Kullandığımız SEM Cihazı .....	56
<b>Şekil 4. 1:</b> 300 rpm hızda kullanılan PathFile egesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü.....	58
<b>Şekil 4. 2:</b> 500 rpm hızda kullanılan EasyPath egesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü .....	61
<b>Şekil 4. 3:</b> 500 rpm hızda kullanılan Trunatomy Glider'ın kırık yüzeyinin SEM görüntüsü...	59
<b>Şekil 4. 4:</b> 300 rpm hızda kullanılan HyFlex EDM egesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü	62
<b>Şekil 4. 5:</b> 1000 rpm hızda kullanılan PathFile egesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü.....	60
<b>Şekil 4. 6:</b> 1000 rpm hızda kullanılan Easy Path egesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü ...	63
<b>Şekil 4. 7:</b> 1000 rpm hızda kullanılan Trunatomy Glider'ın kırık yüzeyinin SEM görüntüsü.	61
<b>Şekil 4. 8:</b> 1000 rpm hızda kullanılan HyFlex EDM'in kırık yüzeyinin SEM görüntüsü.....	64

## KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ

**Af:** Austenit finish

**As:** Austenit start

**CM Wire:** Control Memory

**DSC:** Diferansiyel Taramalı Kalorimetre

**EDM:** Elektriksel boşaltma işlemi

**ISO:** Uluslararası Standartlar Örgütü

**KKTS:** Kırılana Kadar Tur Sayısı

**MAX Wire:** Martensite-Austenite-electropolish-fileX

**Mf:** Martensit finish

**Ms:** Martensite start

**MR:** Martensitik reoryantasyon

**Ni-Ti:** Nikel-Titanyum

**RPM:** Rotations Per Minute- Dakikada Yapılan Dönüş

**SIM:** Stres kaynaklı martensitik dönüşüm

**TEM:** Taramalı Elektron Mikroskobu

**XRD:** X ışını spektrometresi

## 1. GİRİŞ

Endodontik tedavide kanal preparasyonuna başlamadan oluşturulan giriş yolu, kanal ağzından radyografik apekse veya elektronik olarak belirlenmiş anatomik sonlanmaya kadar düz, ancak; muhtemelen dar bir tünel veya geçit olarak tanımlanır (J. West, 2006). Giriş yolu oluşturma, daha büyük nikel-titanyum (Ni-Ti) döner eğelerin izleyebileceği rehber bir yol oluşturarak kök kanal preparasyonu aşamasını kolaylaştırır (Di Fiore, 2007; Ove A Peters & Koka, 2008). Endodontide giriş yolunun oluşturulması, şekillendirme hatalarının, alet kırıklarının önlenmesi için önerilen, oldukça önemli bir klinik prosedürdür (Berutti et al., 2009; Patiño, Biedma, Liébana, Cantatore, & Bahillo, 2005).

Giriş yolu, geleneksel paslanmaz çelik el eğeleri ile veya küçük boyutta, daha küçük taper açısına sahip Ni-Ti döner ege sistemleri ile oluşturulabilir (Gianluca Gambarini et al., 2015). Paslanmaz çelik el eğeleri ile giriş yolu oluşturmak Ni-Ti döner ege sistemlerine kıyasla daha zor ve zaman alıcıdır (D'Amario et al., 2013). Aynı zamanda paslanmaz çelik el eğeleri; daha fazla kanal transportasyonuna (Pasqualini, Bianchi, et al., 2012), apikalden daha fazla miktarda debrisin ekstrüze olmasına (Ha et al., 2016), daha fazla postoperatif ağrı insidansına ve iyileşmenin gecikmesine neden olabilirler (Pasqualini, Bianchi, et al., 2012). Bu nedenle, özellikle kavisli kanallarda, paslanmaz çelik el eğesi ile giriş yolu oluşturulması esnasında meydana gelecek dezavantajların önüne geçmek için döner Ni-Ti eğeleri kullanarak giriş yolu oluşturulması önerilmektedir (Alovisi et al., 2017).

Bununla birlikte, Ni-Ti döner eğelerin yapılarında meydana gelen deformasyonun belirti göstermemesinden dolayı kullanım sırasında daha yüksek bir kırılma insidansına sahip olduğu bilinmektedir (Alapati et al., 2005; Plotino, Grande, Cordaro, Testarelli, & Gambarini, 2009; Sattapan, Nervo, Palamara, & Messer, 2000). Ni-Ti döner eğelerde meydana gelen

kırımlar kapsamlı bir şekilde incelendiğinde kırılma modu; döngüsel yorgunluğun neden olduğu kırık ve torsiyonel kırık olmak üzere başlıca iki şekilde tanımlanmıştır (G. S. Cheung, 2007; Gary SP Cheung, Ya Shen, & Brian W Darvell, 2007; Kramkowski & Bahcall, 2009; Pruett, Clement, & Carnes Jr, 1997; Yum, Cheung, Park, Hur, & Kim, 2011).

Torsiyonel kırıklar kanal eğesinin kesici kenarları ile dentin duvarları arasında oluşan sürtünme kuvvetleri sonucu, eğenin gövde kısmı kanal içerisinde dönmeye devam ederken, uç kısmının kanalda kilitlenmesi sonucunda oluşur. Ortaya çıkan metal yorgunluğunun şiddetinin, eğenin torsiyonel dayanım eşiğini aşmasının eğenin kırılmasına yol açtığı belirtilmiştir (Yum et al., 2011). Eğenin döngüsel yorgunluk kırılması ise, eğimli bir kanalda maksimum bükülme noktasında biriken tekrarlayan sıkıştırma ve çekme gerilmeleri nedeniyle metal yapının bozulması sonucu oluşur (H.-C. Kim et al., 2012).

Üreticiler kök kanalında eğe kırılma riskini en aza indirmek için, eğelerin fiziksel ve mekanik özelliklerini iyileştirerek daha iyi klinik performans sergilemesini sağlayacak yeni üretim teknikleri araştırmış ve geliştirmişlerdir (Ha, Kim, Cohenca, & Kim, 2013).

Çalışmamızın amacı; farklı glide path eğelerinin kullanım protokolleri değiştirildiğinde döngüsel yorgunluk dirençlerini değerlendirmektir.

Çalışmamızın  $h_0$  hipotezleri;

1. Kullanılan giriş yolu eğelerinin kullanım hızının döngüsel yorgunluk dirençlerini etkilemeyeceğidir.
2. Kullanılan giriş yolu eğeleri arasında döngüsel yorgunluk direnci açısından farklılık olmayacaktır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. KÖK KANAL PREPARASYONU

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). Başarılı bir endodontik tedavi birçok faktöre bağlı olsa da en önemli adım olarak kök kanal preparasyonu kabul edilir. Çünkü; bu aşama, devamında gelen kök kanallarında dezenfeksiyonun sağlanması (kök kanal irrigasyonu, kanal içi medikaman uygulanması) ve kök kanallarının doldurulması prosedürleri üzerinde doğrudan etkilidir (Ove A Peters, 2004; Ruddle, 2002; Schilder, 1974).

Schilder (Schilder, 1974), ideal kök kanal preparasyonu için tasarımsal ve biyolojik hedefler tanımlamıştır.

Tasarımsal preparasyon hedefleri;

- Kök kanal ağzından apikale doğru sürekli daralan konik preparasyon
- Orijinal kanal anatomisinin korunduğu preparasyon
- Apikal foramenin orijinal konumunda kaldığı preparasyon
- Apikal açıklığın mümkün olduğu kadar küçük tutulan preparasyon

Biyolojik preparasyon hedefleri;

- Preparasyonun kök kanalları içerisinde sınırlı kalması
- Nekrotik debrisin apikal foramenin ötesine itilmemesi
- Kök kanal boşluğundan tüm dokunun çıkarılması

- Kanal içi medikamanlar için yeterli alanın oluşturulması şeklindedir.

Kök kanallarının anatomik varyasyonlarından dolayı (Cunningham & Senia, 1992; Wildey, Senia, & Montgomery, 1992) yukarıda bahsedilen kök kanallarını temizleme ve şekillendirme hedeflerini gerçekleştirmek adına kök kanal ağzından apekse kadar ideal preparasyon elde etmek zorlu bir süreçtir (Michael Hülsmann, Peters, & Dummer, 2005). İki boyutlu radyografilerin, farklı geometrik düzleme sahip kanalları ve köklerden önemli ölçüde daha fazla eğrilige sahip kök kanallarını tespit edebilmesindeki yetersizlik (Cunningham & Senia, 1992; Kartal & Cimilli, 1997; Schilder, 1974), bu eğimli kanalların preparasyonunda; alet kırılması, basamak ve zip oluşumu, strip perforasyon ve apikal transportasyon gibi komplikasyonların oluşumuna zemin hazırlamaktadır (Youssef Haikel, Serfaty, Bateman, Senger, & Allemann, 1999; Michael Hülsmann et al., 2005).

Kök kanallarının ideal bir şekilde temizlenmesi ve şekillendirilmesiyle başarılı kök kanal tedavisi elde edilmesi adına geçmişten günümüze çok sayıda, farklı alaşım ve üretim metotları içeren, değişik boyut, şekil ve fiziksel özelliklere sahip eğeler, üretici firmalar tarafından geliştirilmiştir (Metzger, Solomonov, & Kfir, 2013).

## **2.2. KÖK KANAL PREPARASYONUNDA KULLANILAN EĞELER**

### ***2.2.1. Tarihsel Gelişim***

Edward Maynard 1838'de ilk endodontik el aletlerini geliştiren kişi olarak tanınmıştır. Yuvarlak bir teli çentikleyerek, pulpa dokusunun çıkarılması için küçük iğneler hazırlamıştır (Bellizzi & Cruse, 1980; Grossman, 1976). 1852'de Arthur adlı araştırmacının üzerinde bir çakı

ile çentikler oluşturarak sinir dokusunu çıkartıp, kök kanalını genişletmek için küçük el aletleri kullandığı tespit edilmiştir. Bu aletler 'broach' olarak adlandırılmıştır (Anthony & Grossman, 1945; Curson, 1965; Grossman, 1987). Ardından 1885' de gates glidden frezleri ve 1915' de Kerr firması tarafından K tipi el eğeleri tanıtılmıştır (M Hülsmann, 1996).

Döner enstrümanların kullanıma dair ilk açıklama ise Oltramare tarafından yapılmıştır (Michael Hülsmann et al., 2005). Oltramare, anguldurvalara yerleştirilebilen dikdörtgen kesitli ince iğnelerin, pasif olarak apikal foramene kadar ulaştırıldıktan sonra rotasyon hareketine başlanması şeklinde kullanıldığını ifade etmiştir. 1889'da ise William H. Rollins, otomatik kök kanal preparasyonu için ilk endodontik el aletini geliştirmiştir. Özel olarak tasarlanmış iğneler, 360 derece rotasyon yapan hızı 100 devir/dakika ile sınırlandırılan anguldurvalara monte edilerek kullanılmıştır. Sonraki yıllarda, benzer prensipler kullanılarak çeşitli döner sistemler geliştirilmiştir (Michael Hülsmann et al., 2005).

Kök kanal eğeleri, 1960'lı yıllara kadar karbon çelik alaşımdan üretilmiştir. Fakat karbon çelikten üretilmiş bu eğelerin kullanımı; hem kök kanal şekillendirmesi sırasında hem de sterilizasyon işleminden sonra gösterdiği fiziksel ve yapısal deformasyondan (korozyon, tork ve açısal sapmada azalma) dolayı terkedilip, paslanmaz çelik alaşımdan yapılan eğeler kullanılmaya başlanmıştır (Younis, 1977) .

1990' lı yılların başına kadar eğelerde paslanmaz çelik alaşım kullanılmıştır. Bu alaşımın doğasında bulunan sertliğinden dolayı özellikle eğimli kanallarda apikal boyutu 20 den büyük olan eğeler kullanıldığında eğimi takip edememe ve eğimi düzeltirme gibi problemlerin dışında basamak, zip ve strip perforasyon oluşumu gibi komplikasyonlar meydana gelmiştir (Ounsi et al., 2017).

Yapısı gereği esnek olmadığı görülen paslanmaz çelik aletlerin imalatında, son dönemde nikel-titanyum (Ni-Ti) alaşımı kullanılmaya başlamıştır. Bu son gelişme, kanal

şekillendirmesinin daha az hatayla daha kısa sürede yapılmasına olanak sağlamış ve kanal tedavisinde büyük ilerlemelere sebep olmuştur (Pruett et al., 1997; GM Yared, Dagher, & Machtou, 1999).

### **2.2.2. Nikel Titanyum Alaşım**

Nikel-Titanyum (Ni-Ti) alaşım 1960'ların başında bir metalurji uzmanı olan W. F. Buehler tarafından geliştirilmiştir. Bu alaşıma üretildiği nikel (Ni) ve titanyum (Ti) metallerinin ve üretildiği yer olan Donanma Mühimmat Laboratuvarının (Naval Ordnance Laboratory) kısaltması olan 'Nitinol' adı verilmiştir (Buehler, Gilfrich, & Wiley, 1963). Bu intermetalik alaşımın termodinamik özelliklerinin; spesifik ve kontrollü ısı işlem uygulandığında geri dönüşümlü kristalografik değişikliklerden kaynaklanan bir şekil hafızası etkisi ve süper esneklik özelliği sergilediği belirtilmiştir (Buehler, 1969; Buehler et al., 1963; Buehler & Wang, 1968).

Ni-Ti telleri diş hekimliğinde ilk olarak, ortodonti alanında, Nitinol alaşımın paslanmaz çelik alaşımdan daha hafif kuvvetler kullanılmasını sağlayan fiziksel özelliklere sahip olduğunu gözlemleyen Andreasen & Hilleman tarafından kullanılmıştır (Andreasen & Hilleman, 1971). 1988'de Walia ve ark. (1988), tarafından kök kanal eğesi üretmek için Ni-Ti ark teli kullanılmasından beri, endodontide; kök kanal tedavisinde büyük bir atılım gerçekleştirmeye yarayan Ni-Ti alaşımı kullanılmaktadır.

Endodontik aletler için kullanılan Ni-Ti alaşımlarının çoğu, 55-NİTİNOL olarak adlandırılan hemen hemen bire bir atomik nikel / titanyum oranındadır; bu oran, yaklaşık % 56 nikel ve % 44 titanyuma eşittir. Bazı Ni-Ti alaşımlarda nikelin küçük bir yüzdesi ağırlıkça % 2' yi geçmemesi kaydıyla kobalt ile değiştirilmiştir (M. Bahia, Martins, Gonzalez, &

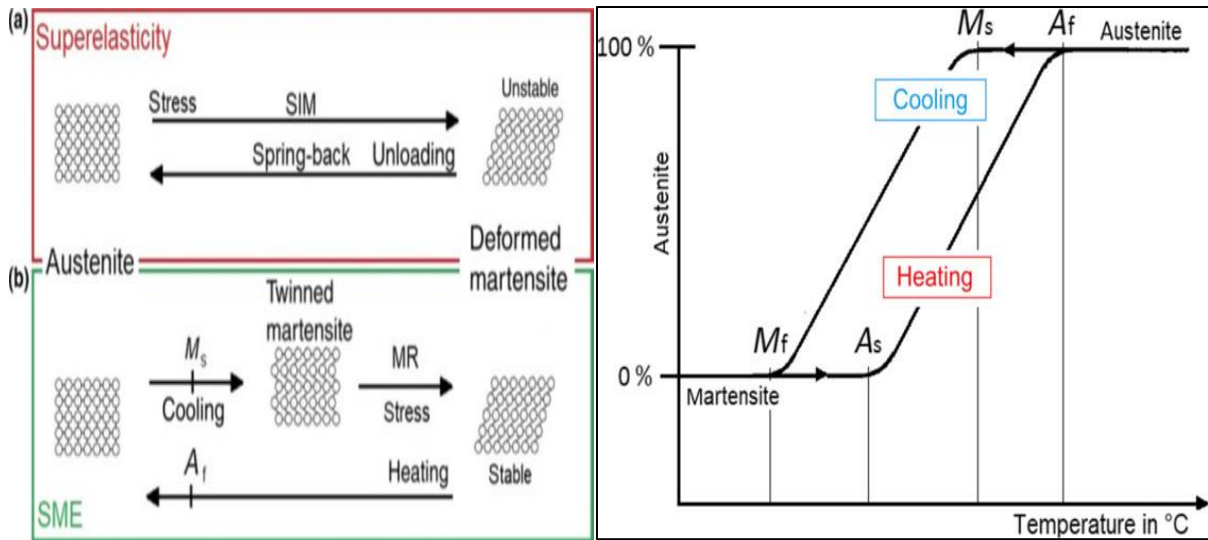
Buono, 2005; Shen, Qian, Abtin, Gao, & Haapasalo, 2011; Testarelli et al., 2011; S. Thompson, 2000).

### **2.2.3. Ni-Ti Alaşımının Metalurjik ve Mekanik Özellikleri**

Ni-Ti alaşımlar metalin mekanik özelliklerini belirleyen “austenit”, “martensit” ve “R fazı” olmak üzere üç farklı mikro yapısal faz içerir (Brantley & Eliades, 2001).

Ni-Ti alaşım; yüksek ısı aralıklarında ve düşük stres değerlerinde; kübik B2 kristal yapısı stabil, kütle merkezli kafes yapıda, austenit (ana) fazda bulunur. Alaşım, ısısının düşürüldüğünde ve yüksek stres değerlerinde ise önce ikizlenmiş (twinned) martensit devamında ise monoklinik B19 kristal yapısına sahip hegzagonal kafes yapıda, martensit fazda bulunur. R fazı ise belirli koşullar altında, çok dar sıcaklık aralıklarında alaşım soğutulurken austenitten martensite geçişte ve ısıtılırken martensitten austenite geçişte oluşan eşkenar dörtgen “rhombohedral” yapıya sahip ara fazdır (Baumann, 2004; S. Thompson, 2000). Martensit faz (30–40 GPa), austenit fazdan (80–90 GPa) daha düşük bir elastik modül sergilerken, R-fazının elastik modülü ise martensit fazdan bile daha düşüktür (Kuhn & Jordan, 2002).

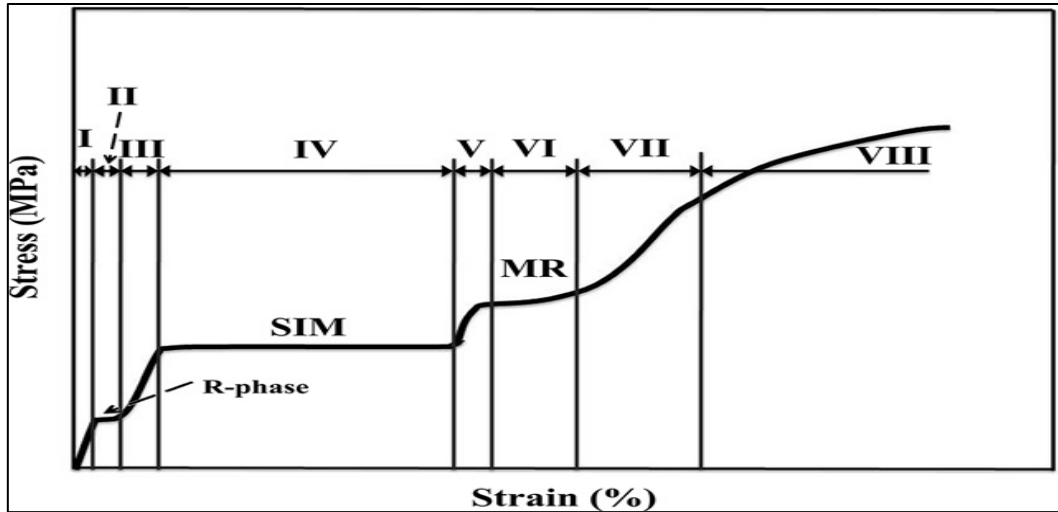
Fazlar arası dönüşüm, alaşımın atomik bağlanma türlerini ‘kafes organizasyonlarını’ değiştirmeye yarayan sıcaklık ve stresin bir fonksiyonu olarak meydana gelir (Miyazaki & Otsuka, 1986; S. Thompson, 2000). Stres veya sıcaklıkla indüklenebilen austenitten martensite geçişin (martensitik dönüşüm) bir sonucu olarak Ni-Ti alaşımında süper esneklik ve şekil hafızası etkisi olmak üzere klinik diş hekimliği ile ilgili iki benzersiz özellik ortaya çıkar (J Zupanc, Vahdat-Pajouh, & Schäfer, 2018).



**Şekil 2. 1:** Ni-Ti alaşım faz dönüşümü- (J Zupanc et al., 2018)

Ni-Ti alaşımın içerisinde bulunduğu faz ve dolayısıyla fazın ortaya çıkardığı mekanik özellikler, ortam sıcaklığına ve alaşımın bu sıcaklığa kadar kritik bir dönüşüm sıcaklık aralığı (TTR) ile soğutulup ısıtılmasına bağlıdır. Alaşımın sıcaklığının kritik bir dönüşüm sıcaklık aralığında düşürülmesiyle kristal yapıda, miktarını, başlangıç ( $M_s$ ) ve bitiş sıcaklığının ( $M_f$ ) belirlediği martensitik dönüşüm meydana gelir. Bu dönüşüm şekil hafızası etkisini ortaya çıkarır. Martensitik durumdaki alaşım kolayca deforme olabilen yumuşak yapıya sahiptir. Oluşan deformasyon, alaşımın kritik bir dönüşüm sıcaklık aralığının (RTTR) üzerinde ısıtılmasıyla tersine çevrilebilir. Sıcaklık, austenit bitiş sıcaklığı ( $A_f$ ) üzerindeyse, alaşım tekrar austenitik duruma geçip sert, katı ve üstün süper esnek özellikler gösterir (Shen, Zhou, Zheng, Peng, & Haapasalo, 2013; Wang, Pickart, & Alperin, 1972).

Austenitik fazdan martensitik faza geçiş, stres uygulamasının bir sonucu olarak da meydana gelebilir ki kök kanal preparasyonu sırasında meydana gelen stres de bu geçişe neden olabilir (S. Thompson, 2000). Neredeyse eşit atomlu Ni-Ti alaşımının stres altındaki mekanik davranışı sekiz kademe gerçekleşir ve deformasyon mekanizmasına göre; stres kaynaklı martensitik dönüşüm (SIM), martensitik reoryantasyon (MR) ve plastik deformasyon olmak üzere üç belirgin tipe sınıflandırılabilir (Tan & Liu, 2004).



**Şekil 2. 2:** Eş atomlu Ni-Ti alaşımların stres gerinim grafiği-(H. Zhou, Peng, & Zheng, 2013)

Çoğu metalde, bir dış kuvvet belirli bir miktarı aştığında, kafes yapısı içerisinde kalıcı deformasyona neden olan mekanik kayma indüklenir; ancak Ni-Ti alaşımlarda kayma yerine stres kaynaklı martensitik dönüşüm meydana gelir (S. Thompson, 2000). Stres kaynaklı martensitik dönüşüm alaşımın süper esneklik özelliği kazanmasıyla sonuçlanır (H. Zhou et al., 2013).

Paslanmaz çelik alaşımlarda gerinim deformasyonlarından geriye dönüş özelliği maksimum %1 iken, Ni-Ti alaşımlarda bu oran sahip oldukları süper esneklik özellikleri sayesinde % 8'e kadar ulaşmaktadır (S. Thompson, 2000). Aynı zamanda süper esneklik; Ni-Ti alaşımların endodontide kullanılmasının en önemli nedenlerinden biridir. Çünkü; bu özellik Ni-Ti endodontik eğelerin kök kanallarının karmaşık anatomisine uyum sağlayarak daha az basamak ve perforasyon oluşturmaya olanak sağlamıştır (Lyon, 2001).

Ni-Ti alaşımın faz bileşimi ve mikro yapısal fazların göreceli oranları, dolayısıyla Ni-Ti alaşımın mekanik özellikleri, ortam sıcaklığına ve alaşımın bu sıcaklığa kadar soğutulup ısıtılabilmesine bağlıdır (H. Zhou et al., 2013). Bu yüzden; üreticiler Ni-Ti alaşımın dönüştürme sıcaklıklarında; termal ve mekanik işleme veya alaşımın kimyasal bileşiminde

varyasyon sağlayarak mekanik özellikleri değiştirmeyi amaçlamışlardır (Satish B Alapati et al., 2009; H. C. Kim, Yum, Hur, & Cheung, 2010; Miyazaki & Otsuka, 1986).

#### 2.2.4. Ni-Ti Eğelerin Sınıflandırılması

Ni-Ti döner ege sistemleri günümüze kadar birçok faktöre göre sınıflandırılmıştır. Zupanc ve ark. (2018); değişen dönüşüm sıcaklıklarından kaynaklanan modifiye faz bileşiminin, termomekanik olarak işlenmiş ve geleneksel Ni-Ti alaşımı arasındaki temel farkı meydana getirdiği düşüncesinden yola çıkarak, Ni-Ti eğeleri faz bileşim özelliklerine ve alaşımlarına göre farklı ve güncel bir sınıflama ile kategorize etmişlerdir.

Geleneksel Ni-Ti alaşım austenit fazı içerirken, termomekanik olarak işlenmiş Ni-Ti alaşım ilave olarak klinik koşullar altında değişen miktarlarda R fazı ve martensit fazı içerir (F. Iacono et al., 2017; E. S. Pereira et al., 2012; Y. Shen et al., 2011). Bu modifikasyonlar sayesinde, kırılmaya karşı gelişmiş dirençli daha esnek endodontik aletlerin üretimi sağlanmış olur.

**Tablo 2. 1:** Ni-Ti eğelerin sınıflandırılması (J Zupanc et al., 2018)

<b>Geleneksel Ni-Ti</b>	Austenit	Mtwo-OneShape
	-süperelastik	Protaper Universal
		PathFile
<b>Elektropolisaj işlemi</b>		RaCe-BioRace-iRace
		Scout Race- RaCeISO 10
		One G-G Files

<b>M-Wire</b>	Az miktarda R-Faz ve martensit içeren austenit -süperelastik -R-fazı ile iki aşamalı stres kaynaklı dönüşüm	ProFile Vortex-GT ProTaper Next Reciproc-WaveOne ProGlider-R Pilot
<b>R-Faz</b>	Austenit -süperelastik -bükülmüş	Twisted File Twisted File Adaptive K3XF (not twisted)
<b>CM-Wire</b>	Değişken miktarlarda R faz ve austenit içeren martensit -kontrollü hafıza etkisi -deforme edilebilme, psödoplastik	Hyflex CM-EDM THYPOON Infinite Flex V-Taper 2H ProDesign Logic
<b>Gold/Blue Isıl işlem</b>	-şekil-hafıza etkisi -üstün esneklik -Geliştirilmiş döngüsel yorulma direnci -kırılma esnasında daha büyük rotasyon açısı -daha düşük maksimum tork	ProTaper Gold WaveOne Gold ProFile Vortex Blue Reciproc Blue WOG Glider
<b>MaxWire</b>	Martensit (20°), austenit (35°) -şekil-hafıza etkisi -süperelastik	XP-endo Finisher XP-endo Shaper

#### **2.2.4.1. Austenit Ni-Ti Alaşımlar**

Ni-Ti alaşımının süper elastisitesinden yararlanmak adına, Ni-Ti eğeler esas olarak austenit faz içermelidir (H. Zhou et al., 2013). Austenit fazdaki eğe, eğimli bir kanal gibi stres

meydana getiren bir durum varlığında martensit dönüşüm adı verilen bir etkiyle martensit faza geçebilir. Bu dönüşüm, alaşımın kafes yapısında değişime neden olarak Ni-Ti alaşımında % 8'e kadar meydana gelen deformasyonun tamamen geri kazanılmasına olanak sağlar (S. A. Thompson, 2000). Mevcut sıcaklıkta stres kaynaklı martensitik durum stabil olmadığından, ege üzerindeki stres kaynağı ortadan kaldırıldığında (eğenin eğimli kanaldan çıkarılması gibi) ege austenit faza dolayısıyla orijinal şekline geri döner (A. C. Viana, Chaves Craveiro de Melo, Guiomar de Azevedo Bahia, & Lopes Buono, 2010).

#### **2.2.4.1.1. Geleneksel Ni-Ti Alaşım**

Geleneksel Ni-Ti eğeler yaklaşık olarak ağırlıkça % 56 nikel ve % 44 titanyum içerir (S. A. Thompson, 2000).  $A_f$  sıcaklığı vücut sıcaklığının altında olduğundan (W. A. Brantley, T. A. Svec, M. Iijima, J. M. Powers, & T. H. Grentzer, 2002; E. S. Pereira et al., 2012), geleneksel Ni-Ti eğeler esas olarak austenit fazda bulunup süperelastik özellikler sergilerler (S. A. Thompson, 2000). Bu eğeler, uçlarından bükülmek yerine işlenerek üretildiğinden (S. A. Thompson, 2000), eğelerin yüzeyinde kırılma direnci, kesme verimliliği ve korozyon direncini olumsuz etkileyebilecek kusurlar meydana gelebilir (M. E. Anderson, J. W. Price, & P. Parashos, 2007; G. S. Cheung, Y. Shen, & B. W. Darvell, 2007; G. Kuhn, B. Tavernier, & L. Jordan, 2001; H. P. Lopes et al., 2010; S. A. Thompson, 2000).

Bu kusurların oluşturduğu deformasyonu engellemek için üretici firmalar ege yüzeylerine elektropolisaj, plazma daldırma iyon implantasyonu, termal nitridasyon, kriyojenik işlemler ve farklı ısıl işlemler uygulamaktadır (Mohammadi, Soltani, Shalavi, & Asgary, 2014).

### **-Elektropolisaj İşlemi-**

Elektro-kimyasal yüzey işleme (Electropolishing) 1999 yılında FKG firması tarafından tanıtılan, Ni-Ti alaşımın yüzey parlaklığını artıran ve daha pürüzsüz yüzey elde edilmesini sağlayan ve son fazda uygulanan bir yüzey bitirme işlemidir (Bonaccorso et al., 2008; H. Lopes et al., 2017; H. P. Lopes et al., 2016)

İşlenme yoluyla üretilen Ni-Ti eğerlerde meydana gelen yüzey düzensizliklerini, rezidüel stresleri ve çatlakları ortadan kaldırmak için kullanılan elektropolisaj işleminin eğerlerin kırılma ve korozyon direncini ve kesme verimliliğini iyileştirdiği ifade edilmektedir (Bonaccorso et al., 2008; Bui, Mitchell, & Baumgartner, 2008; G. Kuhn et al., 2001). Mikro çatlak gelişimi elektropolisaj işlemiyle tamamen engellenemese de (K. S. Herold, B. R. Johnson, & C. S. Wenckus, 2007), çeşitli çalışmalarda mikro çatlak ve frezeleme oluk varlığının elektropolisaj işlemiyle azaltılabileceği ortaya konulmuştur (M. E. Anderson et al., 2007; Tripi, Bonaccorso, & Condorelli, 2006). Kırık yüzeylerin taramalı elektron mikroskobu (TEM) analizinde, elektro polisaj yapılmamış eğerlerde çatlakların işleme olukları boyunca ilerlediği, elektro-polisaj yapılmış eğerlerde ise çatlakların ince düzensiz zikzak modeli sergilediği gösterilmiştir (H. P. Lopes et al., 2010).

### **-Plazma Daldırma İyon İmplantasyonu-**

Plazma daldırma iyon implantasyonu, iyonların bir plazmadan ekstrakte edilip hızlandırılıp, korozyon direnci, sertlik ve kırılma dayanımı gibi mekanik özellikleri geliştirilmeye çalışılan materyal üzerine bombardıman yoluyla implante edilmesidir (Mohammadi et al., 2014). Gavini ve ark (2010), yaptıkları bir çalışmada, nitrojen iyon implantasyonunun Ni-Ti eğerlerin döngüsel yorulma direncini geliştirdiğini göstermiştir (Giulio Gavini, Pessoa, Barletta, Vasconcellos, & Caldeira, 2010).

### **-Termal Nitridasyon-**

Termal Nitridasyon, yüksek sıcaklıklarda Ni-Ti alaşım üzerinde korozyona direnci artıran titanyum nitrit (TiN) tabakası üretim sürecidir (Starosvetsky & Gotman, 2001). TiN; yüksek sertlik, düşük sürtünme katsayısına ve hem kovalent hem de metalik bağlara sahip kaplama materyalidir (Mohammadi et al., 2014). Li ve ark (2006), Ni-Ti eğelere çeşitli sıcaklıklarda uygulanan termal nitridasyon sayesinde kesme verimliliklerinin ve korozyon dirençlerinin arttırdığını göstermiştir (Li, Chiang, et al., 2006).

### **-Kriyojenik İşlemler-**

Kriyojenik işlem, metalin; süper soğutulmuş bir banyoya daldırılmasını ve ardından oda sıcaklığında yavaşça ısınmasına izin verilerek yüzey sertliğinin ve termal stabilitesinin artırılmaya çalışıldığı bir prosedürdür (J. Huang et al., 2003). Kriyojenik işlemin Ni-Ti döner eğeler üzerindeki etkisini inceleyen bazı çalışmalarda (J. Kim, Griggs, Regan, Ellis, & Cai, 2005), eğerin mikrosertliği veya kesme verimliliğinin bazılarında da (George, Sanjeev, & Sekar, 2011), döngüsel yorulma direncinin arttığı bildirilmiştir.

#### **2.2.4.1.2. M-Wire**

2007 yılında Sportswire LLC (Langley, OK, ABD) tarafından daha yüksek döngüsel yorgunluk direncine sahip daha esnek bir Ni-Ti alaşımı üretmek amacıyla tescilli bir termomekanik üretim prosedürü geliştirilmiştir (G. Gambarini, Grande, et al., 2008). Deforme olmuş ve mikro-ikizlenmiş martensit, R-fazı ve austenit fazı olmak üzere üç kristal faz içeren bu yeni Ni-Ti alaşım M-Wire olarak adlandırılmıştır (Ye & Gao, 2012). M-Wire alaşımın Af

sıcaklığının 43-50° C civarında olduğundan dolayı klinik koşullar altında tamamen austenit faz içermediği belirlenmiştir (E. Pereira et al., 2012; Ya Shen, Hui-min Zhou, et al., 2011).

M-Wire, ağırlıkça % 55,8 ± 1,5 nikel, % 44,2 ± 1,5 titanyum ve % 1'den az eser elementlerden oluşan bir Nitinol bileşimidir (Berendt, 2007). M-Wire'in vücut sıcaklığında, az miktarda martensit ve R fazı içeren austenit faza sahip olması (S. B. Alapati et al., 2009; E. S. Pereira et al., 2012; Ye & Gao, 2012), süperelastiklik sergilemesine olanak sağlar (E. Johnson, A. Lloyd, S. Kuttler, & K. Namerow, 2008). Martensit ve R-fazının elastik modüllerinin, austenit fazından daha düşük olmasından dolayı M-Wire alaşım, geleneksel Ni-Ti alaşımdan daha fazla esneklik sergiler (Y. Gao, J. L. Gutmann, K. Wilkinson, R. Maxwell, & D. Ammon, 2012; Montalvão & Alçada, 2011).

M-Wire ve geleneksel Ni-Ti alaşımın torsiyonel dirençleri karşılaştırılabilecek düzeydeyken, M-Wire alaşım, yapısındaki martensitik varyantların oryantasyon kabiliyetlerinin daha iyi olmasına bağlı olarak yorulma kaynaklı mikroçatlak oluşumuna direnç göstermesi sebebiyle (Y. Gao, V. Shotton, K. Wilkinson, G. Phillips, & W. B. Johnson, 2010), döngüsel yorgunluğa karşı geleneksel Ni-Ti alaşıma nazaran daha dirençli bulunmuştur (Al-Hadlaq, Aljarbou, & AlThumairy, 2010; L. C. Braga, Faria Silva, Buono, & de Azevedo Bahia, 2014; Y. Gao et al., 2010; C. M. Larsen, I. Watanabe, G. N. Glickman, & J. He, 2009).

#### **2.2.4.1.3. R-Fazı**

R-fazı, 2008 yılında SybronEndo (Orange, CA, USA) tarafından Twisted File (TF) adı verilen yeni bir Ni-Ti döner ege sistemi üretilirken tanıtılan, alaşımın esneklik ve direncini artırmak için kristal yapısında ek bir faz değişikliği yaratan termomekanik ısıl işlem sürecidir (G. Gambarini, Testarelli, Galli, Tucci, & De Luca, 2010). TF; R-fazında ısıl işlem, metal

telin bükülmesi ve özel bir yüzey programlanmasından oluşan 3 aşama ile üretilir (C. M. Larsen et al., 2009).

Austenitik durumdaki ham Ni-Ti tel özel bir ısıl işleme; daha düşük kesme modülüne sahip, dönüşüm gerginliği martensit- austenit dönüşümün onda birinden daha az olan (Wu, Lin, & Chou, 1990), plastik deformasyona neden olmak için daha az stres gereken R fazına dönüştürülerek bükme işlemi gerçekleştirilir (Hou et al., 2011). R fazındaki Ni-Ti tel büküldükten sonra TF eğesinin yeni şeklini korumak için tel ek termal prosedürlerle tekrar austenite dönüştürülür (Hou et al., 2011).

Diferansiyel tarama kalorimetrisi (DTK) analizi sonucunda, R-fazı eğerlerinin Af sıcaklığının 18–25 ° C civarında olduğu (Hou et al., 2011; Y. Shen et al., 2011) ve bu durumun da bu eğerlerin ağız ortamında esas olarak süperelastik austenit içerdiği görülmüştür (Hou et al., 2011). R-fazı Ni-Ti alaşıma sahip eğerler, artırılmış esneklikleri sayesinde geleneksel Ni-Ti eğerlere göre daha az kanal transportasyonuna neden olurlar ve daha merkezlenmiş bir kanal preparasyonuna olanak sağlarlar (El Batouty & Elmallah, 2011; Reddy et al., 2014; Rejula et al., 2017).

R-fazı Ni-Ti alaşıma sahip eğerler çeşitli çalışmalarda, geleneksel Ni-Ti alaşıma sahip eğerlere göre daha üstün döngüsel yorgunluk direnci (Bouska, Justman, Williamson, DeLong, & Qian, 2012; Ersoy, Kol, Uygun, Tanriver, & Seckin, 2016; G. Gambarini, Grande, et al., 2008; C. M. Larsen et al., 2009) ve esneklik ortaya koymuştur (Choi et al., 2016; G. Gambarini, Gerosa, De Luca, Garala, & Testarelli, 2008). Bununla beraber bazı çalışmalarda ise R-fazı eğerler, M-Wire Ni-Ti alaşımdan yapılan eğerlere kıyasla benzer döngüsel yorgunluk direnci ortaya koymuştur (Hashem, Ghoneim, Lutfy, Foda, & Omar, 2012; Reddy et al., 2014).

R-fazı Ni-Ti alaşıma sahip eğerler, torsiyonel kırık durumunda daha büyük bir sapma açısına sahiptir, fakat M-Wire ve geleneksel Ni-Ti eğerlere kıyasla daha düşük maksimum torka sahiptir (Casper, Roberts, Roberts, Himel, & Bergeron, 2011; Elsaka, Elnaghy, & Badr, 2017).

#### **2.2.4.2. Martensit Ni-Ti Alaşımlar**

Martensit Ni-Ti alaşımı, austenite Ni-Ti alaşıma göre daha yumuşak ve daha esnek yapıda olup kolayca deforme olabilir ve ısıtıldığında şekil hafızası etkisi sergiler. Martensit fazının döngüsel yorgunluk ve çatlak büyüme direncinin, austenit fazından daha üstün olduğu gösterilmiştir (McKelvey & Ritchie, 2001).

Endodontik eğerlerin martensit fazını barındırması için Ni-Ti alaşımının dönüşüm sıcaklıklarının termomekanik işleme yükseltilmesi gerekir. Ni-Ti alaşım soğutulurken martensit başlangıç sıcaklığının altında ardışık austenit-martensit dönüşüm meydana gelmektedir. Bu faz dönüşümü sonucunda alaşım içerisinde dışarıdan bir kuvvet uygulanmadıkça alaşımda makro boyutta bir şekil değişimi gözlenmeyen ikizlenmiş martensit fazı oluşur. İkizlenmiş martensitin stres altında deforme olup kafes yapısının bozulmasıyla deforme martensit meydana gelir. Yukarıda da anlatıldığı üzere bu değişime MR adı verilmektedir (J. Zupanc et al., 2018). MR da deformasyonların SIM'le benzer şekilde %8'e kadar geri kazanılabilmesini mümkün kılmaktadır (Kaack, 2002).

Deforme olmuş eğer, otoklavlama gibi bir yöntemle,  $A_f$  sıcaklığının yukarısına ısıtıldığında tekrardan austenit hale geçip orjinal şeklini geri kazanağından dolayı martensit eğerler psödoplastik karakter sergilerler yani ısıtıldıklarında şekil hafızası özelliği gösterirler (J. Zupanc et al., 2018).

### 2.2.4.2.1. *CM Wire*

CM-Wire ısıtıl işlem teknolojisi ile üretilen, ne oda ne de vücut sıcaklığında süper elastik özelliklere sahip olmayan ilk eğeler 2010 yılında DS Dental (Johnson City, TN, USA) tarafından tanıtılmıştır. Nitinol alaşımın işlenmesinden sonra özel bir termomekanik işlemle alaşımda elde edilen modifiye edilmiş bir faz bileşimi sayesinde alaşımın şekil hafızası etkisi üzerinde kontrol sağlanır (H. M. Zhou et al., 2012).

Şekil hafızası etkisi sayesinde kullanılacak eğenin önceden bükülmesi sağlanarak eğenin esnekliğinde (S. Zinelis, Eliades, & Eliades, 2010) ve döngüsel yorgunluk direncinde artış (Pereira É, Viana, Buono, Peters, & Bahia, 2015; Pereira, Singh, Arias, & Peters, 2013) ve daha merkezlenmiş, kanal transportasyon oranı azalmış preparasyon yapılmasına olanak sağlanır (Kishore et al., 2017; S. Pinheiro et al., 2018). Ayrıca özellikle ağız açıklığı kısıtlı olan hastalarda bu eğelere ön büküm verebilmek tedavi esnasında kolaylık sağlar (Tabassum, Zafar, & Umer, 2019).

Diğer Ni-Ti eğelere kıyasla CM-Wire eğeler daha düşük nikel içeriğine (ağırlıkça% 52) sahiptirler (G. Gavini et al., 2018). Yakın zamanda yapılan diferansiyel taramalı kalorimetre (DTK) ve X ışını spektrometresi (XRD) analizleri, CM-Wire eğelerin austenit bitiş sıcaklığının kanal içi sıcaklığın üzerinde, genellikle 47° C civarında olduğunu göstermektedir; bu da, bu eğelerin, tamamen austenitik olan geleneksel Ni-Ti eğelerin aksine, oda sıcaklığında az miktarda R-fazı içeren martensit ve austenit bileşime sahip olduğunu ortaya koymuştur (F. Iacono et al., 2017; Shen, Coil, Zhou, Zheng, & Haapasalo, 2013; Y. Shen et al., 2011).

CM-Wire eğeler, M-Wire ve geleneksel Ni-Ti eğelere kıyasla, martensitik durumlarından kaynaklandığı düşünülen (J. Zupanc et al., 2018), önemli ölçüde yüksek döngüsel yorgunluk

direncine sahiptir (I. D. Capar, Ertas, & Arslan, 2015; Goo, Kwak, Ha, Pedullà, & Kim, 2017; Plotino, Testarelli, et al., 2014).

Yapılan çalışmalarda CM-Wire eğelerin, torsiyonel fraktür durumunda M-Wire ve geleneksel Ni-Ti eğelerden daha büyük bir sapma açısı sergilediği ancak kırılmaya neden olan maksimum torkun neredeyse eşit olduğu bulunmuştur (Casper et al., 2011; Chang et al., 2016; O. A. Peters, Gluskin, Weiss, & Han, 2012).

#### **2.2.4.2.2. Elektrik Boşaltımı ile İşleme**

Coltene firması (Coltene/Whaledent, İsviçre) 2016 yılında CM-Wire alaşımdan üretilen Hyflex EDM sistemini tanıtmıştır. Hyflex EDM sisteminin bir başka CM-Wire alaşım kullanılarak üretilen Hyflex CM sisteminden farkı üretim aşamasında mühendislikte yaygın şekilde yararlanılan kıvılcım teknolojisinin kullanılmış olmasıdır (C Pirani et al., 2016).

Elektriksel boşaltma işlemi (EDM), bir dielektrik sıvının varlığında kontrollü elektrik deşarjları kullanarak gerçekleşir. EDM, dielektrik sıvı içerisine gömülü, her ikisi de iletken olan işleme aleti (elektrot) ile iş parçası (Ni-Ti alaşım) arasında ortaya çıkan elektriksel potansiyel sonucu oluşan kıvılcım sayesinde Ni-Ti alaşımın yüzeyinin eridiği, küçük kısımlarının kısmen buharlaştığı ve geride aşınmış metal yüzeyin kaldığı temassız bir termal erozyon işlemidir (Bojorquez, Marloth, & Es-Said, 2002; Theisen & Schuermann, 2004).

EDM yöntemiyle üretim sayesinde, geleneksel taşlama yöntemiyle üretimin neden olduğu mekanik stres olasılığı ortadan kaldırılmıştır (Singh, Maheshwari, & Pandey, 2004). Ayrıca bu yöntem; Ni-Ti eğelerde krater benzeri benzersiz bir yüzey oluşturur ve eğelere pürüzlü ve sert (austenit faz az olmasına rağmen) bir yüzey vererek ve kesme verimliliklerini artırarak

onlara mükemmel mekanik özellikler sağlar (Haapasalo & Shen, 2013; T. Özyürek et al., 2018). Uslu ve ark. (2018) Hyflex CM ve EDM eğelerinin yüzey topografyalarını inceledikleri çalışmalarında yukarıdaki ifadeleri destekler nitelikte aşırı eğimli kanalların preparasyonundan sonra Hyflex CM eğelerinin Hyflex EDM eğelerinden önemli ölçüde daha yüksek yüzey değişikliklerine uğradığını ifade etmişlerdir.

HyFlex EDM'nin dönüşüm sıcaklıklarının HyFlex CM'ye göre daha yüksek olduğu bulunmuştur ki bu durum değişmiş bir faz kompozisyonunu gösterir. XRD analizine göre, az miktarda R-fazı içeren martensit ve austenit fazlarının karışımına sahip HyFlex CM'den farklı olarak HyFlex EDM martensit ve önemli miktarda R-fazı içerir (F. Iacono et al., 2017).

HyFlex EDM'in, HyFlex CM, M-Wire ve geleneksel Ni-Ti alaşımdan yapılan ege sistemlerine kıyasla önemli ölçüde yüksek döngüsel yorgunluk direnci sergilediğini gösteren çalışmalar mevcuttur (M. Gündoğar & Özyürek, 2017; E. Pedullà et al., 2016; C. Pirani et al., 2016). Hyflex EDM'in diğer CM-Wire eğelerle benzer esnekliğe sahip olduğu (Goo et al., 2017; F. Iacono et al., 2017) ve orijinal kök kanal anatomisine sadık, merkezlenmiş bir kök kanalı preparasyonu oluşturduğu ifade edilmektedir (T. Özyürek, Yılmaz, & Uslu, 2017; S. R. Pinheiro et al., 2018; Venino, Citterio, Pellegatta, Ciccarelli, & Maddalone, 2017). Ek olarak, torsiyonel fraktür durumunda Hyflex EDM eğelerinin M-Wire eğelerden daha büyük bir sapma açısı sergilediği ancak kırılma için gereken maksimum torkun daha düşük olduğu belirtilmiştir (E. Pedullà et al., 2016).

#### ***2.2.4.2.3. Gold Ve Blue Isıl İşlem Görmüş Eğeler***

İlk olarak 2012 yılında Ni-Ti CM alaşımlara tekrar tekrar ısıtma ardından soğutma şeklinde karmaşık ve özel ısıl işlem uygulanmıştır. Bu ısıl işlem eğelerde, titanyum oksit

tabakasının kalınlığına karşılık gelen bir yüzey rengiyle (gold ya da blue) sonuçlanmıştır (Shen et al., 2016). Şu anda Vortex Blue (Dentsply Sirona, Ballaigues, İsviçre), ProTaper Gold (Dentsply Sirona, Ballaigues, İsviçre), WaveOne Gold (Dentsply Sirona, Ballaigues, İsviçre) ve Reciproc Blue (VDW, Munich, Almanya) eğe sistemleri bu teknoloji kullanılarak üretilmektedir.

Bu eğe sistemleri deforme olabilir özelliğe sahip olduklarından kontrollü hafıza etkisi sergileyebilir (Plotino, Grande, Cotti, Testarelli, & Gambarini, 2014). Bu eğe sistemleri CM-Wire alaşımından farklı olarak tescilli bir işleme sonrası ısıtılardan geçmeden önce taşlanmaktadır (Pereira É et al., 2015).

Tüm Gold ve Blue ısıtılardan görmüş eğelerin, geleneksel ve M-Wire Ni-Ti eğelere göre martensitik fazlarından kaynaklandığı düşünülen gelişmiş esneklik ve döngüsel yorgunluk direncine sahip oldukları ifade edilmektedir (G. De-Deus et al., 2017; Y. Gao et al., 2012; C. Keskin, Inan, Demiral, & Keleş, 2017; Nguyen et al., 2014). Ayrıca tüm Gold ve Blue ısıtılardan görmüş eğe sistemleri, aşırı eğimli kanallarda bile iyi merkezlenmiş kanal preparasyonu sağlamaktadır (Duque et al., 2017; A. M. Elnaghy & Elsaka, 2016; T. Özyürek et al., 2017).

Vasconcelos ve ark. (2018), yaptıkları çalışmada ProTaper Gold'un lateral kesme işleminde ProTaper Universal'dan daha etkili olduğunu bulmuştur. Gold ve Blue ısıtılardan görmüş eğelerin düşük mikro sertliklerine rağmen lateral kesme işlemindeki etkinlikleri nispeten daha sert yüzey tabakasıyla açıklanmaktadır.

#### **2.2.4.2.4. Max Wire**

Klinik uygulamada tek bir eğe sisteminde hem şekil belleği etkisini hem de süperelastisiteyi birleştiren tescilli termomekanik işlem görmüş Max-Wire (Martensite-

Austenite-electropolish-fileX) adı verilen Ni-Ti alaşım ilk kez FKG Dentaire firması tarafından tanıtılmıştır (J Zupanc et al., 2018).

Max-Wire Ni-Ti alaşımdan yapılmış ( XP-endo Shaper ve XP-endo Finisher ) eğeler oda sıcaklığında martensit fazda nispeten düz iken, kanal içi sıcaklığa maruz bırakıldıklarında ise austenit faza dönüşüp kavisli şekil alırlar. Faz dönüşümü sayesinde, bu eğeler, kök kanalı içerisinde şekil hafızası etkisi sergilerler ve preparasyon esnasında süper esnekliğe sahiptirler. Kanal içerisindeki kavisli şekilleri sayesinde, kanal düzensizliklerine uyum sağlayarak karmaşık kök kanal morfolojilerinin preparasyonunda kolaylık sağladıkları iddia edilmektedir (J. Zupanc et al., 2018). XP-endo Shaper'in; Hyflex CM, Vortex Blue ve iRaCe ile karşılaştırıldığı çalışmalarda önemli ölçüde daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci sergilediği ifade edilmiştir (A. Elnaghy & S. Elsaka, 2018; Silva et al., 2018). Bununla birlikte Vortex ve FlexMaster'a kıyasla daha az torsiyonel dirence sahip olduğu belirtilmektedir (A. M. Elnaghy & S. E. Elsaka, 2018; Silva et al., 2018).

### **2.3. GİRİŞ YOLU (GLIDE PATH) PREPARASYONU**

Giriş yolu, kanal ağzından radyografik apekse veya elektronik olarak belirlenmiş anatomik sonlanmaya kadar düz, ancak muhtemelen dar bir tünel veya geçit olarak tanımlanır (J. D. West, 2010). Kanalların tespit edilmesi (negotiation) ve giriş yolu preparasyonu, kemomekanik prosedürlerin ilk aşamaları olup, kök kanal anatomisinin değerlendirilmesi ve kanalın apikal kısmına engelsiz erişimin sağlanması adına en önemli adımlar olarak kabul edilir (Cassim & Van der Vyver, 2013; Ove A Peters, Peters, & Basrani, 2016; Siqueira Jr & Lopes, 2011).

Giriş yolunun; 10 numaralı K tipi paslanmaz çelik el eğesinin kanal duvarları boyunca basit, tekrarlanabilir ve öngörülebilir bir şekilde kanal ağzından apikal sonlanmaya kadar "süper gevşek" hareketiyle sonuçlandığında elde edildiği belirtilmiştir (J. D. West, 2010; Ghassan Yared, 2008). Berutti ve ark. (2004) ise giriş yolu preparasyonundan sonra elde edilen kanal çapının, kanal preparasyonunda kullanılacak ilk döner eğenin uç çapından en az bir boyut daha büyük olması gerektiğini ifade ederler.

Giriş yolu kanal anatomisi içerisinde başlangıçta tespit edilebiliyorsa doğrulanmalı, edilemiyorsa da döner eğelerin takip edebileceği bir şekilde oluşturulmalıdır (Plotino et al., 2020). "Giriş Yolu" kısa, uzun, düz ya da eğimli şekilde olabilir (Dhingra & Bhardwaj, 2013).



Şekil 2. 3: "Giriş yolu" sahip olabileceği formlar - (Dhingra ve Neetika'dan, 2014)

### 2.3.1. Giriş Yolunun Önemi

Bergmans ve ark. (2001) kök kanal preparasyonu sırasında el aletiyle ulaşılamayan bölgelerde hiçbir döner eğenin kullanılmaması gerektiğini ifade etmişlerdir. Kanalin açıklığını doğrulamak ve döner eğelerin bu açıklığı pasif olarak takip etmesi için giriş yolu oluşturulması, büyük taperlara sahip döner Ni-Ti eğelerin torsiyonel stresini ve yapısal yorgunluğunu azaltarak kullanımının güvenliğini büyük ölçüde artıracaktır (Blum, Machtou, Ruddle, & Micallef, 2003; Patiño et al., 2005). İdeal bir giriş yolunun oluşturulmasının, bir

döner eğenin ortalama ömrünü neredeyse altı kat uzatılabilecek şekilde torsiyonel gerilimini azalttığı gösterilmiştir (Berutti et al., 2004).

Kök kanalında döner eğeler kullanılmadan önce bir giriş yolunun elde edilmesi döner eğelerin apikale ulaşması için yapılması gereken gagalama hareketi miktarını azaltacağından hem gereksiz uzaklaştırılan dentin miktarını hem de apikal transportasyon riskini azaltacaktır (Berutti et al., 2012). Ayrıca döner eğelerin kullanımından önce giriş yolu oluşturulmasının, debrisin apikaden ekstrüze olma ihtimalini düşürerek postoperatif ağrı oluşum insidansını azalttığı ifade edilmektedir (Gunes & Yeter, 2018; Pasqualini, Mollo, et al., 2012).

### **2.3.2. Giriş Yolu Elde Etme Yöntemleri**

Giriş yolu; paslanmaz çelik el eğeleri, resiprokal hareket yapan başlıklarla kullanılan K tipi eğe ve endodontik motorlar ile kullanılan Ni-Ti eğeler ile oluşturulabilir (Cassim & Van der Vyver, 2013).

#### **2.3.2.1. Paslanmaz Çelik El Eğesi İle Giriş Yolu Elde Edilmesi**

Giriş yolu oluşturmak için, farklı; uç boyutlarına, konikliğe, enine kesitlere ve yiv tasarımına sahip olarak üretilen paslanmaz çelik el eğeleri bulunmaktadır (Allen, Glickman, & Griggs, 2007). Bazı araştırmacılar (Berutti et al., 2004; Gianluca, 2005; Richard Mounce, 2005; Walsch, 2004; J. West, 2006; J. D. West, 2010), giriş yolunu hazırlamak için paslanmaz çelik eğelerinin elle kullanılmasını önermiştir. West; bu eğelerin, dentin duvarı aşındıkça ve eğe apikal olarak ilerledikçe kademeli olarak artan 1 mm'lik bir başlangıç genişliğine sahip dikey bir içe ve dışa hareketle kullanılmasını önerir (J. West, 2006). Çok dar kanallarda ise

saat kurma (eğenin kanalda aşağı doğru itilirken saat yönünde ve saat yönünün tersine 30 ila 60 derece ileri geri salınımı) hareketi tavsiye edilir (J. D. West, 2010). West ayrıca 10 numaralı K tipi eğe boyutundan daha büyük kayma yolu elde edilmesi gerektiğinde 15 ve üzeri eğe boyutları kullanımında basamak oluşumunu önlemek için dengeli kuvvet tekniğinin kullanılması gerektiğini vurgulamaktadır. Dengeli kuvvet tekniğinde eğe, dentini kesmek için kanal içerisinde saat yönünde ilerletilir ve hafif apikal basınç kullanarak saat yönünün tersine doğru çıkarılır. Bu hareket, kullanılan eğe apikale kadar rahat bir şekilde ulaşıncaya kadar tekrar edilir (J. D. West, 2010).

Giriş yolu hazırlamak için paslanmaz çelik el eğeleri kullanmanın çeşitli avantajları vardır (Richard Mounce, 2005).

- Mükemmel dokunma hissine sahiptir (Richard Mounce, 2005),
- Kırılma ihtimali düşüktür (Richard Mounce, 2005),
- Kanaldan çıkarıldığında genellikle kanalın anatomik yapısını yansıttığından dolayı, hekime kanalda bulunan eğimlerle ilgili ön bilgi sunar (Berutti et al., 2004; Jerome & Hanlon Jr, 2003; Richard Mounce, 2005; P. Van der Vyver, 2011),
- Sahip olduğu sertlik, kanal içerisinde yol bulmaya, tıkanıklığın ve kalsifikasyonların aşılmasında önemli derecede etkilidir, (Richard Mounce, 2005; Young, Parashos, & Messer, 2007)
- İlave bir el aletine ihtiyaç olmayıp daha az maliyetlidir (Cassim & Van der Vyver, 2013).

### **Dezavantajları**

- Ni-Ti giriş yolu eğelerine kıyasla giriş yolu hazırlama süresi uzun olup hekim deneyimi önemli bir faktör haline gelmesi (Berutti et al., 2009),

- Paslanmaz çelik alaşımın sertliğinden kaynaklanan perforasyon, basamak, zip, orjinal kanal anatomisinden sapma gibi komplikasyonların meydana gelme riski (Berutti et al., 2009; Pasqualini, Bianchi, et al., 2012),
- Ni-Ti giriş yolu eğelerine kıyasla apikalden itilen debris miktarının daha fazla olması (Greco, Carmignani, & Cantatore, 2011)

**Tablo 2. 2:** Manuel teknikle giriş yolu elde etmek için kullanılan eğeler

C + files (Dentsply/Maillefer Ballaigues)	C files (Dentsply /Tulsa Dental Specialities)
C- Pilot files (VDW)	Hi-5 Files (Miltex, York)
Pathfinders CS (SybronEndo)	Pathfinders (SybronEndo)
Senseus Profinders (Dentsply/ Maillefer)	K-Finders (JS Dental, Sendoline)
S-Finders (JS Dental, Sendoline)	D- Finders (Mani, Tochigiken, Japan)

### **2.3.2.2. Resiprokal Hareket Yapan El Aletleri İle Giriş Yolu Elde Edilmesi**

Bu teknik, giriş yolu oluşturmak için resiprokal hareket yapabilen anguldurvaya monte edilen küçük boyutlu K eğelerinin kullanılmasını içerir (Kinsey & Mounce, 2008; RE Mounce, 2008). Küçük boyutlu paslanmaz çelik K eğesi yardımıyla kanal uzunluğunun tespitinden sonra eğe anguldurvaya takılır. Anguldurva, her bir kanal içerisinde; 1 ila 3 mm arasında değişen vertikal genliklerde 15 ila 30 sn arasında hareket ettirilir. Kanal tıkanıklığını önlemek için daha büyük boyutlu K tipi eğelerle apikal daralım çok az miktarda aşılır. Van der Vyver, paslanmaz çelik eğelerin göreceli sertliğinden dolayı bu teknikte 20 numaralı K tipi eğe kullanıldığında apikal transportasyonu önlemek adına apeksten 1 mm kısa çalışılmasını tavsiye etmektedir (P. Van der Vyver, 2011).

Bu teknikle, giriş yolu oluşturmak için kullanılan resiprokal hareket yapan anguldurvalar, saat yönünde ve saat yönünün tersinde 30 derecelik resiprokal hareket yapan M4 (Sybron Endo, Glendora, CA, USA) ve Endo-Express (Essential Dental Systems, NJ, USA), 90 derecelik resiprokal hareket yapan Giromatic (MicroMega, Besancon, France) ve The NSK Ti-Max Ti35L (NSK, Nakanishi, Japonya) dir. (Cassim & Van der Vyver, 2013).

### **Avantajlar**

- Çalışma süresi ve hekim yorgunluğu azalır,
- Özellikle çok düzlemlı eğimlere sahip kanallarda el yorgunluğu azalır,
- Giriş yolunun döner Ni-Ti eğelerle elde edilmesine kıyasla fraktür riski azalır (Kinsey & Mounce, 2008).

### **Dezavantajlar**

- Özel ekipmanlara ihtiyaç vardır,
- 15 numaralı K tipi el eğesinden büyük eğelerde apikal transportasyon riski vardır,
- El hassasiyeti azalır,
- Anguldurvayla uygulanan apikal kuvvetlerden dolayı debris itilme riski artar.

### ***2.3.2.3. Ni-Ti Eğeler İle Giriş Yolu Elde Edilmesi***

Giriş yolu elde edilmesini kolaylaştırmak için farklı uç boyutlarında ve konikliklerde Ni-Ti giriş yolu eğe sistemleri piyasaya sürülmüştür. Bu eğeleri kullanmadan önce 10 numaralı K tipi el eğesi "saat kurma" veya "içeri-dışarı hareketler" şeklinde kullanılarak bir başlangıç giriş yolu oluşturulmalıdır (Dhillon & Singh, 2016).

**Tablo 2. 3:** Giriş Yolu oluşturmak için kullanılan Ni-Ti eğeler

PathFiles (Dentsply/Maillefer)	ProGlider (Dentsply/Maillefer)
G-Files (Micro-Mega, Besancon, France)	OneG (Micro-Mega, Besancon, France)
RaCe ISO 10 (FKG Dentaire)	Scout-RaCe files (FKG Dentaire)
Hyflex CM-EDM GPF (Coltene)	The Prodesign Logic 25.01
TruNatomy Glider (Dentsply Sirona)	X-PLORE™ Canal Navigation Ni-Ti Files
EndoWave Mechanical Glide Path	Mtwo NiTi rotary instruments
WOG Glider (Dentsply Sirona)	R-pilot (VDW, Munich, Germany)
Easypath (Poldent)	

### Avantajlar

- Ni-Ti eğelerle giriş yolu elde edilmesi diğer yöntemlere nazaran uygulaması kolay bir teknik olduğundan hekime bağlı komplikasyon ihtimalini azaltır
- Çalışma süresinin ve hekim yorgunluğunun azaltılmasına olanak sağlar (Berutti et al., 2009),
- Basamak, apikalde zip ve transportasyon oluşumu gibi komplikasyonların meydana gelme insidansı azalır,
- Orijinal kanal anatomisinin korunmasına olanak sağlar (Berutti et al., 2009; Pasqualini, Bianchi, et al., 2012),
- Debrislerin apikalden itimini azalttığından (Greco et al., 2011), postoperatif ağrı oluşumunda azalma meydana gelir (Pasqualini, Mollo, et al., 2012).

### Dezavantaj

- Eğe kırılması meydana gelme ihtimali artar

- El hassasiyeti azalır
- Tedavi maliyeti artar

“Giriş Yolu”; el eğeleri, resiprokasyon yapan anguldurvalar ve Ni-Ti eğelerin ayrı ayrı kullanımıyla oluşturulabileceği gibi Van der Vyver’ in 2011 yılında önerdiği, bu yöntemlerin kombinasyonu da meydana getirilebilir. Bu yöntemde; önce saat kurma hareketiyle kullanılan paslanmaz çelik el eğeleri (6 numaralı eğeden 10 numaralı eğeye kadar) apikale kadar ilerletilir, sonra resiprokasyon yapan anguldurvaya takılan bu eğelerin kanalda kullanımıyla giriş yolunun ilk aşaması oluşturulur. Son olarak Ni-Ti eğeler ile “giriş yolu” genişletilerek “giriş yolu” preparasyonu tamamlanır (P. Van der Vyver, 2011).

## 2.4. ÇALIŞMAMIZDA KULLANILAN GİRİŞ YOLU EĞELERİ

### 2.4.1. PathFile

PathFile Ni-Ti döner ege sistemi 2009 yılında Dentsply firması (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) tarafından glide path preparasyonu yapmak amacıyla üretilmiştir. Geleneksel Ni-Ti alaşımdan üretilen PathFile sistemi 3 egeden oluşmaktadır. Her egenin 21 mm, 25 mm ve 31 mm uzunlukları mevcuttur. Bütün eğeler % 2 konikliğe sahip olmakla birlikte bir numaralı ege (mor) ISO 13, iki numaralı ege (beyaz) ISO 16, üç numaralı ege (sarı) ISO 19 uç boyutuna sahiptir. Kesici olmayan uç yapıları 50 derecelik uç açısına sahip olup basamak ve zip oluşumunu önlemek için yuvarlatılmıştır tasarımıdır. Uç boyutundaki kademeli artış ve düşük koniklik, bu eğelerin esnekliğini ve bağlanma gerilimine karşı direncini önemli ölçüde geliştirir ve eğelerin kanalda ilerlemesini kolaylaştırır. Dört kesici kenara sahip olan bu eğeler, torsiyonel streslere karşı daha dirençli olmalarını sağlayan kare

kesite sahiptirler. Üretici firma, bu eğelerin 10 K tipi el eğesiyle apikal açıklık sağlandıktan sonra 300 rpm hız ve 2 N/cm tork ayarında kullanılmasını önermektedir (Berutti et al., 2009).

#### **2.4.2. HyFlex EDM**

HyFlex EDM glide path eğelerinin kesitsel tasarımı; uçta dörtgen, ortada yamuk ve koronale doğru üçgen şeklinde gövdeleri boyunca değişen yapıdadır (Nishijo et al., 2018). HyFlex EDM glide path sistemi, ISO 15 uç boyutuna ve % 3 konikliğe sahip tek bir eğeden oluşur. Üretici firma bu eğenin 300 rpm hız ve 1,8 N/cm tork ayarında kullanılmasını önermektedir (Htun et al., 2021).

#### **2.4.3. TruNatomy Glider**

TruNatomy Glider, belirli bir üretim aşamasından sonra meydana gelen süper esnek Ni-Ti alaşıma, ilave bir termal işlem uygulayarak üretilen, kısa süre önce piyasaya sürülen, yenilikçi tek eğeli glide path eğe sistemidir (P. J. Van der Vyver, Vorster, & Peters, 2019). İlave ısıl işlemden sonra elde edilen yeni telin sahip olduğu süper elastik özelliklerinden dolayı eğeler, geleneksel Ni-Ti veya M-Wire alaşıma kıyasla daha az şekil hafızası etkisi göstereceğinden, eğimli kanallardan çıkarıldığında hafif kavisli görünebilir. Eğenin azaltılmış şekil hafızası etkisinin bir diğer avantajı da kanala düz hat erişiminin güç olduğu vakalarda, eğeye ön büküm vererek kanal ağzına yerleştirilmesinin mümkün olmasıdır (P. J. Van der Vyver et al., 2019).

Bu yeni eğe sistemi, diş yapısının peri-servikal dentin olarak ifade edilen, krestal kemiğe göre 4 mm koronalini ve 6 mm apikalini içeren bir alanı (Clark & Khademi, 2010), önemli ölçüde koruyarak, preparasyonun sürekli azalan koniklikle gerçekleştirilmesini amaçlamaktadır. Bu durum, eğenin gövde boyunca gerileyen değişken konikliği ile elde edilir (Predin Djuric, Van Der Vyver, Vorster, & Vally, 2021).

TruNatomy Glider, ISO 17 uç boyutuna, ortalama % 2 konikliğe, 14 mm aktif kesme yivlerine ve enine kesiti merkezlenmiş bir paralelkenar tasarıma sahiptir. TruNatomy Glider'ın 21, 25 ve 31 mm uzunluk seçenekleri mevcuttur. Ayrıca TruNatomy Glider düz hat erişiminin ve eğenin kök kanal sistemine yerleştirilmesinin daha da kolaylaştırılması adına 9,5 mm'lik kısaltılmış bir sapa sahiptir. Diğer tüm geleneksel glide path eğelerinde maksimum 1,1 mm olan kanal çapı bu eğede 0,8 mm'dir. Üretici firma bu eğenin 500 rpm hız ve 1,5 N/cm torkta kullanılmasını önermektedir (P. J. Van der Vyver et al., 2019).

#### **2.4.4. Easy Path**

Easy path, Poldent firması tarafından yenilikçi Amber HT ısıtma işlem teknolojisi uygulanarak üretilen tek eğeli giriş yolu eğesidir. Easy path; ISO 14 uç boyutuna, şaftta doğru azalan % 4 konikliğe, iki kesici kenara, modifiye S enine kesit tasarımına ve kesmeyen uç yapısına sahiptir. Easy Path'in 21 ve 25 mm uzunluk seçenekleri mevcuttur. Easy Path, diş hekiminin bireysel tercihlerine, vakaya ve mevcut olan el aletinin tipine bağlı olarak rotasyon hareketi, resiprokal hareket ( $90 < CW < 270$  -  $30 < CCW < 90$ ) ve direncin azlığında rotasyon fazlalığında resiprokal hareketten oluşan kompleks hareket olmak üzere üç tip harekette kullanılabilir şekilde tasarlanmış ve üretilmiştir. Üretici firma bu eğenin 300 rpm hız ve 1

N/cm torkta kullanılmasını önermektedir. Fakat deneyimli kullanıcılar için bu protokolün 500 rpm hız ve 1,5 N/cm torka kadar değişebileceği belirtilmiştir.

## **2.5. KÖK KANAL PREPARASYONU SIRASINDA MEYDANA GELEN KOMPLİKASYONLAR**

Kök kanal tedavisi kabul edilebilir standartların altına düştüğünde genellikle başarısızlıkla sonuçlanır (Engstrom, 1964; Seltzer, Bender, & Turkenkopf, 1963; Sjögren, 1996; Sundqvist & Figdor, 1998). Kanal tedavisinin başarısız olduğu birçok dişte başarısızlığın esas nedeni, meydana gelebilecek kanal içi enfeksiyonun önlenmesini ya da var olan kanal içi enfeksiyonun ortadan kaldırılmasını engelleyen prosedürel komplikasyonlardır (Hélio Pereira Lopes & Siqueira Junior, 2004).

Karmaşık bir süreç olan kök kanal preparasyonu esnasında da prognozu olumsuz etkileyebilecek; kök kanallarının tıkanması (blokaaj), basamak (ledge), dirsek (elbow) ve zip (fermuar) oluşumu, apikal transportasyon, perforasyon, flare up ve kullanılan kök kanal aletlerinin kırılması (fraktür) gibi komplikasyonlar meydana gelebilir (Ruddle, 2005; Schilder, 1974).

Endodontik tedavide kök kanal aletlerinin kırılması, özellikle eğimli ve dar kanallarda çalışırken aletlerin yanlış veya aşırı kullanımı ile ortaya çıkan yaygın bir komplikasyondur (Li, Lee, Shih, Lan, & Lin, 2002). Literatürde, paslanmaz çelik ve karbon çelik alaşımdan yapılan eğeler (K ve H tipi el eğeleri, tirnef, reamer), Ni-Ti döner alet eğeleri dahil olmak üzere kök kanal sistemi içinde gates glidden frezler, spreader, peaso reamer ve irrigasyon iğneleri, ultrasonik uçlar gibi çok çeşitli enstrümanların kırıldığı bildirilmesine rağmen (G. S. Cheung, 2007; Parashos & Messer, 2006), kırılan enstrümanların büyük çoğunluğunu K tipi

paslanmaz çelik el eğeler ve döner Ni-Ti eğeler oluşturmaktadır (Parashos, Gordon, & Messer, 2004; Spili, Parashos, & Messer, 2005). Yapılan çalışmalarda çeşitli faktörlere bağlı olarak eğelerin kırılma insidansının son derece değişken olduğu görülmekle beraber (Amza, Dimitriu, Suci, Bartok, & Chirila, 2020), paslanmaz çelik el eğelerinin kırılma sıklığının % 0,25 ile % 6 arasında (Al-Fouzan, 2003; Crump & Natkin, 1970; Pettiette, Conner, & Trope, 2002), Ni-Ti eğelerinin ise % 0,4 -% 3,7 aralığında olduğu ifade edilmektedir (Al-Fouzan, 2003; Pettiette et al., 2002).

### **2.5.1. Ni-Ti Eğelerde Görülen Kırıklar**

Endodontik döner eğelerde kırık; döngüsel yorgunluğa bağlı kırık, torsiyonel kırık (Sattapan et al., 2000; Serene, 1995; Ullmann & Peters, 2005), ya da her ikisinin kombinasyonu sonucu meydana gelen kırık şeklinde makroskopik olarak kategorize edilmiştir (Serene, 1995). Torsiyonel kırık, eğenin ucu ve ya bir başka bölgesi kök kanalı içerisinde sıkıştığında eğenin gövde kısmının dönmeye devam etmesinden kaynaklanmaktadır (Martin et al., 2003). Eğenin takılı olduğu anguldurva tarafından uygulanan tork, alaşımın elastik sınırını aştığında plastik deformasyon ardından kırık meydana gelir (Sattapan et al., 2000). Torsiyonel kırılmanın bir sonucu olarak eğelerde makroskopik düzeyde değişken deformasyonlar görülür (Parashos et al., 2004; Sattapan et al., 2000). Endodontik eğelerin torsiyonel dayanımını; taper açısı, alet tasarımı, metal alaşım kombinasyonu ve rijiditesi, üretim araçları, esneklik, şekil ve rotasyon yönü gibi birçok faktör etkileyebilmektedir (Hilt, Cunningham, Shen, & Richards, 2000).

Döngüsel yorgunluğa bağlı kırık ise, eğenin, eğimli bir kanalda serbest şekilde sürekli olarak döndüğünde, maksimum bükülme noktasında gerilim/sıkıştırma döngülerine maruz

kalmamasını sonucu eğe içerisinde çatlak başlangıçlarının oluşmasıyla meydana gelir. Eğimli bir kanal içerisinde statik konumda tutularak dönen eğe, eğimin dış tarafında gerilim, eğimin iç tarafında ise sıkıştırma kuvvetlerine maruz kalır (Parashos et al., 2004; Ove A Peters, 2004).

Döngüsel yorgunluğa bağlı kırılma, esas olarak metal alaşımın aşırı kullanımından kaynaklanırken, alaşımın maruz kaldığı korozyon, termal genişleme ve büzüşme de kırığa katkıda bulunan faktörlerdir (McGuigan, Louca, & Duncan, 2013a). Ayrıca eğenin çapı ve taper açısı gibi tasarımsal özelliklerinin, kanalın kurvatür açısı ve yarıçapının döngüsel yorgunluğa bağlı kırık oluşumunda önemli faktörler olduğu ifade edilmektedir (Pruett et al., 1997). Çapı büyük olan eğelerin, daha küçük çaplı eğelere göre (Youssef Haikel et al., 1999; Pruet et al., 1997) ve taper açısı yüksek olan eğelerin, daha düşük açılı eğelere göre döngüsel yorgunluk direnci azdır (Parashos et al., 2004).

### ***2.5.2. Kırılmaya Neden Olan Faktörler***

Ni-Ti döner eğelerin kırılması çoğunlukla yanlış veya aşırı kullanım sonucu meydana gelmekle birlikte, birçok faktör, kırılma eğilimi ile ilişkilendirilmiştir (G Gambarini, 2001; Parashos & Messer, 2006; Sattapan et al., 2000).

#### ***2.5.2.1. Enstrüman Dizaynı (boyut ve tasarım)***

Eğelerin döngüsel ve torsiyonel yüke maruz kaldıklarında kesit alanlarının ve tasarımlarının kırılmaya karşı dirençlerini etkileyebileceği ifade edilmektedir (Berutti, Chiandussi, Gaviglio, & Ibba, 2003; Xu, Eng, Zheng, & Eng, 2006).

Bir eğenin çapının ve buna bağlı olarak enine kesit alanının artışı, torsiyonel fraktüre karşı artan dirence katkı sağlayabilirken (Guilford, Lemons, & Eleazer, 2005; G Yared, Kulkarni, & Ghossayn, 2003), daha fazla stres birikimine neden olduğundan döngüsel yorgunluğa karşı direnci azalttığı gösterilmiştir (Pruett et al., 1997).

Kesitsel tasarım da kırılma insidansı açısından önemli bir faktör olabilir (Berutti et al., 2003). Schäfer ve ark. (2001) yaptıkları bir çalışmada çapraz kesiti kare tipte olan eğelerin, çapraz kesiti eşkenar dörtgen olanlara göre bükülme kuvvetlerine daha dirençli olduklarını bulmuşlardır. Üçgen kesit şeklinin, S şekle sahip eğelere ve H tipi kesit şekline göre kırılmaya karşı daha dirençli olduğu ifade edilmektedir. Ayrıca; U-yiv tasarımına ve daha küçük kesit alanına sahip eğelerin üçgen üçlü sarmal tasarıma sahip eğelerden daha esnek olduğu, ancak torsiyonel gerilimin direncinin daha zayıf olduğu ifade edilmektedir (Berutti et al., 2003; Turpin, Chagneau, & Vulcain, 2000).

#### **2.5.2.2. Üretim Süreci**

Ni-Ti alaşımının üretimi ve işlenmesi sırasında, alaşım yüzeyinde, mikro çatlakların kökenini oluşturup alaşımda zayıflıklara neden olabilen oksit parçacıkları meydana gelebilir (Marending, Lutz, & Barbakow, 1998). Ni-Ti eğelerin bazı yüzey boşluklarının, düşük miktarlarda oksijen, nitrojen, karbon ve hidrojenin alaşımda çözünerek çeşitli çökeltiler oluşturması sebebiyle meydana geldiği varsayılmaktadır (Alapati et al., 2005; Filip, 2001). Ayrıca, Ni-Ti eğelerin yüzeyinde eğenin konikliği ile orantılı olarak artan (Valois, Silva, & Azevedo, 2005), üretim ve işlenme süreci kaynaklı; frezeleme olukları, çoklu çatlaklar, çukurlar ve metal devrilme bölgeleri ile karakterize edilen düzensiz alanlar meydana gelmektedir (Alapati, Brantley, Svec, Powers, & Mitchell, 2003; Grégoire Kuhn, Bruno

Tavernier, & Laurence Jordan, 2001). Eğe yüzeyindeki bu kusurlar, klinik kullanım sırasında stres yoğunlaşması (stres artırıcılar) ve çatlakların başlama alanları olarak işlev görebilir (Grégoire Kuhn et al., 2001; Serene, 1995). Isıl işlem ve soğuk işleme gibi çeşitli üretim prosedürleri çatlak geliştirebilen bazı bölgelerde kırılmalığa neden olabilir (Grégoire Kuhn et al., 2001). Ayrıca, Ni-Ti eğelerin klinik kullanımından sonra üzerinde biriken dentin debrisinin eğede var olan orijinal işleme oluklarının ve çatlaklarının genişlemesine neden olduğu belirtilmiştir (Alapati et al., 2004).

Genel olarak, yüzey kusurları eğenin nihai direncini etkiler ve döngüsel yorulma direnci üzerinde büyük bir etkiye sahiptir (McGuigan et al., 2013a).

Eğenin yüzey kusurlarını ortadan kaldırıp direncini artırabilecek; elektro-polishing (Lausmaa, 2001), kimyasal (E Schäfer, 2002) ve fiziksel buhar (Edgar Schäfer, 2002) ile titanyum nitrür biriktirme, iyon implantasyonu (Rapisarda, Bonaccorso, Tripi, Condorelli, & Torrisi, 2001) ve kriyojenik işlem (J. Kim et al., 2005) gibi yöntemler bulunmaktadır.

### **2.5.2.3. Hız ve Tork**

Kök kanal preparasyonu esnasında hem torku hem de dönme hızını kontrol etmek amacıyla tork kontrollü elektrikli endodontik motorlar geliştirilmiştir. Bu sayede, kanal içerisinde eğe üzerindeki tork, önceden belirlenen düzeye ulaştığında, motor otomatik olarak eğenin dönme yönünü tersine çevirir ve eğenin kök kanalına kilitlenip kırılmasının önüne geçilmiş olur (Berutti et al., 2004).

Bir in vitro çalışmada, eğenin elastik limitinin altında performans gösteren tork kontrollü endodontik motor kullanımının, torsiyonel yükün artmasından kaynaklanan alet kırılma

oranını azalttığı gösterilmiştir (Gianluca Gambarini, 2001). Öte yandan Berutti ve ark. (2004), Ni-Ti eğelerin yüksek torkta daha iyi çalıştığını bulmuş ve tork kontrolü kullanımını sonucu gerçekleşen otomatik ters çevirme fonksiyonunun eğede gereksiz yere strese yol açabileceğini ve kullanım ömrünü azaltabileceğini ifade etmiştir. Benzer şekilde Bahia ve ark. da (2005), stres birikiminin Ni-Ti'nin süper elastik özelliklerinde istenmeyen değişiklikler üretmediğini, ancak sonunda eğelerde yorgunluğa bağlı fraktüre neden olacağını ifade etmiştir.

Eğelerin dönme hızının, kırılma döngülerinin sayısı üzerindeki bir etkisinden ziyade, daha yüksek hızlarda, kırılmadan önceki maksimum döngü sayısına ulaşmak için gereken süreyi kısaltma etkisi daha ön plandadır (Li et al., 2002; Martin et al., 2003; Zelada et al., 2002). Üreticiler Ni-Ti eğelerin güvenli kullanımı için dakika başına dönüş (rpm) sayısının genellikle 250-600 civarında olmasını önermektedir (McGuigan et al., 2013a).

#### **2.5.2.4. Hekim Becerisi / Deneyimi**

Hekim becerisi ve deneyimi, diğer faktörler (dönme hızı-kanal morfolojisi) sabit tutulduğunda klinik alet kırığı insidansı ile ilgili olarak anahtar faktördür (Mandel et al., 1999; Mesgouez, Rilliard, Matossian, Nassiri, & Mandel, 2003; Sonntag, Delschen, & Stachniss, 2003). Bununla birlikte, karmaşık vakaların daha yetkin hekime tahsis edilmesi kaynaklı olduğu düşünülen, kırık oranında deneyimli ve deneyimsiz hekimler arasında önemli bir fark olmadığı rapor edilen çalışmalar da mevcuttur (Iqbal, Kohli, & Kim, 2006).

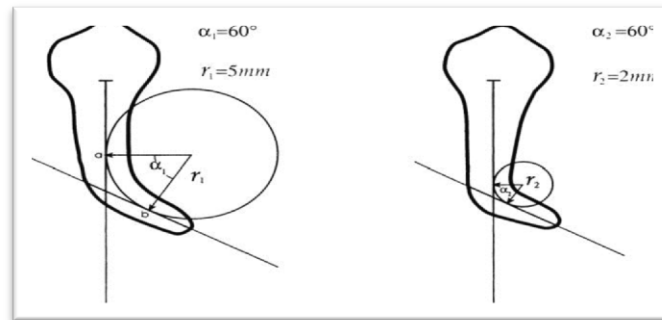
Endodontik eğeler yanlış veya aşırı kullanım kaynaklı kırılma ihtimali barındırdığından, her Ni-Ti ege sistemi, Ni-Ti endodontik sistemlerin kullanımında uygun eğitimin ve ilk denetimin önemini vurgulayan bir "öğrenme eğrisine" sahiptir (Gianluca Gambarini, 2001; Sattapan et al., 2000).

### 2.5.2.5. Kanal Anatomisi Ve Diş Tipi

Çalışmalar, karmaşık kanal anatomisinin eğe fraktür insidansını artırdığını göstermiştir. Eğe kırığının molar dişlerde premolar dişlere göre (3 kata kadar) önemli ölçüde daha fazla olduğu klinik olarak gözlemlenmiştir. Ayrıca, maksiller molar dişin meziobukkal kanalında eğe kırılma ihtimalinin, distobukkal kanalda kırılma ihtimalinden üç kat daha fazla olduğu; benzer şekilde, mandibular molar dişin meziobukkal kanalında eğe kırılma ihtimalinin, meziolingual kanaldan daha fazla olduğu ifade edilmiştir (Iqbal et al., 2006).

Iqbal ve arkadaşları (Iqbal et al., 2006) diğer çalışmalarla benzer şekilde, eğe kırılma olasılığının kökün apikal üçlüsünde orta üçlüye göre altı kat, koronal üçlüye göre ise otuz üç kat fazla olduğu sonucuna varmışlardır.

Belirgin kök eğriliği, daha fazla dögüsel yorgunluğa neden olacağından eğe fraktür insidansını artırmaktadır (Pruett et al., 1997). Bununla birlikte, eğe kırılmasında kanal eğriliğinin yarıçapı, kanal eğriliğinin derecesinden daha önemli bir faktördür. Eğrilik açısının arttığı ve eğrilik yarıçapının azaldığı dişlerde dögüsel yorgunluk direnci azalacaktır (Patiño et al., 2005). Aynı şekilde eğrilik yarıçapındaki azalma eğenin torsiyonel fraktür direncini de azaltır (Best, Watson, Pilliar, Kulkarni, & Yared, 2004; Booth, Scheetz, Lemons, & Eleazer, 2003).



**Şekil 2. 4:** Pruett yöntemine göre kanal eğrilik açısı ve eğrilik yarıçapı hesaplaması(Pruett et al., 1997)

### **2.2.2.6. Preparasyon Tekniği**

Preparasyon esnasında eğeler, torsiyonel kırılma insidansını artıran, kanal içerisinde sıkışma ve ‘taper lock’ etkisine maruz kalabilirler. Bu durumu azaltabilmek için eğe ile kök kanal duvarları arasındaki temas alanını en aza indiren ‘crown down’ preparasyon tekniği kullanımı ve giriş yolu oluşturulması önerilmektedir (Patiño et al., 2005; Roland, Andelin, Browning, Hsu, & Torabinejad, 2002).

Özellikle eğimli kanallarda meydana gelen döngüsel yorgunluğa bağlı kırığın önüne geçmek için, döngüsel yükün eğenin sadece belirli bir noktasında birikmesine neden olan sabit bir boyda preparasyon yerine döngüsel yükün eğe üzerinde çeşitli noktalarda dağılmasını sağlayan ‘pecking motion’(gagalama) hareketi ile preparasyon yapılması önerilmektedir (Li et al., 2002; Yao, Schwartz, & Beeson, 2006).

### **2.5.2.7. Kullanım Sayısı**

Ni-Ti döner eğelerin uzun süreli klinik kullanımı döngüsel yorgunluk direncini önemli lde azaltır (M. G. A. Bahia & Buono, 2005; Fife, Gambarini, & Britto, 2004; G Gambarini, 2001) ve daha önce kullanılmış bir eğenin kırılmasına neden olacak tork değer, yeni bir eğeyle kıyasla önemli lde daha düşüktür (G Gambarini, 2001; Plotino, Grande, Sorci, Malagnino, & Somma, 2006; G Yared et al., 2003).

Svec ve Powers, yaptıkları bir çalışmada tüm eğelerin yalnızca bir kullanımdan sonra bozulma belirtileri gösterdiğini bulmuşlardır (Svec & Powers, 2002). Bununla birlikte, her ne kadar dar ve aşırı eğimli kanallara sahip dişler değerlendirme dışı bırakılsa da başka çalışmalarda, Ni-Ti eğelerin kırılma insidansında herhangi bir artış olmaksızın on kullanıma

kadar veya dört molar dişin preparasyonu için kullanılabileceği bildirilmiştir (Ove A Peters & Barbakow, 2002; GM Yared et al., 1999; GM Yared, Dagher, & Machtou, 2000). Ayrıca, eğe kırılma sıklığı ile kullanım sayısı arasında korelasyon kurulamamıştır (Parashos et al., 2004). Yeni eğelerde meydana gelen kırılmanın ise üretim kusurları, hekim hatası ve / veya karmaşık kanal anatomisi kombinasyonundan kaynaklı olabileceği ifade edilmektedir (Shen, Haapasalo, Cheung, & Peng, 2009).

Ni-Ti eğelerde meydana gelen kırıkların kullanım sayısı ile ilişkisi konusunda net veriler sağlamamakla birlikte Ni-Ti eğelerin tek kullanımlık olması doğru bir yaklaşımdır (Parashos et al., 2004).

#### ***2.5.2.8. Temizleme Ve Sterilizasyon Prosedürleri***

Literatürde sterilizasyonun Ni-Ti eğeler üzerindeki etkisine dair bulgular çelişkili görünmektedir. Bazı çalışmalarda Ni-Ti eğelerde, birden fazla sterilizasyon/otoklav döngüsünün ardından, çatlak başlangıcı, var olan çatlağın yayıldığı, yüzey düzensizliklerinin derinliğinde bir artış görüldüğü ve kesme verimliliğinde bir düşüşün izlendiği bildirilmiştir (Mize, Clement, Pruett, & Carnes Jr, 1998; Rapisardaa, Bonaccorsob, Tripib, & Condorellic, 1999; Valois et al., 2005). Bununla birlikte, sterilizasyonun zararlı etkilerinin Ni-Ti eğelerin mekanik özellikleri üzerindeki etkisinin, bu eğelerin kırılma insidansını önemli ölçüde etkilemediğini ifade eden çalışma sonuçları da mevcuttur (Silvaggio & Hicks, 1997; GM Yared et al., 2000). Ayrıca sterilizasyon işleminin, alaşımın içerisinde bulunduğu stres kaynaklı martensitik fazı austenitik faza dönüştürmek suretiyle Ni-Ti eğenin döngüsel yorgunluk direncini artırmak gibi pozitif bir etkiye sahip olabileceği ifade edilmektedir (Pruett et al., 1997).

Ni-Ti eğelerin korozyon uğramalarının mekanik özelliklerini etkileyebildiği ve kırılmaya neden olabildiği bilindiğinden, NaOCl'nin koroziv etkisinin olumsuz sonuçları tartişılmaktadır (Linsuwanont, Parashos, & Messer, 2004). Bununla birlikte, NaOCl'nin, Ni-Ti eğelerin bükülme yorgunluğuna yönelik kırılma torkunu veya devir sayısını önemli lde azaltmadığı (O'hoy, Messer, & Palamara, 2003) ve Ni-Ti eğelerde çukurlaşma veya çatlak korozyonuna neden olma ihtimalinin düşük olduğu gösterilmiştir (Darabara, Bourithis, Zinelis, & Papadimitriou, 2004). Benzer şekilde Haikel ve arkadaşları (Haikel, Serfaty, Wilson, Speisser, & Allemann, 1998), Ni-Ti eğelerin mekanik özelliklerinin ve kesme verimliliğinin NaOCl'den etkilenmediğini bildirmişlerdir. Yine de NaOCl'nin % 5 ila 5.25 konsantrasyonlarda belirgin düzeyde korozyona neden olabileceği ifade edilmektedir (Stokes et al., 1999).

## 2.6. DÖNGÜSEL YORGUNLUK TESTLERİ

"Döngüsel yorgunluk" terimi, Ni-Ti eğelerin eğimli bir kanaldaki sürekli dönüşünden sonra meydana gelen kırılmasını tanımlamak için kullanılmıştır (Sattapan et al., 2000). Çoğu kök kanalı belirli bir dereceye kadar eğimli olduğundan, döngüsel yorgunluk kırılmasına duyarlı olmayan bir Ni-Ti eğeeye sahip olmak kanal tedavisi esnasında önemli bir avantaj sağlayacaktır. Bu durum, son zamanlarda çeşitli Ni-Ti döner eğe sistemi treticilerinin piyasaya sürdüğü eğelerle ilgili endodontik literatürdeki "döngüsel yorulma direnci" olarak adlandırılan çalışmaların sayısında bir artışa yol açmıştır (G. S. Cheung, 2007).

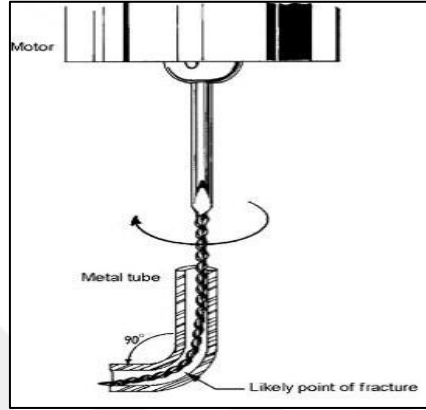
Tüm bu çalışmalardaki verileri (döngüsel yorulma kırığı oluşana kadar geçen zaman veya kırık oluşana kadar eğenin yaptığı devir sayısı) elde etmek amacıyla, bir eğrilik içinde eğenin dönüşü simüle edilmeye çalışılmıştır (G. S. Cheung, 2007). Bugüne kadar, endodontik

eğelerin döngüsel yorgunluk direncini test etmek için herhangi bir spesifikasyon veya uluslararası standart oluşmamıştır (Plotino et al., 2009). Döngüsel yorgunluk testlerinin standardizasyonunu sağlayarak, Ni-Ti eğelerin uygun mekanik özelliklerini tanımlamak ve bu eğelerin deneysel değerlendirmesini yapmak için in vitro döngüsel yorgunluk cihaz ve yöntemleri kullanılmıştır (Plotino et al., 2009).

### **2.6.1. Eğri Metal Tüp**

Serene ve ark. (1995), piyasaya ilk sürülen Ni-Ti eğelerinin döngüsel yorgunluk direncini K-tipi paslanmaz çelik eğeleri ile karşılaştırmıştır. Döngüsel yorgunluk dirençleri, yeterince açıklanmayan bir yöntemle eğelere eğri metal tüpte sıkışma olmaksızın rotasyon yaptırılarak test edilmiştir. Pruett ve ark (Pruett et al., 1997), döngüsel yorgunluk direnci üzerinde eğrilik yarıçapının eğrilik açısından daha önemli olduğunu buldukları çalışmalarında LightSpeed eğelerini, eğri metal tüpün eğrilik yarıçapının standartlaştırıldığı benzer bir kurulum kullanarak test etmişlerdir. Aynı yöntem, çeşitli Ni-Ti eğelerinin döngüsel yorgunluk testi için, bazı araştırmacıların yaklaşık 1 mm çapında (Hélio Pereira Lopes, Moreira, Elias, de Almeida, & Neves, 2007), bazılarının 2 mm'ye yakın çapta (Yao et al., 2006), metal bir tüp kullandığı, bazılarının paslanmaz çelik tüpler yerine cam tüpler kullandığı (Margot E Anderson, John WH Price, & Peter Parashos, 2007), her bir araştırma için biraz farklı parametreler dahilinde kullanılmıştır. Ancak bu test yönteminin bazı dezavantajları bulunmaktadır. Aynı eğri metal tüpün farklı boyutlardaki eğeler için kullanılması sonucu küçük eğeler tüp içerisinde daha gevşek konumlanacak dolayısıyla eğenin döngüsel yorgunluğunda önemli bir faktör olan gerilme genliğine daha az maruz kalacaktır (Handbook, 1996). Bu durum da küçük eğelerin klinik durumla bağdaşmayacak bir şekilde daha uzun yorgunluk ömrü sergilemesine neden olacaktır (M. G. A. Bahia & Buono, 2005; S.-p.

Cheung, 2006). Ayrıca tüplerin iç çapının eğelerden daha büyük olması nedeniyle, özellikle şaftları yeterince kısıtlanamayan küçük boyutlu eğeler; tüp içerisinde döndürülürken, tüpün sahip olduğu yarıçap ve eğrilik açısı ve maksimum eğrilik noktası parametrelerine tamamen sadık kalmayıp kendi yörüngesini izleyecektir. Bu durum da elde edilecek verilerin tutarsız olmasına yol açabilir (Plotino et al., 2009).

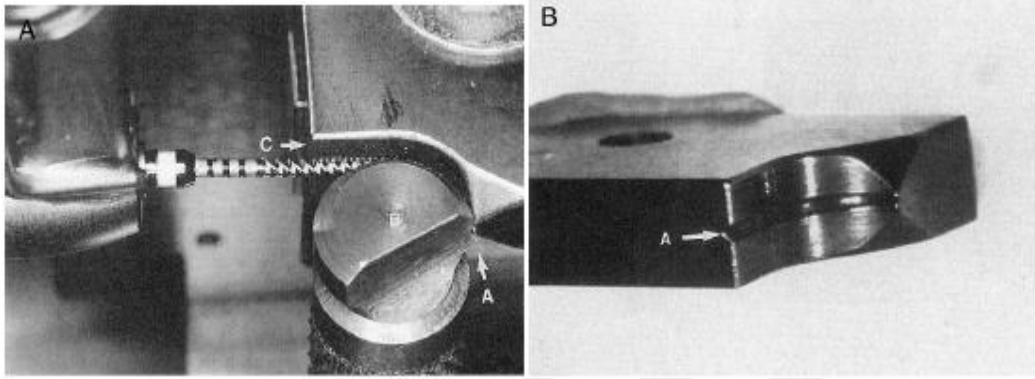


**Şekil 2. 5:** Eğri Metal Tüp Düzeneği (Plotino et al., 2009)

### **2.6.2. Oluklu Blok Ve Çubuk Düzeneği**

Paslanmaz çelik eğelerin döngüsel yorgunluğunu test etmek için Haikel ve ark. (1991), tarafından önerilen blok ve çubuk düzeneği, daha sonrasında Ni-Ti eğeleri test etmek için uyarlanmıştır. Bu düzenek, paslanmaz çelik blok üzerinde V şekilli oluk (yapay kanal) ve bu oluğu eğenin serbest bir şekilde dönmesine izin verecek şekilde kapatan çubuktan oluşur. (Youssef Haikel et al., 1999). Düzenek ile yapılan ilk çalışmalarda eğenin oluşan ısıdan olumsuz etkilenmemesi için ısı soğuk hava akımı kullanılarak ortadan kaldırılmaya çalışılmıştır (Y Haikel et al., 1991; Youssef Haikel et al., 1999). İlerleyen dönemlerdeki çalışmalarda ise ıslığı ortadan kaldırmak için lubrikasyon ajanı kullanılmıştır (Plotino et al., 2006; A. Viana, Gonzalez, Buono, & Bahia, 2006; Vieira, França, Martins, Buono, & Bahia, 2008).

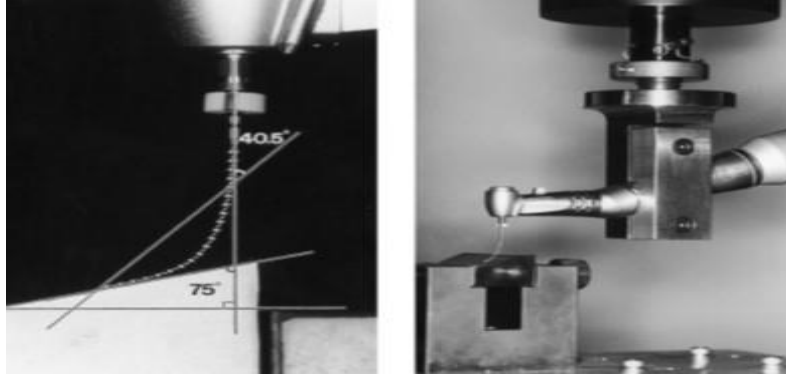
Eğre ile oluk arasındaki uyum derecesi eğreye uygulanan yüzey gerilimini dolayısıyla eğrenin dögüsel yorgunluk ömrünü etkileyebilir (G. S. Cheung, 2007). Bu durumun farkında olan Grande ve ark. (2007), yapay kanalın iç çapını test edilecek eğreden 0.2 mm daha geniş olacak şekilde tasarlayarak bir standardizasyon elde etmeye çalışmışlardır.



Şekil 2. 6: Oluklu Blok ve Çubuk Düzenegi (Youssef Haikel et al., 1999)

### 2.6.3. Eğimlendirilmiş Düzleme Karşı Çevirme Düzenegi

Li ve ark. (2002); eğimlendirilmiş, yüzeyinde eğrenin ucunun sabitlenmesi için küçük bir oluk açılmış, cilalı bir metal yüzeyine karşı Ni-Ti eğreleri döndürerek dögüsel yorgunluk dirençlerini incelemişlerdir. Bu düzenegin kurulumu ve uygulaması kolaydır. Düzenek gagalama hareketinin kullanılmasına olanak sağlamaktadır. Fakat bu düzenekte eğrenin kesin bir yörüngede yeterince sınırlandırılması zordur. Bu durum yüzey gerilme genliğinin tahmin edilmesini ve maksimum eğrilik noktasının tam olarak belirlenmesini mümkün kılmamaktadır. Çünkü eğrelerin fiziksel ve geometrik özellikleri farklıdır (Plotino et al., 2009). Farklı markalara ait eğrelerin eğrilik yarıçapları değişken olduğundan metal yüzeyin eğim açısı değişebilmektedir. (Low, Ho, Cheung, & Darvell, 2006). Bu yüzden eğrenin dögüsel yorgunluk ömrü ile eğimlendirilmiş yüzeyin açısı arasında herhangi korelasyon kurulamamaktadır (G. S. Cheung, 2007).



**Şekil 2. 7:** Eğilendirilmiş Düzleme Karşı Çevirme Düzeneği (Li et al., 2002)

#### ***2.6.4. Dönen Bir Eğeyi Üç Noktada Eğilendiren Düzenek***

Bu düzenek, mühendislik alanında uzun yıllardır kullanılmasına rağmen endodontik literatür için oldukça yenidir. 3 adet 2 mm çapında paslanmaz çelik pinlerin konumu ile oluşturulan eğrilikte Ni-Ti eğeler test edilir (G. Cheung & Darvell, 2007; Gary SP Cheung et al., 2007; Spiros Zinelis, Darabara, Takase, Ogane, & Papadimitriou, 2007). Deney aşamasında eğe ucunun sabit konumda durması için eğenin uç kısmına denk gelen pinde V şekilli küçük bir oluk hazırlanır (Wick, Vöhringer, & Pelton, 1995). Bu düzenek sayesinde eğe yüzeyinde oluşan gerilme genliği tahmin edilebilir. Fakat oluşan dairesel eğrilik sonucu, pinler arasında eğenin orjinal formu değişebilir. Çünkü Ni-Ti eğelerin konik ve farklı kesitsel tasarıma sahip olmaları bükülme özelliklerinin hatta aynı eğenin koronal ve apikal bölgelerindeki bükülme özelliklerinin uyumlu olmamasına neden olmaktadır (Plotino et al., 2009).



**Şekil 2. 8:** Dönen Bir Eğeyi Üç Noktada Eğimlendiren Düzenek (Ana Arias et al., 2019)

Döngüsel yorgunluğa karşı direnci değerlendirmek için yapılan testler statik veya dinamik modda olabilir. Statik modda, eğe deney düzeneği içerisinde sabit bir uzunlukta test edilirken (yani aksel salınım olmadan), dinamik modda eğe deney düzeneği içerisinde belirli genliklerde ileri geri hareket ettirilerek test edilir (Li et al., 2002; Hélio P Lopes et al., 2010; Yao et al., 2006). Statik testlerde salınım hareketi uygulanmamasından dolayı eğe üzerindeki sıkışma ve gerilme kuvvetleri tek bir noktada meydana gelecektir. Dinamik testte ise gerçekleştirilen salınım hareketi sayesinde eğenin maruz kaldığı stres geniş bir alana yayılacak ve eğenin ömrü uzayacaktır (Rodrigues et al., 2011).

Giriş yolu eğeleri kanalda ilk kullanılan ve döngüsel yorgunluğa ilk maruz kalan enstrümanlar olduğu için giriş yolu eğelerinin döngüsel yorgunluk dirençlerinin araştırılması ve öğrenilmesi önem arz etmektedir. Son yıllarda giriş yolu eğelerinin döngüsel yorgunluk dirençlerinin değerlendirilmesi popülerlik kazanmıştır. Bu çalışmalarda çoğunlukla giriş yolu eğelerinin döngüsel yorgunluk direncinde; hareket kinematiğinin, alaşım tipinin, kurvatür yarıçapı ve açısının, ortam sıcaklığının etkisi incelenmiştir. Literatür incelendiğinde giriş yolu eğelerinin kullanım hızının döngüsel yorgunluk direncine etkisini inceleyen çalışma bulunmamaktadır.

Tüm bu bilgiler ışığında çalışmamızın amacı; Ni-Ti alaşımdan üretilen PathFile, EasyPath, Trunatomy Glider ve HyFlex EDM giriş yolu eğelerini üretici firmanın önerdiği kullanım hızlarında (300-500 rpm) ve yüksek hızda (1000 rpm) döngüsel yorgunluk testine tabii tutarak sonuçları değerlendirmektir. Çalışmanın sıfır hipotezleri ise, kullanım hızının giriş yolu eğelerinin döngüsel yorgunluk dirençlerini etkilemeyeceği ve kullanılan giriş yolu eğeleri arasında döngüsel yorgunluk direnci açısından farklılık olmayacağıdır.



### 3. MATERYAL METOD

Bu çalışma, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi, Bilimsel Araştırmalar Kurulu tarafından 2021/14 no'lu proje ile desteklenmiştir. Bu çalışmanın hazırlık aşamalarından örneklerin seçimi ve hazırlanması, döngüsel yorgunluk direnci test aşaması Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim dalında gerçekleştirilmiştir.

#### 3.1. ÇALIŞMADA KULLANILAN EĞELER

Çalışma öncesinde; dört üretici firmanın önerdiği kullanım hızı grubu - dört yüksek hız grubu olmak üzere toplam sekiz grup arasında önemli bir fark belirleyebilmek amacıyla G\*Power 3.1.9.2 (Macintosh; Heinrich Heine, Universitat Dusseldorf, Dusseldorf, Almanya) paket programı kullanılarak, yapılan örneklem sayısı hesaplamada 0.40 etki boyutunda, %5 hata payında, %80 güç ile hesaplandığında en az 80 numune kullanılması gerektiği hesaplanmıştır (%95 güven aralığı,  $\alpha=0.05$ ).

Bu araştırma kapsamında; kök kanal preparasyonunun başlangıç aşamasında kullanılmak üzere çeşitli yüzey kesit özelliklerine, çeşitli metalürjik özelliklere ve çalışma ilkelerine sahip olarak üretilen PathFile (Dentsply Sirona, Ballaigues, İsviçre), HyFlex EDM (Coltene / Whaledent, Altstätten, İsviçre), TruNatomy Glider (Dentsply Sirona, Ballaigues, İsviçre) ve Endostar Easy Path (Poldent, Warsaw, Poland) olmak üzere uzunluğu 25 mm olan 4 farklı giriş yolu eğesi paketinden yeni çıkarılmış olarak kullanılmıştır. Çalışmada kullanılan eğeler **Resim 3.1**'de gösterilmiştir.



**Resim 3. 1:** Çalışmada kullanılan döner ege sistemleri

Araştırmada kullanılan tüm eğeler yüzeyinde defekt veya düzensizlik bulunması ihtimaline karşı stereomikroskop ile X20 büyütme altında incelenmiştir.

### 3.2. DÖNGÜSEL YORGUNLUK TEST CİHAZI VE YAPAY KANALLARIN HAZIRLANMASI

Araştırmamızda kullanılan, kurvatür yarıçapı 5 mm olan paslanmaz çelik yapay kanalların ölçülerinin hesaplanması ve çizime aktarılması Autocad (Autodesk Inc., Amerika) bilgisayar

programı yardımı ile yapılmıştır. Yapay kanalların çapı her eksenin serbest dönüşüne izin verecek, tüm uzunluk boyunca sabit ve 1 mm iç çapa sahip olacak şekilde tasarlanmıştır **(Resim 3. 2).**

Yapay kanallar, Autocad programında tasarlandıktan sonra, paslanmaz çelik blokların CNC makineleri ile aşındırma ile üretilmiştir. Dinamik döngüsel yorgunluk düzeneği için Pruett ve ark.(1997) tarafından oluşturulan kriterlere göre oluşturulan, 60° kurvatür eğimine ve 5 mm'lik kurvatür yarıçapına sahip paslanmaz çelikten meydana getirilmiş tüm uzunluk boyunca 1 mm sabit iç çapa sahip yapay bir kanal kullanılmıştır. Yapay kanalın kurvatürü, kanalın sonlandığı yerin 5 mm'lik koronal kısmında yer almaktadır.



**Resim 3. 2:** Çalışmamızda kullanılan yapay paslanmaz çelik kanal

### 3.3. DÖNGÜSEL YORGUNLUK TESTLERİ

Çalışma kapsamında standartizasyonu sağlamak amacıyla; paslanmaz çelik blok ve tork kontrollü kablosuz endodontik motor olan X-Smart IQ (Dentsply Sirona, Ballaigues, İsviçre) uygun paralellik sağlanarak, dinamik test cihazı üzerinde sabitlenerek kullanılmıştır **(Resim 3. 3).**



**Resim 3. 3:** Çalışmamızda Kullanılan Kablosuz Endodontik Motor

**Tablo 3. 1:** Döngüsel Yorgunluk Testi Dönme Hızları

Eğeler	Yüksek hız grubu (rpm)	Firmanın önerdiği hız grubu (rpm)
Path File	1000	300
HyFlex EDM	1000	300
TruNatomy Glider	1000	500
Endostar EasyPath	1000	500

Firmanın önerdiği hız ve yüksek hız olmak üzere 2 deney grubuna ayrılan eğeler farklı marka giriş yolu eğelerine göre 4 gruba daha ayrılmıştır (n=10).

**1.Grup / PathFile:** PathFile'in üretici firmanın önerdiği hızda kullanılan grubu.

**2.Grup / EasyPath:** EasyPath'in üretici firmanın önerdiği hızda kullanılan grubu.

**3.Grup / Trunatomy Glider:** Trunatomy Glider'in üretici firmanın önerdiği hızda kullanılan grubu.

**4.Grup / HyFlex EDM:** HyFlex EDM'in üretici firmanın önerdiği hızda kullanılan grubu.

**5.Grup / PathFile:** PathFile'in yüksek hızda (1000 rpm) kullanılan grubu.

**6. Grup / EasyPath:** EasyPath'in yüksek hızda (1000 rpm) kullanılan grubu.

**7. Grup / Trunatomy Glider:** Trunatomy Glider'in (1000 rpm) yüksek hızda kullanılan grubu.

**8. Grup / HyFlex EDM:** HyFlex EDM'in yüksek hızda (1000 rpm) kullanılan grubu.

Test prosedürü, operatörler arası değişkenliği önlemek için bir operatör tarafından gerçekleştirilmiştir. Gerçek bir klinik durumda gagalama hareketini simüle etmek için sürekli yukarı ve aşağı gagalama hareketi deney düzeneğine dahil edilmiştir. Eğeler, yapay kanal içinde dönerken aksenal hareket miktarını gösteren bir dijital işlemciye sahip mekanik bir cihaz yukarı ve aşağı aksenal hareketleri oluşturulmuştur (**Resim 3. 4**). Aksenal hareketlerin genliği, salınımlar arasında yaklaşık 2 s olacak şekilde 3 mm olarak ayarlanmıştır. Çalışmamızda kullandığımız eğeler paketlerinden çıkarıldıktan sonra üretici firmanın önerdiği kullanım hızlarında (300-500 rpm) ve yüksek hızda (1000 rpm) dinamik döngüsel yorgunluk testine tabii tutulmuştur.



**Resim 3. 4:** Çalışmamızda Kullanılan Dinamik Hareketi Gerçekleştiren Cihaz

Tüm gruplarda Ni-Ti giriş yolu enstrümanların, serbest dönüşünü kolaylaştırmak ve sürtünme kuvvetlerini en aza indirmek amacıyla paslanmaz çelik blok içindeki yapay kanalda sentetik bir yağ (WD-40 Company, Milton Keynes, UK) kullanıldı. Eğelerin kırılma anının daha net görülebilmesi ve eğelerin yörüngesini sınırlandırmak için paslanmaz çelik bloğun üstü camla kapatıldı. Eğe kırılması dinamik test cihazından aldığı verileri depolayan bir program tarafından ve bir video kayıt cihazı yardımı ile kaydedildi.

Eğe kırılana kadar geçen süre saniye cinsinden bilgisayar programı verilerinden ve video kayıt cihazı sayacından tespit edildi. Ayrıca her bir eğe için kırılma meydana gelinceye kadar olan tur sayısı (KKTS) hesaplandı. Bu hesaplama için aşağıdaki formül uygulandı.

$$\text{Kırılma Tur Sayısı (KTS)} = [\text{Eğelerin dakikada yaptığı tur sayısı (rpm)} \times \text{süre (sn)}] / 60$$

Ayrıca, her bir eğenin kırılan parçasının uzunluğu dijital kumpas ile ölçüldü.

### 3.4. TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBU (TEM) ANALİZİ

Her gruptan iki adet eğe kırılma tipini belirlemek amacıyla Sivas Cumhuriyet Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde bulunan TEM cihazı ile incelenmek üzere rastgele seçildi (**Resim 3. 5**). Kırık eğeler üzerindeki yağ ve metal debris kalıntıları içerisinde etil alkol bulunan ultrasonik cihazda 30 dakika bekletilerek uzaklaştırıldı. Kırık eğe yüzeylerinden değişik büyütme altında fotomikrograflar alındı.



**Resim 3. 5:** Çalışmamızda Kullandığımız TEM Cihazı

### 3.5. İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME

Çalışmamızda verilerin istatistiksel analizi için var olan bir yazılım programı kullanılmıştır (SPSS Inc., version 22.0, Chicago, IL, Amerika). Kategorik verilerin gösteriminde sayı (%), ölçümsel verilerin gösteriminde ise ortanca, çeyrekler arası mesafe (IQR) kullanılmıştır. Verilerin normal dağılım gösterip göstermediği Shapiro Wilk testi kullanılarak değerlendirilmiştir. Normal dağılıma uymadığı görülen verilerin karşılaştırılmasında ikili gruplarda Boferroni düzeltilmeli Mann-Whitney U testi, ikiden fazla değişkenli gruplarda Kruskal Wallis varyans analizi testleri uygulanmış olup, farklılıkların kaynağını belirlemek için Tukey post-hoc analiz kullanılmıştır.  $p < 0,05$  istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

## 4. BULGULAR

### 4.1. DÖNGÜSEL YORGUNLUK TEST BULGULARI

Yapılan döngüsel yorgunluk testinde, 8 farklı deney grubu ve her grupta 10 eğe olmak üzere Path File, Easy Path, Trunatomy Glider ve HyFlex EDM den oluşan toplam 80 eğenin döngüsel yorgunluk direnci incelendi. Eğeler kırılana kadar geçen süre değerleri **Tablo 4.1**'de gösterildi.

**Tablo 4. 1:** Çalışmamızda Kullandığımız Eğeler İçin Kırılana Kadar Geçen Süreler (saniye)

Eğe	300/500 rpm		1000 rpm		P
	Ortanca	IQR	Ortanca	IQR	
Path File	2516,5 <sup>(A,a)</sup>	2341-2699	1123,5 <sup>(A,b)</sup>	1093-1226	<0,001*
Easy Path	2664 <sup>(A,a)</sup>	2316-2825	1304 <sup>(A,b)</sup>	1209-1349	<0,001*
Trunatomy Glider	449 <sup>(B,a)</sup>	397-602	208 <sup>(B,b)</sup>	132-257	<0,001*
HyFlex EDM	1165,5 <sup>(C,a)</sup>	1147-1234	349,5 <sup>(B,b)</sup>	301-388	<0,001*
<b>P</b>	<b>&lt;0,001*</b>		<b>&lt;0,001*</b>		

\* 0,05 anlamlılık düzeyi (p<0.05)

Satır içindeki küçük farklı harfler ile gösterilen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır. Sütun içindeki büyük farklı harfler ile gösterilen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır.

Sonuçlar incelendiğinde, hem üretici firmanın önerdiği kullanım hızı grubunda (300/500 rpm) hem de bizim önerdiğimiz yüksek hız grubunda (1000 rpm) kullandığımız 4 eğenin birbirleriyle ve kendi aralarında kırılıncaya kadar geçen süreler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir (**p<0,001**).

Üretici firmanın önerdiği kullanım hızı grubunda kırılana kadar geçen ortalama süre yüksekten düşüğe doğru sırasıyla EasyPath, PathFile, HyFlex EDM, Trunatomy Glider şeklinde bulundu. Bu grupta Easy Path ve Path File arasında anlamlı bir farklılık olmamasına

karşın, HyFlex EDM ve Trunatomy Glider'ın kırılana kadar geçen süresi diğerlerine göre anlamlı derecede daha düşüktü. Ayrıca Trunatomy Glider'ın kırılana kadar geçen süresi HyFlex EDM'e göre anlamlı derecede daha düşüktü.

Yüksek hız grubunda ise kırılana kadar geçen ortalama süre yüksekten düşüğe doğru sırasıyla EasyPath, PathFile, HyFlex EDM, Trunatomy Glider şeklinde bulundu. Bu grupta da Easy Path ve Path File arasında anlamlı bir farklılık olmamasına karşın, HyFlex EDM ve Trunatomy Glider'ın kırılana kadar geçen süresi diğerlerine göre anlamlı derecede daha düşüktü. Fakat kullanım protokolü grubundan farklı olarak Trunatomy Glider ve HyFlex EDM arasında kırılana kadar geçen süresinin anlamlı bir farklılık sergilemediği bulundu.

Eğelerin kendi arasında ise, 4 ege de üretici firmanın önerdiği kullanım hızı grubunda yüksek hız grubuna göre anlamlı derecede daha yüksek kırılma süreleri sergiledi.

Eğelerin kırılana kadar yaptığı ortalama tur sayıları ise **Tablo 4.2**'de gösterilmiştir.

**Tablo 4. 2:** Çalışmada Kullanılan Eğelerin KKTS Değerleri

	300/500 rpm		1000 rpm		
Ege	Ortanca	IQR	Ortanca	IQR	P
Path File	12582,45 <sup>(A,a)</sup>	11704,9-13494	18724,95 <sup>(A,b)</sup>	18216,6-20433,3	<b>0,002*</b>
Easy Path	22199,95 <sup>(B,a)</sup>	19300-23541,6	21733,3 <sup>(A,a)</sup>	20150-22483,3	0,821
Trunatomy Glider	3741,65 <sup>(C,a)</sup>	3308,3-5016,6	3466,6 <sup>(B,a)</sup>	2200-4283,3	0,226
HyFlex EDM	5827,5 <sup>(D,a)</sup>	5734,9-6169,9	5824,8 <sup>(B,a)</sup>	5016,6-6466,6	0,705
<b>P</b>	<b>&lt;0,001*</b>		<b>&lt;0,001*</b>		

\* 0,05 anlamlılık düzeyi (p<0.05)

Satır içindeki küçük farklı harfler ile gösterilen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır. Sütun içindeki büyük farklı harfler ile gösterilen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır.

Eğelerin kırılana kadar attıkları tur sayısı değerleri (KKTS) incelendiğinde ise, hem üretici firmanın önerdiği kullanım hızı grubunda (300/500 rpm) hem de bizim önerdiğimiz

yüksek hız grubunda (1000 rpm) kullandığımız 4 eğenin birbirleriyle ve kendi aralarında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir ( $p<0,001$ ).

Üretici firmanın önerdiği kullanım hızı grubunda eğelerin KKTS değerleri yüksekten düşüğe doğru sırasıyla EasyPath, PathFile, HyFlex EDM, Trunatomy Glider şeklinde bulundu. Bu grupta bütün eğeler arasında anlamlı bir farklılık saptandı.

Yüksek hız grubunda ise eğelerin KKTS değerleri yüksekten düşüğe doğru sırasıyla EasyPath, PathFile, HyFlex EDM, Trunatomy Glider şeklinde bulundu. Bu grupta Easy Path ile Path File ve Trunatomy Glider ile HyFlex EDM arasında anlamlı bir farklılık olmamasına karşın, HyFlex EDM ve Trunatomy Glider'in KKTS değerleri Easy Path ile Path File'a göre anlamlı derecede daha düşüktü.

Eğelerin KKTS değerleri kendi arasında karşılaştırıldığında ise, sadece Path File eğesi yüksek hız grubunda üretici firmanın önerdiği kullanım hızı grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı daha yüksek değer sergiledi. Diğer 3 eğenin yüksek hız grubu ile üretici firmanın önerdiği kullanım hızı grubu arasında KKTS değerlerinde anlamlı farklılık bulunmadı.

Eğelerin kırılan parçalarının ortalama uzunlukları **Tablo 4.3**'de gösterilmiştir.

**Tablo 4. 3:** Çalışmada Kullanılan Eğelerin Kırılan Parçaların Ortalama Uzunlukları (mm)

Eğ	300/500 rpm		1000 rpm		P
	Ortanca	IQR	Ortanca	IQR	
Path File	6,9 <sup>(A,a)</sup>	6,8-7	7,35 <sup>(A,a)</sup>	6,8-7,6	0,305
Easy Path	7,95 <sup>(B,a)</sup>	7,9-8,3	7,6 <sup>(A,a)</sup>	7,4-8,2	0,075
Trunatomy Glider	6,8 <sup>(A,a)</sup>	6,6-7,1	7,1 <sup>(A,a)</sup>	6,7-7,4	0,285
HyFlex EDM	7,3 <sup>(A,a)</sup>	7,2-7,6	7,4 <sup>(A,a)</sup>	7,2-7,9	0,853
<b>P</b>	<b>&lt;0,001</b>		0.065		

\* 0,05 anlamlılık düzeyi ( $p<0.05$ )

Satır içindeki küçük farklı harfler ile gösterilen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır. Sütun içindeki büyük farklı harfler ile gösterilen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır.

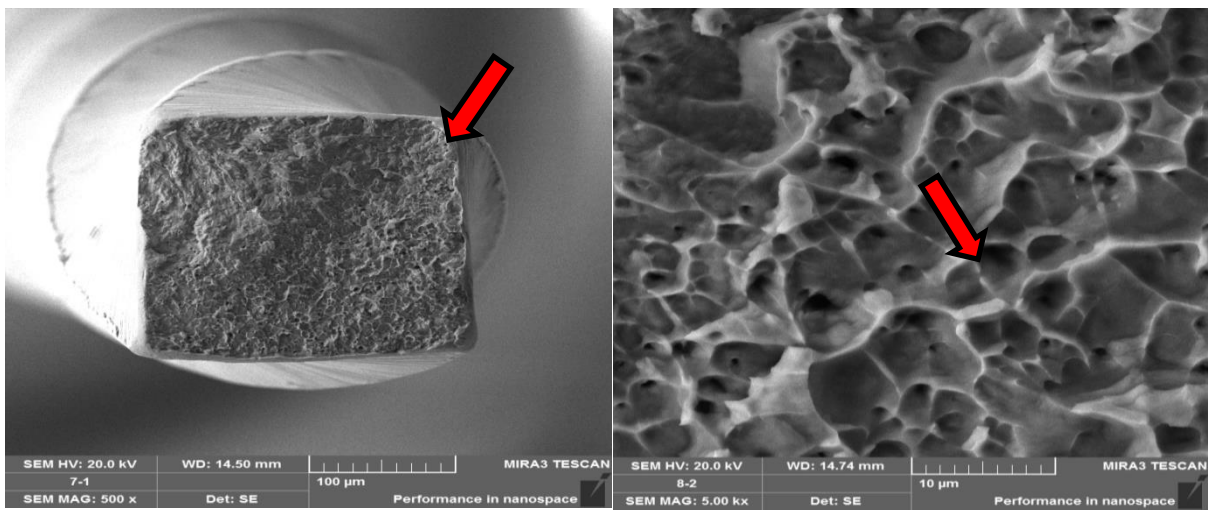
Kırılan parçalarının ortalama uzunlukları incelendiğinde üretici firmanın önerdiği kullanım hızı grubunda Easy Path'in diğer eğelere kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha büyük fraktür uzunluğunu gösterdiği, diğer eğerlerin ise aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık meydana gelmediği bulundu.

Yüksek hız grubunda ise kırılan parçalarının ortalama uzunlukları incelendiğinde hiçbir ege arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık meydana gelmediği bulundu.

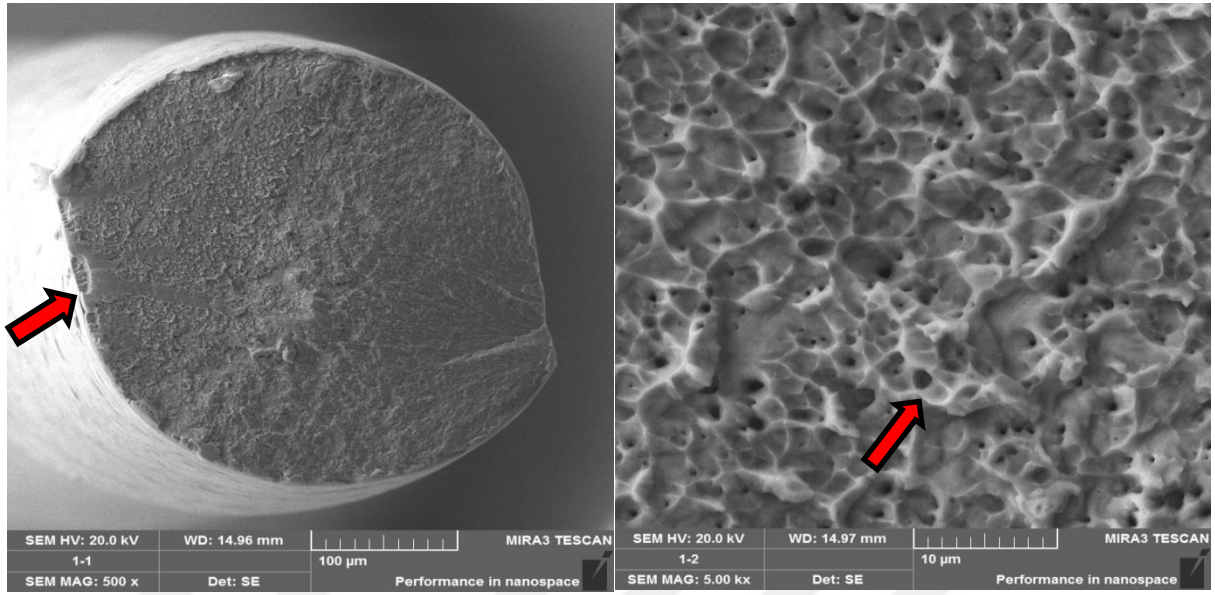
Eğerlerin kendi aralarındaki kırılan parçalarının ortalama uzunlukları karşılaştırmasında da hiçbir ege arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık meydana gelmediği bulundu.

## 4.2. TEM ANALİZİ BULGULARI

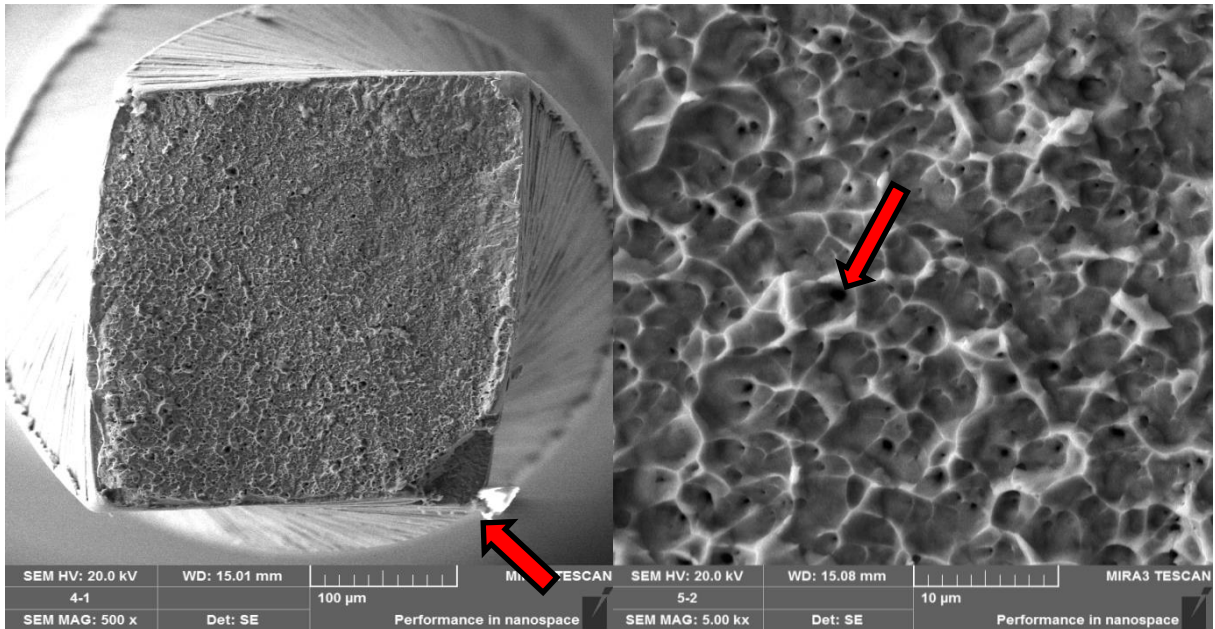
TEM analizi görsel olarak değerlendirilmiş olup herhangi bir istatistiksel değerlendirmeye tabii tutulmamıştır. TEM analizi ile elde edilen düşük büyüklükteki (x500) ve yüksek büyüklükteki (x5000) fotomikrografilerde yorgunluk ve kırık başlangıç çizgileri, pürüzlü yüzey ve mikro gözeneklerin var oluşu kırılmaların döngüsel yorgunluk nedeniyle oluştuğunu göstermektedir.



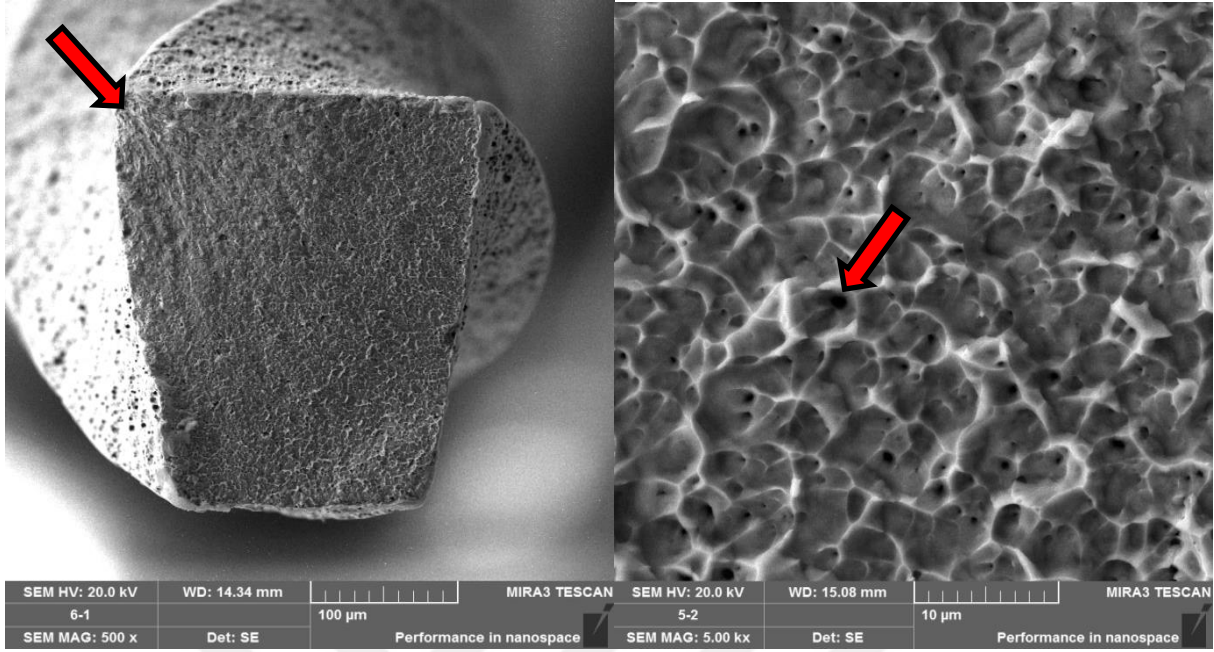
**Şekil 4.1:** 300 rpm hızda kullanılan PathFile egesinin kırık yüzeyinin TEM görüntüsü. Düşük büyütmede PathFile egesinin kesme kenarlarındaki yorgunluk çizgileri (kırmızı ok).Yüksek büyütmede PathFile egesinin yüzeyindeki döngüsel yorgunluğa bağlı çukur ve boşluklar (kırmızı ok).



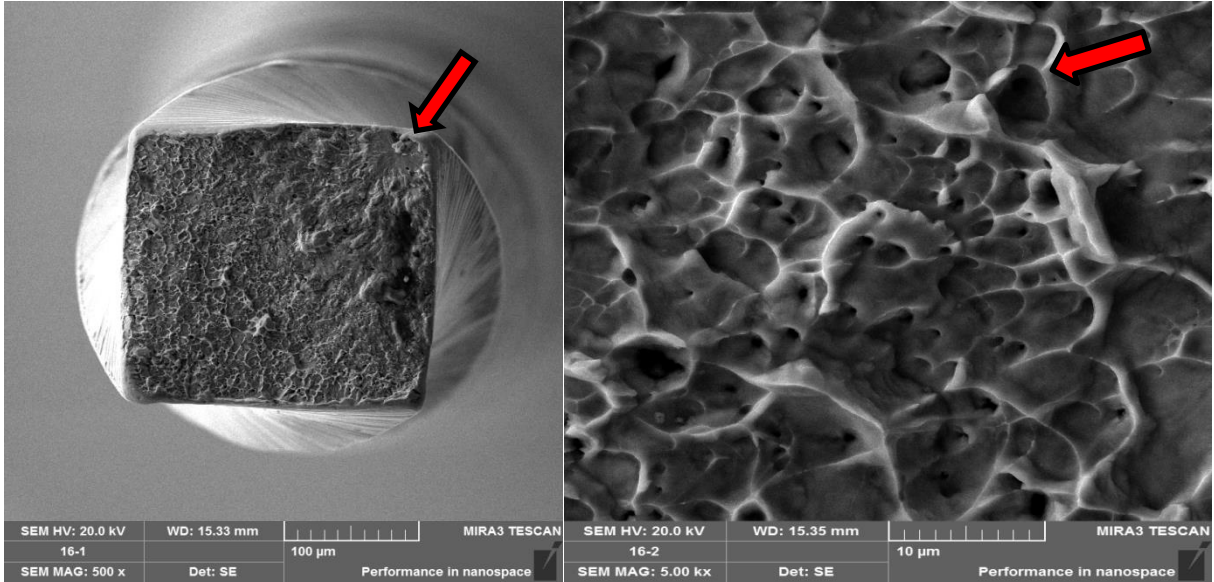
**Şekil 4.2:** 500 rpm hızda kullanılan EasyPath eğesinin kırık yüzeyinin TEM görüntüsü. Düşük büyütmede EasyPath eğesinin kesme kenarlarındaki yorgunluk çizgileri (kırmızı ok).Yüksek büyütmede EasyPath eğesinin yüzeyindeki döngüsel yorgunluğa bağlı çukur ve boşluklar (kırmızı ok).



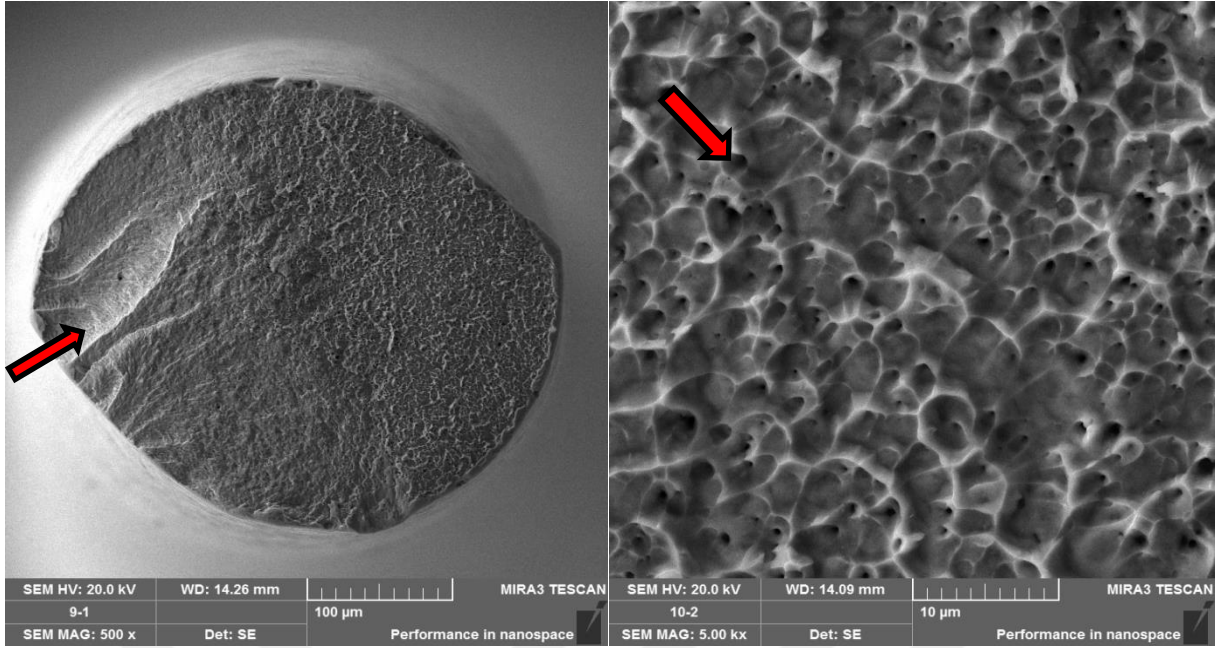
**Şekil 4.3:** 500 rpm hızda kullanılan Trunatomy Glider'ın kırık yüzeyinin TEM görüntüsü. Düşük büyütmede Trunatomy Glider eğesinin kesme kenarlarındaki yorgunluk çizgileri (kırmızı ok).Yüksek büyütmede Trunatomy Glider eğesinin yüzeyindeki döngüsel yorgunluğa bağlı çukur ve boşluklar (kırmızı ok).



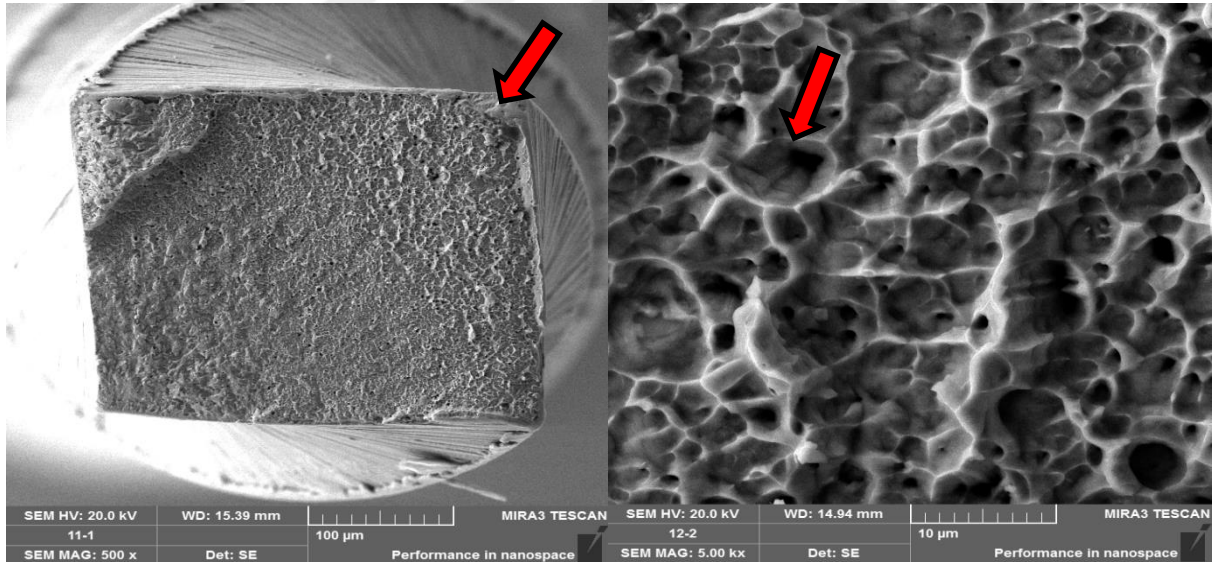
**Şekil 4.4:** 300 rpm hızda kullanılan HyFlex EDM eğesinin kırık yüzeyinin TEM görüntüsü. Düşük büyütmede HyFlex EDM eğesinin kesme kenarlarındaki yorgunluk çizgileri (kırmızı ok). Yüksek büyütmede HyFlex EDM eğesinin yüzeyindeki döngüsel yorgunluğa bağlı çukur ve boşluklar (kırmızı ok).



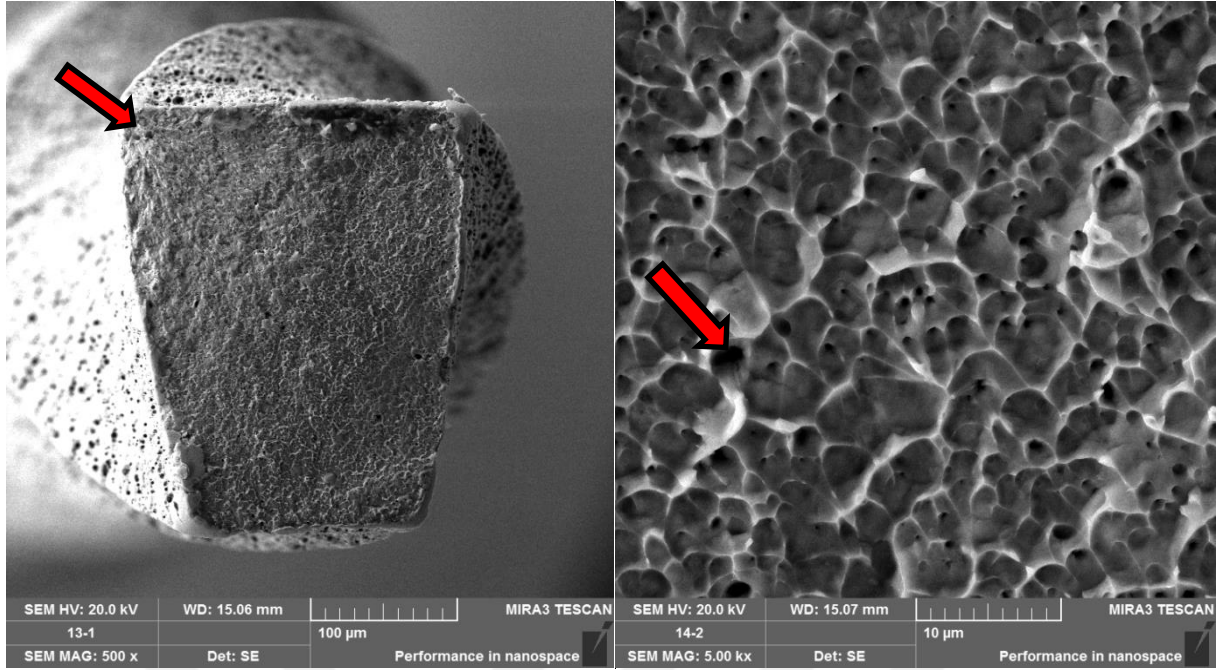
**Şekil 4.5:** 1000 rpm hızda kullanılan PathFile eğesinin kırık yüzeyinin TEM görüntüsü. Düşük büyütmede PathFile eğesinin kesme kenarlarındaki yorgunluk çizgileri (kırmızı ok). Yüksek büyütmede PathFile eğesinin yüzeyindeki döngüsel yorgunluğa bağlı çukur ve boşluklar (kırmızı ok).



**Şekil 4. 6:** 1000 rpm hızda kullanılan Easy Path egesinin kırık yüzeyinin TEM görüntüsü. Düşük büyütmede EasyPath egesinin kesme kenarlarındaki yorgunluk çizgileri (kırmızı ok).Yüksek büyütmede EasyPath egesinin yüzeyindeki döngüsel yorgunluğa bağlı çukur ve boşluklar (kırmızı ok).



**Şekil 4. 7:** 1000 rpm hızda kullanılan Trunatomy Glider'ın kırık yüzeyinin TEM görüntüsü. 500 rpm hızda kullanılan Trunatomy Glider'ın kırık yüzeyinin SEM görüntüsü. Düşük büyütmede Trunatomy Glider egesinin kesme kenarlarındaki yorgunluk çizgileri (kırmızı ok).Yüksek büyütmede Trunatomy Glider egesinin yüzeyindeki döngüsel yorgunluğa bağlı çukur ve boşluklar (kırmızı ok).



**Şekil 4. 8:** 1000 rpm hızda kullanılan HyFlex EDM eğesinin kırık yüzeyinin TEM görüntüsü. Düşük büyütmede HyFlex EDM eğesinin kesme kenarlarındaki yorgunluk çizgileri (kırmızı ok).Yüksek büyütmede HyFlex EDM eğesinin yüzeyindeki döngüsel yorgunluğa bağlı çukur ve boşluklar (kırmızı ok).

TEM sonuçları, hız ve eğe tipine göre farklılık göstermeksizin döngüsel yorgunluğa bağlı kırılmadan dolayı oluşan çukur ve boşluklarda benzer karakteristik yapılar göstermiştir. Ayrıca, yüzeylerdeki kırılma alanlarının köşe veya kenarlardan başladığı gözlenmiştir.

## 5. TARTIŞMA

Kök kanal tedavisi; tüm pulpa dokusunun, kanal içerisinde var olan mikroorganizmaların ve bu mikroorganizma yan ürünlerinin uzaklaştırılmasıyla kök kanallarının dezenfeksiyonunu sağlamayı amaçlamaktadır (Basmadjian-Charles, Farge, Bourgeois, & Lebrun, 2002). Kök kanal sisteminin kemo-mekanik preparasyonu; tedavinin irrigasyon ve apikalden koronale kadar üç boyutlu sızdırmaz bir şekilde doldurulması aşamaları üzerinde önemli etkinliğe sahip olduğundan kök kanal tedavisinin en önemli aşaması olarak kabul edilmektedir (Ove A Peters, 2004; Schilder, 1974). Bu yüzden kanal tedavisinin prognozunda kanalları prepare etmek için kullanılan eğeler kritik önem taşımaktadır (E Schäfer, 1997).

Ni-Ti eğelerle gerçekleştirilen preparasyonun kolay ve hızlı olmasının yanısıra Ni-Ti eğelerin paslanmaz çelik eğelere göre artmış esneklikleri sayesinde, preparasyonun daha merkezi bir şekilde yapılıp orijinal kanal şeklinin korunmasına ve kanal transportasyon riskinin azalmasına olanak sağlanır (Pruett et al., 1997). Ayrıca preparasyon esnasında apikalden itilen debris miktarı daha az olduğundan dolayı postoperatif ağrı insidansı azalmaktadır (Michael Hülsmann et al., 2005).

Kök kanal tedavisinde Ni-Ti ege sistemlerinin kullanılmasıyla birçok avantaj sağlanmış olmasına rağmen Ni-Ti alaşım, paslanmaz çeliğe kıyasla daha düşük esneme dayanımı ve nihai gerilme mukavemetine sahip olduğundan Ni-Ti eğeleri, paslanmaz çelik eğelere göre düşük bir kuvvette kırılmaya meyillidirler (Anusavice, Shen, & Rawls, 2012). Ni-Ti eğelerin kırılma sıklığı; kullanılan eğelerin % 5'inin kırıldığı (Lambrianidis, 2018), veya Ni-Ti eğeler ile yapılan kanal tedavilerinin % 0,4-5'inde kırık alet olduğu şeklinde ifade edilmektedir (McGuigan, Louca, & Duncan, 2013b). Ni-Ti eğelerin preparasyon esnasında herhangi bir deformasyon belirtisi göstermeden aniden kırılmaları büyük bir endişe yaratmaktadır ve tedavinin başarısını etkilemektedir (Ankrum, Hartwell, & Truitt, 2004).

Ni-Ti eğelerin klinik kullanım sırasında kırılmaları; döngüsel yorgunluk, torsiyonel stres ya da her ikisinin kombinasyonu sonucu gerçekleşebilmektedir (Ullmann & Peters, 2005).

Wei ve ark. (2007), klinik kullanım sırasında fraktür oluşmuş 100 Ni-Ti eğeyi gözlemledikten sonra, fraktürlerin % 91'inin döngüsel yorgunluktan, %3 ünün torsiyonel yorgunluktan, % 6 sının ise her ikisinin kombinasyonu sonucu kırıldığını vurgulamışlardır. İnan ve Gönülo (Inan & Gonulol, 2009), Mtwo eğelerini inceledikleri çalışmalarında kırıkların % 71,58'nin döngüsel, % 28,42'nin torsiyonel yorgunluk kaynaklı olduğunu ifade etmişlerdir. Bir başka çalışmada ise Peng ve ark. (2005), kırılan eğeleri analiz ettiklerinde kırılmalarının çoğunun döngüsel yorgunluktan kaynaklandığını bulmuşlardır. Bu kırıkların oluşmasında hekimin bilgi ve deneyimi, kanalın eğim derecesi ve yarıçapı, eğenin üretim şekli ve dizaynı, eğenin kullanım sayısı, kullanım şekli (tork ve hız) ve kanalda önceden giriş yolu oluşturup oluşturulmaması gibi faktörler önemli rol oynamaktadır (Arens, Hoen, Steiman, & Dietz Jr, 2003; Parashos & Messer, 2006).

Büyük boyutlu Ni-Ti kanal eğeleri kullanılmadan önce, kök kanal ağzından apikal foramene kadar düz, ancak muhtemelen dar bir tünel veya geçit olarak tanımlanan giriş yolunun oluşturulması Ni-Ti eğelerin kırılma ihtimalini azaltmak adına önemlidir (Berutti et al., 2004; Patiño et al., 2005). Giriş yolu elde etmek için; paslanmaz çelik el eğeleri ve ya küçük uç boyutu ve küçük konikliğe sahip Ni-Ti eğeler kullanılır (de Oliveira Alves et al., 2012). El eğeleri ile giriş yolu oluşturmak, özellikle kalsifiye ve/veya aşırı eğimli kanalları olan dişlerde hekimler için zor ve zaman alıcı olabilir (D'Amario et al., 2013). Bu nedenle, son yıllarda Ni-Ti eğelerle giriş yolu oluşturmak için tasarlanmış enstrümanlar popülerlik kazanmıştır (Ismail Davut Capar, Kaval, Ertas, & Sen, 2015).

Giriş yolu oluşturulmasında kullanılan Ni-Ti eğelerin döngüsel yorulma direncinin, daha küçük boyutlara sahip olması nedeniyle diğer eğelerden daha fazla olduğu

düşünülmektedir (Gianluca Gambarini et al., 2015; Sung et al., 2014). Bu durumun aksine Ni-Ti giriş yolu eğeleri küçük ege tasarımının doğasında bulunan düşük kırılma direncinden dolayı küçük kavisli kanallarda sorun çıkarabilir (Allen et al., 2007). Bu eğeler, kök kanal preparasyonu aşamasında ilk kullanılan enstrümanlar olduğundan kırılmaları durumunda kırılan parça çıkarılamaz ya da by-pass edilemezse kök kanalında ideal preparasyon gerçekleştirilemez ve tedavinin prognozu tehlikeye atılmış olur (Ismail Davut Capar et al., 2015). Bu yüzden, Ni-Ti giriş yolu eğelerinin kırılma direnci de kök kanallarını şekillendirmek için kullanılan eğeler kadar önemlidir (Sung et al., 2014).

Kırık oluşumunu etkileyen faktörlerden olan dönme hızının Ni-Ti eğelerin döngüsel yorgunluğu üzerindeki etkisi konusunda çelişkili bulgular vardır. Bazı yazarlar, Ni-Ti eğelerin daha düşük hızlardaki kullanımlarında kırılma olasılıklarının daha düşük olduğunu bildirmekteyken (Dietz, Di Fiore, Bahcall, & Lautenschlager, 2000; Gabel, Hoen, Steiman, Pink, & Dietz, 1999; GM Yared, Bou Dagher, & Machtou, 2001), bazıları ise dönme hızının Ni-Ti eğelerin döngüsel yorgunluğunu etkilemediğini bildirmektedir (Yong Gao, Vincent Shotton, Kevin Wilkinson, Greg Phillips, & William Ben Johnson, 2010; Kitchens Jr, Liewehr, & Moon, 2007). Literatürde giriş yolu eğelerinin döngüsel yorgunluk direncini araştıran birçok çalışma olsa da bildiğimiz kadarıyla dönüş hızı değişiminin giriş yolu eğelerinin döngüsel yorgunluk direncine etkisini inceleyen çalışma bulunmamaktadır. Bu yüzden biz de bu çalışmamızda Ni-Ti alaşımlarından üretilen PathFile, EasyPath, Trunatomy Glider, HyFlex EDM giriş yolu eğelerinin üretici firma önerisinden farklı kullanım hızlarındaki döngüsel yorgunluk direncini test ederek, hız değişiminin bu eğelerin döngüsel yorgunluk direncine etkisini değerlendirmeyi amaçladık.

Ni-Ti eğelerin döngüsel yorgunluk direncine üretimleri esnasında uygulanan termomekanik işlemler, metalurjik özellikleri, tasarım özellikleri (enine kesit tasarımı, uç çapı ve koniklik) gibi faktörler katkıda bulunur (Ismail Davut Capar, Ertas, Ok, Arslan, & Ertas,

2014; Eugenio Pedullà et al., 2016; Ya Shen et al., 2013). Biz de çalışmamızda farklı alaşıma, uç çapına, kesit tasarımına ve konikliğe sahip olduklarından dolayı PathFile (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland), HyFlex EDM (Coltene-Whaledent, Allstetten, Switzerland), TruNatomy Glider (Dentsply Sirona) ve Easy Path (Poldent Co., Warsaw, Poland) Ni-Ti giriş yolu eğelerini kullanmayı tercih ettik. Böylelikle özellikle piyasaya yeni sürülen ve literatürde sınırlı veri bulunan HyFlex EDM, TruNatomy Glider ve Easy Path enstrümanları hakkında daha fazla bilgi sahibi olmayı amaçladık. Bildiğimiz kadarıyla bu çalışma hem bu eğelerin döngüsel yorgunluk dirençlerini birbirleriyle karşılaştıran hem de üreticinin önerdiği kullanım hızından daha yüksek hızlardaki döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştıran ilk çalışmadır. Ayrıca; EasyPath ve HyFlex EDM'in döngüsel yorgunluk direnci bu çalışmayla birlikte ilk kez araştırılmıştır.

Klinik koşulları sağlayabilecek ideal bir döngüsel yorgunluk testi eğimli kanallara sahip doğal dişlerin preparasyonu ile gerçekleştirilir. Fakat, döngüsel yorgunluk testi doğal dişlerde gerçekleştirilirse preparasyon sırasında kök kanalının şekli değişeceğinden bir diş yalnızca bir kez kullanılabilir, ayrıca; test farklı dişlerde gerçekleştirilirse dişler arasındaki anatomik varyasyondan dolayı deneysel koşulların standardize edilmesi de imkansız hale gelecektir (Plotino et al., 2009). Bu olumsuzlukların haricinde doğal dişler kullanıldığında her zaman torsiyonel stres ve döngüsel yorgunluğun bir kombinasyonu oluşacağından döngüsel yorgunluk adına net veriler elde edilemez (Hélio P Lopes et al., 2009). Ni-Ti eğelerin sahip oldukları saf fiziksel özelliklerinin belirlenmesi döngüsel yorgunluk testinin asıl amacı olduğundan test esnasında var olan standardize edilmiş kanal şekli, test edilen eğelerin döngüsel yorulma dışındaki prosedürel hata değişkenlerini minimal seviyede tutulabilmek için oldukça önemlidir (Wan, Rasimick, Musikant, & Deutsch, 2011; Yao et al., 2006). Bu yüzden, Ni-Ti eğelerin döngüsel yorgunluk direncini araştıran çalışmalar çoğunlukla in vitro gerçekleştirilir (Plotino et al., 2009). Ni-Ti endodontik eğelerin döngüsel

yorgunluk testi için şu anda ISO ve ADA bir standart geliştirmeye çalışıyor olsa da, bugüne kadar, bu eğerleri test etmek için herhangi bir spesifikasyon veya uluslararası standart belirtilmemiştir (Li et al., 2002). Sonuç olarak, Ni-Ti eğerlerin in vitro olarak döngüsel yorgunluk kırılma direncini araştırmak için farklı iç çapa, yarıçapa ve eğrilik açısına sahip cam tüp (Margot E Anderson et al., 2007; Barbosa, Gomes, & de Araújo, 2007), ve metal tüp düzeneği (Kramkowski & Bahcall, 2009; Hélio Pereira Lopes et al., 2007; Pruett et al., 1997), eğimli metal blok düzeneği (Kitchens Jr et al., 2007; Li, Shin, Lan, & Lin, 2006; Ray, Kirkpatrick, & Rutledge, 2007), eğerin üç nokta yardımıyla eğimlendirilmesi düzeneği (Ana Arias et al., 2019; G. Cheung & Darvell, 2007), ve oluklu blok ve çubuk düzeneği (Eugenia Johnson, Adam Lloyd, Sergio Kuttler, & Kenneth Namerow, 2008; Ullmann & Peters, 2005) gibi birkaç cihaz ve yöntem kullanılmıştır (Plotino et al., 2009). Plotino ve ark. (2009) yaptıkları bir derlemede tüm bu düzeneklerin ortak bir dezavantajının olduğunu ifade etmişlerdir. Bu düzenekler içerisinde belirli eğrilik açısı, yarıçapı ve maksimum eğrilik noktası parametrelerinde döngüsel yorgunluk testine tabi tutulan eğe sahip olduğu yapısal özelliklerden dolayı bu parametrelerinden bağımsız yörünge izleyebilir. Ek olarak eğimli metal blok düzeneğinde eğeyi sabitlemek için düzlem üzerinde açılan oluk test sırasında eğeyi yerinde tutamayabilir. Bu durumda elde edilen döngüsel yorgunluk verileri güvenilir ve tutarlı olmayabilir (Plotino et al., 2009). Biz de, döngüsel yorgunluk testinde kullanılan diğer deneysel tasarımların sınırlamalarının üstesinden gelmeye çalışmak ve döngüsel yorgunluk dışındaki kırılmaya etki eden diğer faktörlerin etkilerini en aza indirmek için çalışmamızda paslanmaz çelik yapay kanallar kullandık.

Plotino ve ark. (2010), aynı boyuttaki farklı eğerlerin döngüsel yorgunluk testi esnasında oluşturduğu yörüngeyi, kullanılan eğerlere uyumlu olarak işlenen paslanmaz çelik kanallarda bile aynı olmadığını bulmuşlardır ve eğe boyutlarını taklit eden yapay kanalların kullanılmasını önermişlerdir. Bununla birlikte eğe boyutunu taklit eden yapay kanallarda

gerçekleştirilen döngüsel yorgunluk testlerinde, kırık oluşumuna torsiyonel yorgunluğun katkıda bulunma ihtimalinin arttığı ifade edilmektedir (Gianluca Plotino et al., 2010). Bu bilgiler ışığında biz de çalışmamızda, eğe ile bire bir uyumlu kanalları üretmek için gereken ileri teknoloji ürünü tarama ve işleme cihazlarının maliyetli olması ve kolay ulaşılabilir olmamasından da kaynaklı olarak tüm kanal boyunca 1 mm sabit genişliğe sahip kanallar kullandık.

Ni-Ti eğerlerin döngüsel yorgunluk direncini değerlendirmek için yapılan testler statik veya dinamik olarak gerçekleştirilebilir (Hélio P Lopes et al., 2013). Statik olarak gerçekleştirilen döngüsel yorgunluk testlerinde eğe yapay kanal içerisinde ileri geri hareket etmeden sabit bir uzunluk boyunca kırılıncaya kadar döndürülür. Bu durumda, maksimum bükülme noktasındaki gerilim/sıkıştırma kuvvetlerinin eğe üzerinde tek bir alanda yoğunlaşacağı, alışımda mikroyapısal değişikliklerin indükleneyeceği ve döngüsel yorgunluk ömrünün kısılacağı ifade edilmektedir (Hélio P Lopes et al., 2013). Dinamik olarak gerçekleştirilen döngüsel yorgunluk testlerinde ise, eğe yapay kanal içerisinde klinik kullanımdaki “pecking” (gagalama) hareketini taklit edecek şekilde belirli genliklerle ileri geri hareket ettirilerek kırılıncaya kadar döndürülür. Bu ileri geri hareket sayesinde maksimum bükülme noktasında gerilim/sıkıştırma kuvvetleri eğe şaftı boyunca dağılıp aynı bölgedeki stres yoğunlaşması önlenecek ve eğerin döngüsel yorgunluk ömrü uzayacaktır (Hélio P Lopes et al., 2013). Statik ve dinamik test modelini aynı çalışma içerisinde kullanan araştırmaların bir çoğunda (Gustavo De-Deus et al., 2014; Gambarra-Soares et al., 2013; Hélio P Lopes et al., 2010), dinamik test modelinde kullanılan eğerler daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci sergilemişlerdir. Literatürdeki dinamik testler çok çeşitli genliklerde gerçekleştirilmesine rağmen ileri geri hareketin döngüsel yorgunluk direncini etkilediğini gösteren çalışmalar sonucunda araştırmacılar klinik koşulları simüle etmek için bu hareket genliğinin 1-3 mm/sn’ye ayarlanmasını tavsiye etmişlerdir (Gülşah Uslu, Özyürek, & İnan,

2016). Sonuç olarak statik test düzenekleri ile karşılaştırıldığında dinamik testlerin sonuçları klinik şartlara daha iyi uyarlanabilmektedir (M Hülsmann, Donnermeyer, & Schäfer, 2019). Bu yüzden biz de çalışmamızda, klinik koşulları daha gerçekçi simüle etmek amacıyla bir çok çalışmada olduğu gibi (Cangül Keskin, İnan, Demiral, & Keleş, 2018; Taha Özyürek, Uslu, & İnan, 2017; H. Topçuoğlu, Topçuoğlu, Kafdağ, & Arslan, 2018), 3 mm/sn genliğin tasarladığımız bir cihaz tarafından gerçekleştirildiği dinamik döngüsel test düzeneği kullanmayı tercih ettik.

Kanalların eğrilik açısı ve eğrilik yarıçapı eğerlerin döngüsel yorgunluk direncini etkileyen en önemli faktörlerdendir. Eğrilik açısı arttıkça ve yarıçapı azaldıkça, ege üzerindeki stres arttığından kırılana kadar yaptıkları dönüş sayısı azalmaktadır (N. Grande et al., 2006; Pruett et al., 1997). Literatür incelendiğinde, döngüsel yorgunluk araştırmalarında kullanılan paslanmaz çelik yapay kanal açılarının 30°, 45°, 60° ve 90° olduğu görülmektedir. Pruett ve ark. (1997) 30° eğime sahip yapay kanallarda egenin yeterince kısıtlanmadığını ifade etmişlerdir. 90° eğrilik açısına sahip kanallar ise apikal bölgede aşırı eğime sahip klinik durumu taklit etmek için kullanılmaktadır. Her iki açı da çalışmamızın amacına katkı sağlamayacağından bir çok çalışmada kullanılan (Gianluca Gambarini et al., 2015; Shalan & Al-Huwaizi, 2018; Gülşah Uslu et al., 2016; Yılmaz et al., 2018), 60° eğime sahip yapay kanallar kullanmayı tercih ettik.

Endodontik literatürde iki boyutlu görüntülerden kök kanal eğriliği ile ilgili ölçümleri yapmak için etmek için; Schneider ,Weine ,Nagy, Pruett, Schafer,Sonntag ve daha bir çok araştırmacı tarafından kantitatif yöntemler önerilmiştir (Faraj & Boutsoukis, 2017). Çalışmalarda, tek başına eğrilik açısının kök kanal eğriliğini tam anlamıyla tanımlamak için yetersiz olduğu, eğrilik yarıçapının da kök kanal tedavisi zorluğu üzerinde açıdan bağımsız olarak etkisi olan ikinci bir parametre olduğu öne sürülmektedir (Pruett et al., 1997; Edgar Schäfer, Diez, Hoppe, & Tepel, 2002). Döngüsel yorgunluk testlerinde eğrilik ile ilgili

parametleri belirlemek için en çok kullanılan yöntemlerden olan Schneider metodunda sadece eğrilik açısı tanımlanırken, Pruett yönteminde ise hem eğrilik açısı hem de eğrilik yarıçapı tanımlanmaktadır (Plotino et al., 2009). Schäfer ve ark (Edgar Schäfer et al., 2002). 700 insan dişi üzerinde yaptıkları bir çalışmada dişlerde 2 mm ile 12 mm arasında bir ortalama eğrilik yarıçapı aralığı bildirmiştir. Bu veriyle uyumlu olarak döngüsel yorgunluk testlerinde 3 mm ve 5 mm eğrilik yarıçapını kullanan araştırmacılar bu değerlerin apikal eğrilikte gözlenen en yaygın değerler olduğunu ifade etmişlerdir (N. Grande et al., 2006; Eugenio Pedullà et al., 2020). Bu bilgiler ışığında biz de çalışmamızda Pruett yöntemine göre belirlenen 60° eğrilik açısı ve 5 mm eğrilik yarıçapına sahip paslanmaz çelik kanallar kullandık.

Döngüsel yorgunluk testleri esnasında ege ile yapay kanal arasındaki sürtünmeden kaynaklı sıcaklık artışı sonuçları etkileyebilmektedir. Tobushi ve ark (Tobushi, Nakahara, Shimeno, & Hashimoto, 2000), Ni-Ti eğeleri hava ortamında 1000 rpm hızda çalıştırarak yaptıkları çalışmada yaklaşık 25° sıcaklık artışı meydana gelebileceğini bu yüzden de döngüsel yorgunluk ömrünün kısılacığını bulmuşlardır. Döngüsel yorgunluk deneylerini yapay kanallarda gerçekleştiren çalışmalarda irrigasyon solüsyonu yerine geçecek klinik ortamı yansıması ve sürtünmeyi ve olası sıcaklık artışını engellemesi adına bazı çalışmalarda özel sentetik yağlar, bazı çalışmalarda ise gliserin kullanılmıştır (M Hülsmann et al., 2019). Biz de çalışmamızda irrigasyon solüsyonu yerine geçerek sürtünmeyi ve ısınmayı önlemek amacıyla sentetik yağ kullanmayı tercih ettik.

Döngüsel yorgunluk direncinin karşılaştırabilmesi için bazı çalışmalar (Gianluca Gambarini et al., 2015; Taha Özyürek, Gülşah Uslu, et al., 2018), kırılana kadar geçen süre (saniye) parametresini bazı çalışmalar (Ismail Davut Capar et al., 2015; Sung et al., 2014), ise egeğin kırılana kadar yaptığı tur sayısı (KKTS) parametresini kullanmışlardır. Kırık oluşana kadar geçen süre parametresinin kullanılması verilerin kliniğe uygulanması adına daha uygun olabilir. Bununla birlikte, süreyi kırılana kadar yaptığı tur sayısına (KKTS) dönüştürmek,

dönüş hızından bağımsız olarak adil bir karşılaştırmaya izin verir (C Michael Larsen, Ikuya Watanabe, Gerald N Glickman, & Jianing He, 2009). Biz de çalışmamızda, üretici firmanın önerdiği kullanım hızı grubunda 300 ve 500 rpm olmak üzere 2 farklı hızın olmasından dolayı kırılana kadar yaptığı döngü sayısı parametresini ve çalışmamızın verilerinin kliniğe uyarlanması adına da kırılana kadar geçen süre parametresini beraber kullanmayı tercih ettik.

Çalışmamızda; eğerlerin hem kırılana kadar geçen süre hem de kırılana kadar yaptığı tur sayısı sonuçlarında üretici firmanın önerdiği kullanım hızı grubu ile yüksek hız grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlemlendi. Çalışmamızda test ettiğimiz eğerlerin, kırılana kadar geçen süre ve kırılana kadar yaptığı tur sayısı sonuçlarına göre döngüsel yorulma dirençleri arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık gözlemlendi. Bu nedenle sıfır hipotezlerimiz reddedilmiştir.

Çalışmamızın, kırılana kadar geçen süre sonuçlarına göre kullandığımız bütün eğerler üretici firmanın önerdiği kullanım hızı grubunda yüksek hız grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha uzun sürede kırılmıştır.

Eğerlerin dönme hızının, özellikle eğimli kanallarda kırılma insidansını etkilediği ifade edilmektedir (Dietz et al., 2000; Gabel et al., 1999). Li ve ark. (2002) ProFile eğerlerinin, eğimli metal bloklarda, farklı dönme hızlarında ve çeşitli packing mesafelerinde döngüsel yorgunluğunu değerlendirmeyi amaçladıkları çalışmalarında hızın artmasıyla birlikte kırılana kadar geçen sürenin azaldığını ortaya koymuşlardır. Martín ve ark (2003) kırılmaya etki eden faktörleri inceledikleri bir çalışmada K3 ve Protaper eğerlerini çekilmiş dişler üzerinde 150 rpm, 250 rpm ve 350 rpm de test etmişlerdir. Eğerlerde meydana gelen kırık sayılarını incelediklerinde yüksek hızlarda düşük hızlardan (350-250-150 rpm) daha fazla sayıda kırık oluştuğunu belirtip hız arttıkça kırık insidansının arttığını ifade etmişlerdir (Martín et al., 2003). Herold ve ark. (2007) EndoSequence eğerlerini inceledikleri çalışmalarını 300 rpm ve 600 rpm hızlarda çekilmiş dişler üzerinde gerçekleştirmişler ve 600 rpmde kullandıkları

eğelerde daha fazla kırık meydana geldiği sonucuna varmışlardır. Lopes ve ark. (2009) dönme hızının kırılma süresine etkisini inceledikleri çalışmalarında kullandıkları ProTaper Universal eğelerini 300 ve 600 rpm hızlarda döngüsel yorgunluk testine tabii tutmuşlar ve dönme hızındaki artışın kırılma süresini önemli ölçüde azalttığını açıkça ortaya koymuşlardır. Bu sonuçlar birkaç nedene bağlanabilir. Belirli açıdaki bir eğimde ege her döndüğünde, metalde eğilme gerilimi oluşturur. Belirli sayıda dönüşten sonra biriken gerilimden dolayı metal kırılır. Birim zamanda daha fazla dönüş ve dolayısıyla daha fazla gerilim meydana geldiğinden, kırılma yüksek hızlarda daha erken gerçekleşir (Li et al., 2002). Ayrıca sabit stres altında gerçekleşen bir döngüsel yorgunluk deneyinde, Ni-Ti alaşımının diğer metalik alaşımlarla karşılaştırıldığında atipik termomekanik davranışına bağlı olarak sıcaklığı dönme hızıyla orantılı olarak artar, bu durum da döngüsel yorgunluğa bağlı kırık oluşum süresini kısaltır (Eggeler, Hornbogen, Yawny, Heckmann, & Wagner, 2004; Tobushi, Shimeno, Hachisuka, & Tanaka, 1998). Bununla birlikte dönme hızının eğenin kırılması üzerindeki etkisi, martensit fazın oluşumu esnasındaki ısı üretimi ile ilgilidir. Martensit fazın oluşabilmesi için östenit-martensit ara yüzünün hareket etmesi gerekir ki bu hareketle birlikte dağılan enerji yerini ısıya bırakır. Daha yüksek hızlarda bu hareketlilik dolayısıyla ısı artar ki bu durumda yüzey geriliminde hızlı bir artış meydana gelerek daha erken döngüsel yorgunluk kırılması oluşur (Eggeler et al., 2004). Bizim çalışmamızda da benzer şekilde, yüksek hız grubunda düşük hızları barındıran üretici firmanın önerdiği kullanım hızı grubuna göre kırılana kadar geçen süre daha kısaydı. Bu sonucun; eğenin kırılması için oluşması gereken toplam gerilimin birikmesinin daha kısa sürmesinden ve sıcaklık artışından kaynaklanmış olabileceğini düşünmekteyiz.

Çalışmamızın kırılana kadar yaptığı tur sayısı sonuçlarına göre ise kullandığımız eğelerden sadece Path File yüksek hız grubunda üretici firmanın önerdiği kullanım hızı grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek döngüsel yorgunluk sergiledi.

Diğer eğerlerin arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu. Döngüsel yorgunluk testlerinde veriler kırılana kadar geçen süre (saniye) ile ifade edilmekle birlikte eğerin kırılana kadar yaptığı tur sayısı ile de ifade edilmektedir (M Hülsmann et al., 2019). Kırılacak tur sayısı kümülatif bir değer olduğundan dolayı, dönme hızının döngüsel yorgunluğa bağlı kırık meydana gelene kadar geçen süre ile çarpılmasıyla hesaplanır (Ounsi et al., 2007; Yao et al., 2006). Eğerlerin farklı kullanım hızlarındaki döngüsel yorgunluk dirençlerini ve etkinliklerini araştırmayı amaçlayan bazı çalışmalarda (Yong Gao et al., 2010; Kitchens Jr et al., 2007; E Pedullà et al., 2014), döngüsel yorgunluk dirençlerinin KKTS değeri ile karşılaştırılmasına bağlı olarak hızın döngüsel yorgunluk direncini etkilemediği ifade edilmektedir. Biz de çalışmamızda benzer şekilde Easy Path, Trunatomy Glider ve HyFlex EDM'in farklı kullanım hızlarında kırılması için gereken tur sayısında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmadığını bulduk. Bunun nedeninin, aynı şartlarda gerçekleştirilen döngüsel yorgunluk testlerinde daha yüksek hızların ulaşılması gereken tur sayısı için gereken süreyi azaltması (Kitchens Jr et al., 2007; Pruett et al., 1997; Zelada et al., 2002) olduğunu düşünmekteyiz.

Ni-Ti alaşımının sahip olduğu metalurjik özellik ısı değişimlerine bağlı olarak döngüsel yorgunluk direncini etkileyebilir (De Vasconcelos et al., 2016; N. M. Grande et al., 2017). Vasconcelos ve ark. (2016) Hyflex CM, TRUShape, Vortex Blue ve ProTaper Universal eğerlerinin oda sıcaklığı ( $20^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ ) ve vücut sıcaklığında ( $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ ) döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmışlar ve sıcaklık artışının ısıl işlem görmüş eğerlerde geleneksel Ni-Ti alaşımdan üretilen eğerlere göre döngüsel yorgunluk direncini daha çok azalttığını ifade etmişlerdir. Başka bir çalışmada ise Huang ve ark. (2017) geleneksel Ni-Ti alaşımdan yapılan K3 egesi ile ısıl işlem görmüş K3 XF ve Vortex Blue eğerlerini  $22,37$  ve  $60^{\circ}\text{C}$  distile su ile NaOCl içerisinde döngüsel yorgunluk testine tabii tutmuşlardır. Sıcaklık artışına bağlı olarak döngüsel yorgunluk direnci en çok azalan eğerlerin ısıl işleme tabii tutulan eğerler olduğunu belirtmişlerdir (X. Huang, Shen, Wei, & Haapasalo, 2017). Bu bilgiler doğrultusunda A<sub>f</sub>

sıcaklığı oda sıcaklığında ya da daha düşük olan geleneksel Ni-Ti alaşımdan (W. Brantley, T. Svec, M. Iijima, J. Powers, & T. Grentzer, 2002; E. Pereira et al., 2012) yapılmış PathFile'nin, çalışmamızda hızın artmasıyla meydana gelen muhtemel ısı artışından ısıl işlem görmüş diğer eğelerimizden daha az etkilendiğini düşünmekteyiz. PathFile eğesi bu yüzden yüksek hız grubunda düşük hızları barındıran üretici firmanın önerdiği kullanım hızı grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek kırılana kadar tur sayısı sergilemiş olabilir.

Hem üretici firmanın önerdiği kullanım hızı grubunda hem de yüksek hız grubunda Path File ile aralarında anlamlı fark olmaksızın Easy Path en yüksek yorgunluk direncine sahipti. Üretici firmanın önerdiği kullanım hızı grubunda en düşük döngüsel yorgunluk direncini Trunatomy Glider sergilerken, yüksek hız grubuna baktığımızda ise bu kez HyFlex EDM'e göre anlamlı bir fark olmaksızın Trunatomy Glider gene en düşük döngüsel yorgunluk direncine sahipti. Literatürde çalışmamızda kullandığımız eğelerin döngüsel yorulma direncini birbirleriyle karşılaştıran hiçbir çalışma yoktur. Ayrıca bildiğimiz kadarıyla daha önce HyFlex EDM ve EasyPath giriş yolu eğelerinin döngüsel yorgunluk direçlerini araştıran bir çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle mevcut çalışmanın sonuçları literatürdeki diğer çalışmalarla doğrudan karşılaştırılmaz.

Ni-Ti eğelerin döngüsel yorgunluk ömrünü, alaşıma uygulanan ısıl işlem (A Arias, Perez-Higueras, & de la Macorra, 2014; Frick et al., 2005), eğenin sahip olduğu heliks açısı (He & Ni, 2010), kesit şekli (Versluis, Kim, Lee, Kim, & Lee, 2012), uç boyutu ve taper (Parashos et al., 2004) gibi birçok faktör etkileyebilmektedir.

Üç mikroyapısal faza sahip olan Ni-Ti alaşımın mekaniksel özelliği, bu faz oranlarına bağlı olarak değişeceğinden (Ya Shen et al., 2013), son yıllarda ısıl işlem sayesinde martensit ve R faz oranı artırılarak döngüsel yorgunluk direçlerini geliştirilmiş Ni-Ti alaşımlar üretilmiştir (Yong Gao, James L Gutmann, Kevin Wilkinson, Randall Maxwell, & Dan Ammon, 2012; Ha et al., 2013). Önceki çalışmalarda, austenit yapıdan daha yumuşak özellik

sergileyen martensit ve R yapı içeriği artırılmış eğerlerin daha üstün döngüsel yorgunluk direnci sergilediği bildirilmiştir (L. C. M. Braga, Silva, Buono, & de Azevedo Bahia, 2014; Ya Shen, Hui-min Zhou, et al., 2011). Bizim çalışmamızda da benzer şekilde en yüksek döngüsel yorgunluk direncini EasyPath'in sergilemesinin üretici firmanın iddia ettiği ısıtma işlemi ile artırılmış martensit içeriğinden kaynaklandığını düşünüyoruz.

Çeşitli Ni-Ti eğerlerinin döngüsel yorgunluk direncini karşılaştıran bazı çalışmalarda HyFlex CM eğerlerinin Trunatomy eğerlerine göre yüksek döngüsel yorgunluk direnci sergilediği rapor edilmiştir (Mustafa Gündoğar, Uslu, Özyürek, & Plotino, 2020; Gülşah Uslu, Gundogar, Özyurek, & Plotino, 2020). Bu çalışmalarda giriş yolu eğerleri kullanılmamış olması göz önünde bulundurularak bizim çalışmamızda da benzer şekilde HyFlex EDM Trunatomy Glider'a göre yüksek döngüsel yorgunluk direnci göstermiştir. Iacono ve ark. (2017) HyFlex EDM eğerlerinin yapısal özelliklerini inceledikleri çalışmada DSC analizine göre bu eğerlerin  $A_s$  sıcaklıklarının 43.5  $A_f$  sıcaklıklarının ise 54.6 olduğunu bu yüzden oda sıcaklığında ve vücut sıcaklığında austenit yapı içermediğini belirtmişlerdir. Başka bir çalışmada ise Trunatomy eğerlerinin DSC analizinde  $A_f$  sıcaklığının 30.8 olduğu bu yüzden oda sıcaklığında, tamamen martensit ve R-faz yapısını değil austenit yapıyı da barındırdığı ifade edilmiştir (Kyung, 2020). Bu bilgiler ışığında bizim çalışmamızda HyFlex EDM'in Trunatomy Glider'a göre daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci sergilemesinin, HyFlex EDM'in Trunatomy Glider'a göre oda sıcaklığında daha fazla oranda döngüsel yorgunluğa direnci artıran martensit yapıya sahip olmasından kaynaklanabileceğini düşünüyoruz.

Literatürde, Kırıcı ve ark.'nın (2021) yaptıkları Trunatomy Glider'ın döngüsel yorgunluk direncini test eden sadece 1 çalışma mevcuttur. Bu çalışmada Trunatomy Glider bizim çalışmamıza göre daha düşük döngüsel yorgunluk direnci sergilemiştir. Bu sonuç; deneyin, eğer üzerinde daha fazla stres birikmesine sebep olan S şeklinde ve küçük yarıçapta

eğriliğe sahip yapay kanallarda ve statik modda gerçekleştirilmesinden kaynaklanıyor olabilir

Önceki çalışmalarda (Ismail Davut Capar et al., 2015; Kaval, Capar, & Ertas, 2016; H.-C. Kim et al., 2012), Ni-Ti eğelerin kesitsel tasarımından ve taperinden kaynaklanan maksimum stres noktasında sahip oldukları daha büyük bir metal kütle hacminin, eğeler arasında meydana gelen döngüsel yorgunluk farkında gözardı edilemeyecek derecede döngüsel yorgunluk direncini etkilediği gösterilmiştir. Sung ve ark. (2014) geleneksel Ni-Ti alaşımdan üretilen G File ve Path File eğeleri ile 3 mm yarıçap ve 90° eğrilik açısına sahip yapay kanalda yaptıkları çalışmada G2 (#17/.03)'in G1 (#12/.03)'den, PathFile #3 (#19/.02)'ün de PathFile #2 (#16/.02) ve PathFile #1 (#13/.02)'den anlamlı derecede daha düşük döngüsel yorgunluk sergilediğini bulmuşlardır. Kim ve ark. (2012) ise uç noktada aynı boyuta sahip Recipro R25, WaveOne Primary ve ProTaper F2 ile yaptıkları çalışmada Recipro R25'in döngüsel yorgunluk direncinin WaveOne Primary'den yüksek olmasının D5 noktasında Recipro R25'in daha küçük alana sahip olmasından kaynaklandığını ifade etmişlerdir. Özyürek ve ark. (2017) M-Wire alaşıma sahip ProGlider ile geleneksel alaşıma sahip Path File eğelerinin döngüsel yorgunluk testlerini bizim çalışmamızda olduğu gibi 5 mm eğrilik yarıçapı 60 derece eğrilik açısına sahip paslanmaz çelik kanallarda dinamik test yöntemiyle gerçekleştirmişlerdir. Özyürek ve ark. (2017), ısıtılma ile üretilen M-Wire alaşımın geleneksel alaşıma kıyasla daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci gösterdiğini ortaya koyan çalışmaların (A. Elnaghy & Elsaka, 2015; Gülşah Uslu et al., 2016) aksine, bizim çalışmamızla benzer şekilde geleneksel Ni-Ti alaşıma sahip giriş yolu eğesinin ısıtılma işlem uygulanmış alaşıma sahip olandan daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci sergilediğini bulmuşlardır. Bu sonucun eğelerin farklı kesit ve tasarım özelliklerinden kaynaklanabileceğini ifade etmişlerdir. Capar ve ark (2015) Path File, G file, Scout Race ile ısıtılma işlem görmüş Hyflex EDM ve ProGlider olmak üzere 5 farklı giriş yolu eğesinin

döngüsel yorgunluk direncini karşıladıkları çalışmalarında ısıl işlem görmüş eğelerin Path File'dan anlamlı derecede yüksek döngüsel yorgunluk direnci sergilediğini bulmuşlardır (Ismail Davut Capar et al., 2015). Bu bulgu bizim çalışmamızı desteklememektedir. Ancak bizim çalışmamızda kullandığımız HyFlex EDM'in 15.03 bu çalışmada kullanılanın ise 10.05 boyutunda olmasının, deneyin bizim deneyimizden farklı olarak 90 derecelik yapay kanallarda ve statik döngüsel yorgunluk test modelinde gerçekleştirilmesinin sonuçları değerlendirirken göz önünde bulundurulması gerektiğini düşünmekteyiz. Bizim çalışmamızda hem yüksek hız grubunda hem üretici firmanın önerdiği kullanım hızı grubunda, PathFile'in ısıl işleme üretilmemesine rağmen HyFlex EDM ve Trunatomy Glider'a göre maksimum bükülme noktasında metal kütle hacminin bariz şekilde az olması daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci sergilemesine neden olmuş olabilir.

Kesit tasarımının döngüsel yorgunluğa etkisini değerlendiren bir çalışmada 25.06 boyutunda çift S-şekil kesitli Mtwo, 20.04 boyutunda dikdörtgen kesitli T Pro E1, 25.04 boyutunda dışbükey üçgen kesitli T Pro E2 ve 25.06 boyutunda üçgen kesitli T Pro E4 eğeleri kullanılmış ve çift S-şekil kesiti sayesinde ege yüzeyi ile yapay kanal duvarları arasındaki kütle ve temas noktalarının azalması sonucu Mtwo'nun en yüksek döngüsel yorgunluk direncine sahip olduğu ifade edilmiştir (Faus-Llácer et al., 2021). Serefoğlu ve ark. (2018) WaveOne Gold Glider, ProGlider ve R-Pilot ile yaptıkları döngüsel yorgunluk çalışmasında her ikisi de M Wire alaşıma sahip R-Pilot'un ProGlider'dan daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci sergilediğini bulmuşlardır. Bu sonuçta hareket kinematiği ve çekirdek alanındaki metal kütlesi farklılığının (R-Pilot eğelerinin S-şekilli kesit tasarımı sayesinde kare kesit tasarımına sahip ProGlider eğelerinden daha düşük çekirdek alan metal kütlesine sahiptir) etkili olduğunu ifade etmişlerdir. Kim ve ark. (2012) ise aynı Ni-Ti alaşım, hareket kinematiği, boyut ve konikliğe sahip Recipro R25, WaveOne primer'in döngüsel yorgunluk yorgunluk dirençlerini karşıladıkları çalışmalarında S-şekilli kesit tasarımına sahip

Reciproc R25'in içbükey üçgen kesit tasarımına sahip WaveOne primer'dan daha üstün döngüsel yorgunluk direncine sahip olduğunu bulmuşlardır. Biz de Easy Path'in hem üretici firmanın önerdiği kullanım hızı grubunda hem de yüksek hız grubunda en yüksek döngüsel yorgunluk direnci sergilemesinde modifiye S kesit tasarıma sahip olmasının etkili olduğunu düşünüyoruz. Ayrıca bu sonuca, Easy Path giriş yolu eğesinin tescilli bir termomekanik işlem olan AMBER HT teknolojisi ile ısıtılarak üretilmesi sonucu ortaya çıkan döngüsel yorgunluk direncini artıran üstün mekanik özelliklerin de katkıda bulunduğunu düşünüyoruz.

Üretici firmanın önerdiği kullanım hızı grubunda sonuçlar, kırılma süresi veya kırılmaya kadar olan döngü sayısı açısından değerlendirildiğinde süre açısından en yüksek döngüsel yorgunluğu sergileyen EasyPath ile PathFile arasındaki anlamlı olmayan farklılık, döngü sayısı açısından değerlendirildiğinde EasyPath'in PathFile'dan anlamlı derecede yüksek döngüsel yorgunluk göstermesiyle sonuçlanmıştır. Çalışmamızla benzer şekilde bazı araştırmalarda da (Klymus et al., 2019; Taha Özyürek, Mustafa Gündoğar, et al., 2018; Ruiz-Sánchez et al., 2020) eğeler arasında kırılmaya kadar geçen süre değerlendirmesinde anlamlı farklılık oluşmazken sonuçlar kırılana kadar geçen döngü sayısı olarak karşılaştırıldığında anlamlı farklılıklar oluşmuştur. Çalışmamızdaki bu sonuç, üretici firmanın önerdiği kullanım hızı grubunda Path File'ın 300 rpm ve Easy path'in ise 500 rpm olmak üzere farklı hızlarda kullanılmasıyla açıklanabilir. Öte yandan HyFlex EDM 300 rpm Trunatomy Glider ise 500 rpm hızlarda kullanılmasına rağmen hem kırılma süresi hem de kırılmaya kadar olan döngü sayısı açısından HyFlex EDM istatistiksel olarak anlamlı derecede daha üstün döngüsel yorgunluk direnci sergilemiştir. Bu bulgumuzla benzer şekilde bazı çalışmalarda da (Serafin, De Biasi, Franco, & Angerame, 2019; H. S. Topçuoğlu, Topçuoğlu, Kafdağ, & Balkaya, 2020) düşük kullanım hızına sahip olan eğe hem süre hem de kırılmaya kadar olan döngü sayısı açısından daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci göstermiştir. Bizim çalışmamızda bu

durum Hyflex EDM'in süre açısından 3 kata yakın döngüsel yorgunluk direnci göstermesine karşın Trunatomy Glider'in sadece 1,5-2 kat daha yüksek hızda kullanılmasıyla ilişkilidir.

Yüksek hız grubunda ise sonuçların kırılma süresi veya kırılmaya kadar olan tur sayısı açısından değerlendirilmesi sonuçları etkilemedi, çünkü test edilen bütün eğelerin kullanım hızları 1000 rpm olacak şekilde aynıydı.

Döngüsel yorulma testinde düzeneğin standartlaştırılmış kurulumu, eğeler üzerinde benzer stres noktaları oluşturabilir ve kırık parçanın uzunlukları benzer olabilir (Oh et al., 2010); ancak, eğelerin alaşım özelliklerine ve kesit tasarımına bağlı olarak sergiledikleri farklı eğilme momentleri, maksimum stres noktalarının yerini değiştirebilir ve farklı ege türleri için farklı kırık parça uzunlukları gözlemlenebilir (Kaval et al., 2016). Bizim çalışmamızda da gruplar arasında eğelerin kırık parça uzunlukları karşılaştırıldığında sadece Easy path'de üretici firmanın önerdiği kullanım hızı grubunda istatistiksel olarak anlamlı derece daha uzun kırık oluştuğu görülmüştür. Diğer hiçbir grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık meydana gelmemiştir. Capar ve ark. (2014) ProTaper Universal, Revo-S ve HyFlex ege sistemlerinin koronal flaring eğelerinin 60° eğriliğe sahip yapay kanalda döngüsel yorgunluk direncini karşılaştırdıkları çalışmalarında ProTaper Universal Sx egesinde diğer egelelerden anlamlı derecede daha uzun kırık oluştuğunu bulmuşlardır. Bu durumun ProTaper Sx egesinin maksimum stres noktasının daha koronal olarak oluşmasına neden olacak D6 ve D9 arasında %19'luk bir konikliğe sahip olan tasarımından kaynaklanabileceğini ifade etmişlerdir. Kaval ve ark. (2016) HyFlex EDM, ProTaper Gold F2 ve ProTaper Universal F2 eğelerinin döngüsel yorgunluk direncini karşılaştırdıkları çalışmalarında HyFlex EDM'de farklı bükülme momentinden kaynaklandığını düşündükleri anlamlı derecede daha uzun kırık oluştuğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmalarla benzer şekilde bizim çalışmamızda Easy path'de görülen daha uzun kırık parça oluşmasının sebebinin yapay kanalın ege üzerinde yarattığı stres noktasında diğer egelelerden daha büyük konikliğe sahip olması olduğunu düşünüyoruz.

Çalışmamızda, SEM altında incelenen kırık yüzeylerde, hız ve ege tipine göre farklılık görülmeksizin bütün eğerlerde döngüsel yorgunluğa bağlı kırılmadan dolayı oluşan çatlak, çukur, mikro boşluk ve aşırı yük bölgelerinden oluşan benzer karakteristik yapılar tespit edilmiştir. Ayrıca, incelenen kırık yüzeylerinde kırılma bölgelerinin genelde kenar veya köşelerden başladığı görülmüştür. Oluşan çukurlu yüzeyler, döngüsel yorgunluğa bağlı çatlak ile başlayan sünek kırılmalar açıklanabilir (Pirani et al., 2011). Sonuçlarımız, döngüsel yorgunluk çalışmalarında incelenen kırık yüzeylerinin SEM görüntüleri ile benzerdir (Sung et al., 2014; Gülşah Uslu, Özyürek, Yılmaz, & Gündoğar, 2018; Yılmaz, Uslu, & Özyürek, 2017).

İn vitro olarak gerçekleştirdiğimiz döngüsel yorgunluk deneyinde yapay kanalı elde ettiğimiz paslanmaz çelik alaşım her ne kadar kinik değişkenleri azaltsa da dentin dokusu ve dentin sertliği arasındaki farklardan dolayı çalışmadan elde edilecek veriler klinik koşulları tamamen yansıtamayabilir. Bu durum çalışmamızın bir sınırlaması olabilir.

Çalışmamızda döngüsel yorgunluk testlerinin gerçekleştirildiği paslanmaz çelik yapay kanal eğerlerin çaplarını simüle etmeyip sabit 1 mm genişlikte tasarlandı. Bu yüzden, deneyimizin döngüsel yorgunluk verilerini, kullandığımız yapay kanalın iç çapı ile kullandığımız eğerlerin çapı arasındaki uyumsuzluğun olumsuz etkileyebileceği bilinmelidir. Önceki çalışmalarda paslanmaz çelik yapay kanalların tasarımında bir standardizasyon belirlememiş olsa da, eğerlerin çaplarının simüle edilememiş olması bu çalışmanın bir diğer sınırlaması olarak görülebilir.

## 6.SONUÇ VE ÖNERİLER

Farklı Ni-Ti giriş yolu eğelerinin 60 derece eğrilik açısı 5 mm eğrilik yarıçapında döngüsel yorgunluk dirençlerinin değerlendirildiği bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde şu sonuçlara varılmıştır:

1. Hem üretici firmanın önerdiği kullanım hızı grubunda hem de yüksek hız grubunda kırılana kadar geçen süre açısından en yüksek döngüsel yorgunluk direncini Easy path sergilemiştir. Her iki grupta da kırılana kadar geçen ortalama süre yüksekten düşüğe doğru sırasıyla EasyPath, PathFile, HyFlex EDM, Trunatomy Glider şeklinde bulundu. Kullanım hızı arttığında bütün eğelerin kırılana kadar geçen süresi kısalmıştır. Eğelerin klinik kullanımı sırasında bu durum göz önünde bulundurulmalıdır.

2. Kırılana kadar geçen süre verileri kırılana kadar yapılan tur sayısına çevrildiğinde en yüksek döngüsel yorgunluk direncini gene Easy Path sergilemiştir. Her iki grupta da eğelerin KKTS değerleri yüksekten düşüğe doğru sırasıyla EasyPath, PathFile, HyFlex EDM, Trunatomy Glider şeklinde bulundu. Kullanım hızı arttığında EasyPath, HyFlex EDM ve Trunatomy Glider'in KKTS değerleri anlamlı düzeyde değişmezken sadece PathFile'in artmıştır.

3. Çalışmamızdaki eğelerin döngüsel yorgunluk dirençlerini eğelerin kullanım hızı, Ni-Ti alaşım tipi, eğelerin tasarım özellikleri etkilemiş olabilir.

Hem süre hem de KKTS değerleri açısından her iki grupta da en yüksek döngüsel yorgunluk direncini sergileyen EasyPath eğimli kanallarda giriş yolu eğesi olarak öncelikli tercih olabilir. Hız arttığında KKTS değeri yükselen tek ege olan PathFile'in, yüksek hızın olumlu etkilerinden faydalanmak istenildiğinde tercih edilmesini tavsiye edebiliriz.

Ni-Ti giriş yolu eğelerinin klinikte güvenli bir şekilde kullanılabilmesi için yapılan araştırmalarda, test metotlarının ve cihazlarının ADA ve ISO tarafından standardizasyonuna ihtiyaç duyulmaktadır. Ni-Ti giriş yolu eğelerinin döngüsel yorulma direncini etkileyen bir

çok faktör vardır, ileride yapılacak olan araştırmalarda, çalışmamızda kullandığımız giriş yolu eğeleriyle gerçekleştirilen testler, klinik koşulları daha iyi yansıtacak vücut sıcaklığı ve ya kanal irrigasyonu olan ortamda yapılarak daha anlaşılır test sonuçların elde edilmesi sağlanabilir.



## 7. KAYNAKLAR

- Al-Hadlaq, S. M., Aljarbou, F. A., & AlThumairy, R. I. (2010). Evaluation of cyclic flexural fatigue of M-wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontic* , 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., & Mitchell, J. C. (2003). Scanning electron microscope observations of new and used nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontic* , 29(10), 667-669.
- Alapati, S. B., Brantley, W. A., Svec, T. A., Powers, J. M., Nusstein, J. M., & Daehn, G. S. (2004). Proposed role of embedded dentin chips for the clinical failure of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontic* , 30(5), 339-341.
- Alapati, S. B., Brantley, W. A., Svec, T. A., Powers, J. M., Nusstein, J. M., & Daehn, G. S. (2005). SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use. *Journal of Endodontic* , 31(1), 40-43.
- Alapati, S. B., Brantley, W. A., Iijima, M., Clark, W. A., Kovarik, L., Buie, C., Johnson, W. B. (2009). Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontic* , 35(11), 1589-1593.
- Allen, M. J., Glickman, G. N., & Griggs, J. A. (2007). Comparative analysis of endodontic pathfinders. *Journal of Endodontic* , 33(6), 723-726.
- Alovisi, M., Cemenasco, A., Mancini, L., Paolino, D., Scotti, N., Bianchi, C., & Pasqualini, D. (2017). Micro-CT evaluation of several glide path techniques and ProTaper Next shaping outcomes in maxillary first molar curved canals. *International Endodontic Journal*, 50(4), 387-397.

- Amza, O., Dimitriu, B., Suciu, I., Bartok, R., & Chirila, M. (2020). Etiology and Prevention of an Endodontic Iatrogenic Event: Instrument Fracture. *Journal of Medicine and Life*, 13(3), 378.
- Anderson, M. E., Price, J. W., & Parashos, P. (2007). Fracture resistance of electropolished rotary nickel–titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontic* , 33(10), 1212-1216.
- Andreasen, G. F., & 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., & Truitt, J. E. (2004). K3 Endo, ProTaper, and ProFile systems: breakage and distortion in severely curved roots of molars. *Journal of Endodontic* , 30(4), 234-237.
- Anthony, L. P., & Grossman, L. I. (1945). A brief history of root-canal therapy in the United States. *The Journal of the American Dental Association*, 32(1), 43-50.
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2012). *Phillips' Science Of Dental Materials*: Elsevier Health Sciences.
- Arens, F. C., Hoen, M. M., Steiman, H. R., & Dietz Jr, G. C. (2003). Evaluation of single-use rotary nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontic* , 29(10), 664-666.
- Arias, A., Perez-Higueras, J. J., & de la Macorra, J. C. (2014). Influence of clinical usage of GT and GTX files on cyclic fatigue resistance. *International Endodontic Journal*, 47(3), 257-263.
- Arias, A., Hejlawy, S., Murphy, S., Jose, C., Govindjee, S., & Peters, O. A. (2019). Variable impact by ambient temperature on fatigue resistance of heat-treated nickel titanium instruments. *Clinical Oral Investigations*, 23(3), 1101-1108.

- Bahia, M., Martins, R., Gonzalez, B., & Buono, V. (2005). Physical and mechanical characterization and the influence of cyclic loading on the behaviour of nickel-titanium wires employed in the manufacture of rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, 38(11), 795-801.
- Bahia, M. G. A., & Buono, V. T. L. (2005). Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 100(2), 249-255.
- Barbosa, F. O. G., Gomes, J. A. d. C. P., & de Araújo, M. C. P. (2007). Influence of previous angular deformation on flexural fatigue resistance of K3 nickel–titanium rotary instruments. *Journal of Endodontic* , 33(12), 1477-1480.
- Basmadjian-Charles, C., Farge, P., Bourgeois, D., & Lebrun, T. (2002). Factors influencing the long-term results of endodontic treatment: a review of the literature. *International Dental Journal*, 52(2), 81-86.
- Baumann, M. A. (2004). Nickel–titanium: options and challenges. *Dental Clinics*, 48(1), 55-67.
- Bellizzi, R., & Cruse, W. P. (1980). A historic review of endodontics, 1689-1963, part 3. *Journal of Endodontic* , 6(5), 576-580.
- Berendt, C. (2007). Inventor Method of preparing NiTinol for use in manufacturing instruments with improved fatigue resistance. *US patent Application 200700721472007*.
- Bergmans, L., Van Cleynenbreugel, J., Wevers, M., & Lambrechts, P. (2001). Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: rationale, performance and safety. *American Journal of Dentistry*, 14(5), 324-323.

- Berutti, E., Chiandussi, G., Gaviglio, I., & Ibba, A. (2003). Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments: ProTaper versus ProFile. *Journal of Endodontic* , 29(1), 15-19.
- Berutti, E., Negro, A. R., Lendini, M., & Pasqualini, D. (2004). Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments. *Journal of Endodontic* , 30(4), 228-230.
- Berutti, E., Cantatore, G., Castellucci, A., Chiandussi, G., Pera, F., Migliaretti, G., & Pasqualini, D. (2009). Use of nickel-titanium rotary PathFile to create the glide path: comparison with manual preflaring in simulated root canals. *Journal of Endodontic* , 35(3), 408-412.
- Berutti, E., Paolino, D. S., Chiandussi, G., Alovise, M., Cantatore, G., Castellucci, A., & Pasqualini, D. (2012). Root canal anatomy preservation of WaveOne reciprocating files with or without glide path. *Journal of Endodontic* , 38(1), 101-104.
- Best, S., Watson, P., Pilliar, R., Kulkarni, G., & Yared, G. (2004). Torsional fatigue and endurance limit of a size 30. 06 ProFile rotary instrument. *International Endodontic Journal*, 37(6), 370-373.
- Blum, J., Machtou, P., Ruddle, C., & Micallef, J. (2003). Analysis of mechanical preparations in extracted teeth using ProTaper rotary instruments: value of the safety quotient. *Journal of Endodontic* , 29(9), 567-575.
- Bojorquez, B., Marloth, R., & Es-Said, O. (2002). Formation of a crater in the workpiece on an electrical discharge machine. *Engineering Failure Analysis*, 9(1), 93-97.
- Bonaccorso, A., Tripi, T. R., Rondelli, G., Condorelli, G. G., Cantatore, G., & Schäfer, E. (2008). Pitting corrosion resistance of nickel-titanium rotary instruments with different surface treatments in seventeen percent ethylenediaminetetraacetic Acid and sodium chloride solutions. *Journal of Endodontic* , 34(2), 208-211.

- Booth, J. R., Scheetz, J. P., Lemons, J. E., & Eleazer, P. D. (2003). A comparison of torque required to fracture three different nickel-titanium rotary instruments around curves of the same angle but of different radius when bound at the tip. *Journal of Endodontic* , 29(1), 55-57.
- Bouska, J., Justman, B., Williamson, A., DeLong, C., & Qian, F. (2012). Resistance to cyclic fatigue failure of a new endodontic rotary file. *Journal of Endodontic* , 38(5), 667-669.
- Braga, L. C. M., Silva, A. C. F., Buono, V. T. L., & de Azevedo Bahia, M. G. (2014). Impact of heat treatments on the fatigue resistance of different rotary nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontic* , 40(9), 1494-1497.
- Brantley, W. A., & Eliades, T. (2001). Orthodontic materials: scientific and clinical aspects. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 119(6), 672-673.
- Brantley, W., Svec, T., Iijima, M., Powers, J., & Grentzer, T. (2002). Differential scanning calorimetric studies of nickel titanium rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontic* , 28(8), 567-572.
- Buehler, W. J. (1969). 55-Nitinol unique wire alloy with a memory. *Wire Journal*, 2, 41-49.
- Buehler, W. J., Gilfrich, J. V., & Wiley, R. (1963). Effect of low-temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. *Journal of Applied Physics*, 34(5), 1475-1477.
- Buehler, W. J., & 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.
- Bui, T. B., Mitchell, J. C., & Baumgartner, J. C. (2008). Effect of electropolishing ProFile nickel-titanium rotary instruments on cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and cutting efficiency. *Journal of Endodontic* , 34(2), 190-193.

- Capar, I. D., Ertas, H., & Arslan, H. (2014). Comparison of cyclic fatigue resistance of nickel-titanium coronal flaring instruments. *Journal of Endodontic* , 40(8), 1182-1185.
- Capar, I. D., Ertas, H., Ok, E., Arslan, H., & Ertas, E. T. (2014). Comparative study of different novel nickel-titanium rotary systems for root canal preparation in severely curved root canals. *Journal of Endodontic* , 40(6), 852-856.
- Capar, I. D., Kaval, M. E., Ertas, H., & Sen, B. H. (2015). Comparison of the cyclic fatigue resistance of 5 different rotary pathfinding instruments made of conventional nickel-titanium wire, M-wire, and controlled memory wire. *Journal of Endodontic* , 41(4), 535-538.
- Capar, I. D., Ertas, H., & Arslan, H. (2015). Comparison of cyclic fatigue resistance of novel nickel-titanium rotary instruments. *Australian Endodontic Journal*, 41(1), 24-28.
- Casper, R. B., Roberts, H. W., Roberts, M. D., Himel, V. T., & Bergeron, B. E. (2011). Comparison of autoclaving effects on torsional deformation and fracture resistance of three innovative endodontic file systems. *Journal of Endodontic* , 37(11), 1572-1575.
- Cassim, I., & Van der Vyver, P. J. (2013). The importance of glide path preparation in endodontics: a consideration of instruments and literature: scientific. *South African Dental Journal*, 68(7), 322-327.
- Chang, S. W., Shim, K. S., Kim, Y. C., Jee, K. K., Zhu, Q., Perinpanayagam, H., & Kum, K. Y. (2016). Cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and metallurgical characteristics of V taper 2 and V taper 2H rotary NiTi files. *Scanning*, 38(6), 564-570.
- Cheung, S.-p. (2006). Low-cycle fatigue of nickel-titanium rotary root-canal instruments. *Journal of Endodontic* , 33(12), 1433-1437
- Cheung, G., & Darvell, B. (2007). Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 1: strain-life relationship. *International Endodontic Journal*, 40(8), 612-618.

- Cheung, G. S. (2007). Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endodontic Topics*, 16(1), 1-26.
- Cheung, G. S., Shen, Y., & Darvell, B. W. (2007). Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of a nickel-titanium rotary instrument in hypochlorite? *Journal of Endodontic* , 33(10), 1217-1221.
- Cheung, G. S., Shen, Y., & Darvell, B. W. (2007). Effect of environment on low-cycle fatigue of a nickel–titanium instrument. *Journal of Endodontic* , 33(12), 1433-1437.
- Choi, J., Oh, S., Kim, Y. C., Jee, K. K., Kum, K., & Chang, S. (2016). Fracture Resistance of K3 Nickel-Titanium Files Made from Different Thermal Treatments. *Bioinorganic Chemistry and Applications*, 2016, 6374721.
- Clark, D., & Khademi, J. (2010). Modern molar endodontic access and directed dentin conservation. *Dental Clinics*, 54(2), 249-273.
- Crump, M. C., & 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.
- Cunningham, C. J., & Senia, E. S. (1992). A three-dimensional study of canal curvatures in the mesial roots of mandibular molars. *Journal of Endodontic* , 18(6), 294-300.
- Curson, I. (1965). History and endodontics. *The Dental Practitioner and Dental Record*, 15, 435-439.
- D'Amario, M., Baldi, M., Petricca, R., De Angelis, F., El Abed, R., & D'Arcangelo, C. (2013). Evaluation of a new nickel-titanium system to create the glide path in root canal preparation of curved canals. *Journal of Endodontic* , 39(12), 1581-1584.
- Darabara, M., Bourithis, L., Zinelis, S., & Papadimitriou, G. (2004). Susceptibility to localized corrosion of stainless steel and NiTi endodontic instruments in irrigating solutions. *International Endodontic Journal*, 37(10), 705-710.

- De-Deus, G., Vieira, V. T. L., da Silva, E. J. N., Lopes, H., Elias, C. N., & Moreira, E. J. (2014). Bending resistance and dynamic and static cyclic fatigue life of Reciproc and WaveOne large instruments. *Journal of Endodontic* , 40(4), 575-579.
- De-Deus, G., Silva, E. J., Vieira, V. T., Belladonna, F. G., Elias, C. N., Plotino, G., & Grande, N. M. (2017). Blue Thermomechanical Treatment Optimizes Fatigue Resistance and Flexibility of the Reciproc Files. *Journal of Endodontic* , 43(3), 462-466.
- de Oliveira Alves, V., da Silveira Bueno, C. E., Cunha, R. S., Pinheiro, S. L., Fontana, C. E., & de Martin, A. S. (2012). Comparison among manual instruments and PathFile and Mtwo rotary instruments to create a glide path in the root canal preparation of curved canals. *Journal of Endodontic* , 38(1), 117-120.
- De Vasconcelos, R. A., Murphy, S., Carvalho, C. A. T., Govindjee, R. G., Govindjee, S., & Peters, O. A. (2016). Evidence for reduced fatigue resistance of contemporary rotary instruments exposed to body temperature. *Journal of Endodontic* , 42(5), 782-787.
- Dhillon, J. S., & Singh, H. (2016). ESTABLISHING GLIDE PATH.
- Dhingra, A., & Bhardwaj, N. (2013). *Glide path in endodontics*: LAP LAMBERT Academic Publishing.
- 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.
- Dietz, D. B., Di Fiore, P. M., Bahcall, J. K., & Lautenschlager, E. P. (2000). Effect of rotational speed on the breakage of nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontic* , 26(2), 68-71.
- Duque, J. A., Vivan, R. R., Cavenago, B. C., Amoroso-Silva, P. A., Bernardes, R. A., Vasconcelos, B. C., & Duarte, M. A. (2017). Influence of NiTi alloy on the root canal shaping capabilities of the ProTaper Universal and ProTaper Gold rotary instrument systems. *Journal of Applied Oral Science* 25(1), 27-33.

- Eggeler, G., Hornbogen, E., Yawny, A., Heckmann, A., & Wagner, M. (2004). Structural and functional fatigue of NiTi shape memory alloys. *Materials Science and Engineering: A*, 378(1-2), 24-33.
- El Batouty, K. M., & Elmallah, W. E. (2011). Comparison of canal transportation and changes in canal curvature of two nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontic* , 37(9), 1290-1292.
- Elnaghy, A.M., & Elsaka, S. (2015). Evaluation of the mechanical behaviour of PathFile and ProGlider pathfinding nickel–titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 48(9), 894-901.
- Elnaghy, A. M., & Elsaka, S. E. (2016). Shaping ability of ProTaper Gold and ProTaper Universal files by using cone-beam computed tomography. *Indian Journal of Dental Research* , 27(1), 37-41.
- Elnaghy, A. M., & Elsaka, S. E. (2018). Torsional resistance of XP-endo Shaper at body temperature compared with several nickel-titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 51(5), 572-576.
- Elnaghy, A.M., & Elsaka, S. (2018). Cyclic fatigue resistance of XP-endo Shaper compared with different nickel-titanium alloy instruments. *The Journal Clinical Oral Investigations*, 22(3), 1433-1437.
- Elsaka, S. E., Elnaghy, A. M., & Badr, A. E. (2017). Torsional and bending resistance of WaveOne Gold, Reciproc and Twisted File Adaptive instruments. *International Endodontic Journal*, 50(11), 1077-1083.
- Engstrom, B. (1964). Correlation of positive cultures with the prognosis for root canal therapy. *Odontol Revy*, 15, 257-269.

- Ersoy, I., Kol, E., Uygun, A. D., Tanriver, M., & Seckin, F. (2016). Comparison of cyclic fatigue resistance between different NiTi instruments with 4% taper. *Microscopy Research and Technique*, 79(5), 345-348.
- Estrela, C., Pécora, J. D., Estrela, C. R., Guedes, O. A., Silva, B. S., Soares, C. J., & Sousa-Neto, M. D. (2017). Common operative procedural errors and clinical factors associated with root canal treatment. *Brazilian Dental Journal*, 28(2), 179-190.
- Faraj, S., & Boutsoukis, C. (2017). Observer variation in the assessment of root canal curvature. *International Endodontic Journal*, 50(2), 167-176.
- Faus-Llácer, V., Hamoud-Kharrat, N., Marhuenda Ramos, M. T., Faus-Matoses, I., Zubizarreta-Macho, Á., Ruiz Sánchez, C., & Faus-Matoses, V. (2021). Influence of the Geometrical Cross-Section Design on the Dynamic Cyclic Fatigue Resistance of NiTi Endodontic Rotary Files—An In Vitro Study. *Journal of Clinical Medicine*, 10(20), 4713.
- Fife, D., Gambarini, G., & Britto, L. (2004). Cyclic fatigue testing of ProTaper NiTi rotary instruments after clinical use. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 97(2), 251-256.
- Filip, P. (2001). Titanium-nickel shape memory alloys in medical applications *Titanium in Medicine* (pp. 53-86): Springer.
- Frick, C. P., Ortega, A. M., Tyber, J., Maksound, A. E. M., Maier, H. J., Liu, Y., & Gall, K. (2005). Thermal processing of polycrystalline NiTi shape memory alloys. *Materials Science and Engineering: A*, 405(1-2), 34-49.
- Gabel, W. P., Hoen, M., Steiman, H. R., Pink, F. E., & Dietz, R. (1999). Effect of rotational speed on nickel-titanium file distortion. *Journal of Endodontic*, 25(11), 752-754.

- Gambarini, G. (2001). Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low-and high-torque endodontic motors. *Journal of Endodontic* , 27(12), 772-774.
- Gambarini, G. (2001). Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *International Endodontic Journal*, 34(5), 386-389.
- Gambarini, G., Gerosa, R., De Luca, M., Garala, M., & 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 Endodontic*, 105(6), 798-800.
- Gambarini, G., Grande, N. M., Plotino, G., Somma, F., Garala, M., De Luca, M., & Testarelli, L. (2008). Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *Journal of Endodontic* , 34(8), 1003-1005.
- Gambarini, G., Testarelli, L., Galli, M., Tucci, E., & De Luca, M. (2010). The effect of a new finishing process on the torsional resistance of twisted nickel-titanium rotary instruments. *Minerva Stomatol*, 59(7-8), 401-406.
- Gambarini, G., Plotino, G., Sannino, G., Grande, N. M., Giansiracusa, A., Piasecki, L., Testarelli, L. (2015). Cyclic fatigue of instruments for endodontic glide path. *Odontology*, 103(1), 56-60.
- Gambarra-Soares, T., Lopes, H. P., Oliveira, J., Chaves Souza, L., Vieira, V. T. L., & Elias, C. N. (2013). Dynamic or static cyclic fatigue tests: Which best determines the lifespan of endodontic files. *Endodontic Practice Today Dentists*, 7, 101-104.
- Gao, Y., Shotton, V., Wilkinson, K., Phillips, G., & Johnson, W. B. (2010). Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of ProFile Vortex rotary instruments. *Journal of Endodontic* , 36(7), 1205-1209.

- Gao, Y., Gutmann, J. L., Wilkinson, K., Maxwell, R., & Ammon, D. (2012). Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. *Journal of Endodontic* , 38(3), 398-401.
- Gavini, G., Pessoa, O. F., Barletta, F. B., Vasconcellos, M., & Caldeira, C. L. (2010). Cyclic fatigue resistance of rotary nickel-titanium instruments submitted to nitrogen ion implantation. *Journal of Endodontic* , 36(7), 1183-1186.
- Gavini, G., Santos, M. D., Caldeira, C. L., Machado, M. E. L., Freire, L. G., Iglecias, E. F., Candeiro, G. T. M. (2018). Nickel-titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. *Brazilian Oral Research.*, 32(suppl 1), e67.
- George, G. K., Sanjeev, K., & Sekar, M. (2011). An in vitro evaluation of the effect of deep dry cryotreatment on the cutting efficiency of three rotary nickel titanium instruments. *Journal of Conservative Dentistry*, 14(2), 169.
- Gianluca, G. (2005). The K3 rotary nickel titanium instrument system. *Endodontic Topics*, 10(1), 179-182.
- Goo, H. J., Kwak, S. W., Ha, J. H., Pedullà, E., & Kim, H. C. (2017). Mechanical Properties of Various Heat-treated Nickel-titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontic* , 43(11), 1872-1877.
- Grande, N., Plotino, G., Pecci, R., Bedini, R., Malagnino, V., & Somma, F. (2006). Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel–titanium rotary systems. *International Endodontic Journal*, 39(10), 755-763.
- Grande, N. M., Plotino, G., Silla, E., Pedullà, E., DeDeus, G., Gambarini, G., & Somma, F. (2017). Environmental temperature drastically affects flexural fatigue resistance of nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontic* , 43(7), 1157-1160.

- Greco, K., Carmignani, E., & Cantatore, G. (2011). *A comparative study between manual and mechanic pre-flaring techniques*. Paper Presented at the Fifteenth Biennial Congress of The European Society of Endodontology. Rome, Italy.
- Grossman, L. I. (1976). Endodontics 1776–1976: a bicentennial history against the background of general dentistry. *The Journal of the American Dental Association*, 93(1), 78-87.
- Grossman, L. I. (1987). Pioneers in endodontics. *Journal of Endodontic* , 13(8), 409-415.
- Guilford, W. L., Lemons, J. E., & Eleazer, P. D. (2005). A comparison of torque required to fracture rotary files with tips bound in simulated curved canal. *Journal of Endodontic* , 31(6), 468-470.
- Gunes, B., & Yeter, K. Y. (2018). Effects of different glide path files on apical debris extrusion in curved root canals. *Journal of Endodontic* , 44(7), 1191-1194.
- Gündoğar, M., & Özyürek, T. (2017). Cyclic Fatigue Resistance of OneShape, HyFlex EDM, WaveOne Gold, and Reciproc Blue Nickel-titanium Instruments. *Journal of Endodontic* , 43(7), 1192-1196.
- Gündoğar, M., Uslu, G., Özyürek, T., & Plotino, G. (2020). Comparison of the cyclic fatigue resistance of VDW. ROTATE, TruNatomy, 2Shape, and HyFlex CM nickel-titanium rotary files at body temperature. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 45(3).
- Ha, J.-H., Kim, S. K., Cohenca, N., & Kim, H.-C. (2013). Effect of R-phase heat treatment on torsional resistance and cyclic fatigue fracture. *Journal of Endodontic* , 39(3), 389-393.
- Ha, J.-H., Kim, S. K., Kwak, S. W., El Abed, R., Bae, Y. C., & Kim, H.-C. (2016). Debris extrusion by glide-path establishing endodontic instruments with different geometries. *Journal of Dental Sciences*, 11(2), 136-140.

- Haapasalo, M., & Shen, Y. (2013). Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. *Endodontic Topics*, 29(1), 3-17.
- Haikel, Y., Gasser, P., & Allemann, C. (1991). Dynamic fracture of hybrid endodontic hand instruments compared with traditional files. *Journal of Endodontic* , 17(5), 217-220.
- Haikel, Y., Serfaty, R., Wilson, P., Speisser, J., & Allemann, C. (1998). Mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments and the effect of sodium hypochlorite treatment. *Journal of Endodontic* , 24(11), 731-735.
- Haikel, Y., Serfaty, R., Bateman, G., Senger, B., & Allemann, C. (1999). Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontic* , 25(6), 434-440.
- Handbook, A. (1996). Fatigue and fracture. *ASM International*, 19, 18.
- Hashem, A. A., Ghoneim, A. G., Lutfy, R. A., Foda, M. Y., & Omar, G. A. (2012). Geometric analysis of root canals prepared by four rotary NiTi shaping systems. *Journal of Endodontic* , 38(7), 996-1000.
- He, R., & Ni, J. (2010). Design improvement and failure reduction of endodontic files through finite element analysis: application to V-Taper file designs. *Journal of Endodontic* , 36(9), 1552-1557.
- Herold, K. S., Johnson, B. R., & Wenckus, C. S. (2007). A scanning electron microscopy evaluation of microfractures, deformation and separation in EndoSequence and Profile nickel-titanium rotary files using an extracted molar tooth model. *Journal of Endodontic* , 33(6), 712-714.
- Hilt, B. R., Cunningham, C. J., Shen, C., & Richards, N. (2000). Torsional properties of stainless-steel and nickel-titanium files after multiple autoclave sterilizations. *Journal of Endodontic* , 26(2), 76-80.

- Hou, X., Yahata, Y., Hayashi, Y., Ebihara, A., Hanawa, T., & Suda, H. (2011). Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel-titanium endodontic instruments. *International Endodontic Journal* , 44(3), 253-258.
- Htun, P. H., Ebihara, A., Maki, K., Kimura, S., Nishijo, M., Kyaw, M. S., & Okiji, T. (2021). Comparison of Torque, Screw-in Force, and Shaping Ability of Glide Path Instruments in Continuous Rotation and Optimum Glide Path Motion. *Journal of Endodontic* , 47(1), 94-99.
- Huang, J., Zhu, Y., Liao, X., Beyerlein, I., Bourke, M., & Mitchell, T. (2003). Microstructure of cryogenic treated M2 tool steel. *Materials Science and Engineering: A*, 339(1-2), 241-244.
- Huang, X., Shen, Y., Wei, X., & Haapasalo, M. (2017). Fatigue resistance of nickel-titanium instruments exposed to high-concentration hypochlorite. *Journal of Endodontic* , 43(11), 1847-1851.
- Hülsmann, M. (1996). Zur Geschichte der Wurzelkanalaufbereitung. *Endodontie*, 5, 97-112.
- Hülsmann, M., Peters, O. A., & Dummer, P. M. (2005). Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic Topics*, 10(1), 30-76.
- Hülsmann, M., Donnermeyer, D., & Schäfer, E. (2019). A critical appraisal of studies on cyclic fatigue resistance of engine-driven endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, 52(10), 1427-1445.
- 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., & Gonulol, N. (2009). Deformation and fracture of Mtwo rotary nickel-titanium instruments after clinical use. *Journal of Endodontic* , 35(10), 1396-1399.

- Iqbal, M. K., Kohli, M. R., & 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 Endodontic* , 32(11), 1048-1052.
- Jerome, C. E., & Hanlon Jr, R. J. (2003). Identifying multiplanar root canal curvatures using stainless-steel instruments. *Journal of Endodontic* , 29(5), 356-358.
- Johnson, E., Lloyd, A., Kuttler, S., & 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 Endodontic* , 34(11), 1406-1409.
- Kaack, M. (2002). Elastische Eigenschaften von NiTi-Formgedächtnis-Legierungen. *Ruhr-Universität Bochum*.
- Kartal, N., & Cimilli, H. K. (1997). The degrees and configurations of mesial canal curvatures of mandibular first molars. *Journal of Endodontic* , 23(6), 358-362.
- Kaval, M. E., Capar, I. D., & Ertas, H. (2016). Evaluation of the cyclic fatigue and torsional resistance of novel nickel-titanium rotary files with various alloy properties. *Journal of Endodontic* , 42(12), 1840-1843.
- Keskin, C., Inan, U., Demiral, M., & Keleş, A. (2017). Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc Blue, Reciproc, and WaveOne Gold Reciprocating Instruments. *Journal of Endodontic* , 43(8), 1360-1363.
- Keskin, C., İnan, U., Demiral, M., & Keleş, A. (2018). Cyclic fatigue resistance of R-Pilot, WaveOne Gold Glider, and ProGlider glide path instruments. *Clinical Oral Investigations*, 22(9), 3007-3012.
- Kim, J., Griggs, J., Regan, J., Ellis, R., & Cai, Z. (2005). Effect of cryogenic treatment on nickel-titanium endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, 38(6), 364-371.

- Kim, H. C., Yum, J., Hur, B., & Cheung, G. S. (2010). Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontic* , 36(1), 147-152.
- Kim, H.-C., Kwak, S.-W., Cheung, G. S.-P., Ko, D.-H., Chung, S.-M., & Lee, W. (2012). Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc versus WaveOne. *Journal of Endodontic* , 38(4), 541-544.
- Kinsey, B., & Mounce, R. (2008). Safe and efficient use of the M4 safety handpiece in endodontics. *Roots*, 4(2), 36-40.
- Kırırcı, D., & Güçlüer, Ö. (2021). Cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold Glider and TruNatomy Glider glide path instruments in double curvature canals. *Turkish Endodontic Journal*, 6(3), 67-70.
- Kishore, A., Gurtu, A., Bansal, R., Singhal, A., Mohan, S., & 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*, 20(3), 161.
- Kitchens Jr, G. G., Liewehr, F. R., & Moon, P. C. (2007). The effect of operational speed on the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontic* , 33(1), 52-54.
- Klymus, M. E., Alcalde, M. P., Vivan, R. R., Só, M. V. R., de Vasconcelos, B. C., & Duarte, M. A. H. (2019). Effect of temperature on the cyclic fatigue resistance of thermally treated reciprocating instruments. *Clinical Oral Investigations*, 23(7), 3047-3052.
- Kramkowski, T. R., & Bahcall, J. (2009). An in vitro comparison of torsional stress and cyclic fatigue resistance of ProFile GT and ProFile GT Series X rotary nickel-titanium files. *Journal of Endodontic* , 35(3), 404-407.

- Kuhn, G., Tavernier, B., & Jordan, L. (2001). Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *Journal of Endodontic* , 27(8), 516-520.
- Kuhn, G., & Jordan, L. (2002). Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontic* , 28(10), 716-720.
- Kyung-ha S. (2020). *Comparison of Torsional and Cyclic Fatigue Resistance of Various Nickel-titanium Single-file Systems*. Graduate School, Yonsei University.
- Lambrianidis, T. (2018). Introduction: Prevalence of Fractured Instruments *Management of Fractured Endodontic Instruments* (pp. 1-29): Springer.
- Larsen, C. M., Watanabe, I., Glickman, G. N., & He, J. (2009). Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *Journal of Endodontic* , 35(3), 401-403.
- Lausmaa, J. (2001). Mechanical, thermal, chemical and electrochemical surface treatment of titanium *Titanium in Medicine* (pp. 231-266): Springer.
- Li, U.-M., Lee, B.-S., Shih, C.-T., Lan, W.-H., & Lin, C.-P. (2002). Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *Journal of Endodontic* , 28(6), 448-451.
- Li, U.-M., Chiang, Y.-C., Chang, W.-H., Lu, C.-M., Chen, Y.-C., Lai, T.-M., & Lin, C.-P. (2006). Study of the effects of thermal nitriding surface modification of nickel titanium rotary instruments on the wear resistance and cutting efficiency. *Journal of Dental Sciences*, 1(2), 53-58.
- Li, U.-M., Shin, C.-S., Lan, W.-H., & Lin, C.-P. (2006). Application of nondestructive testing in cyclic fatigue evaluation of endodontic Ni-Ti rotary instruments. *Dental Materials Journal*, 25(2), 247-252.
- Linsuwanont, P., Parashos, P., & Messer, H. (2004). Cleaning of rotary nickel–titanium endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, 37(1), 19-28.

- Lopes, H. P., & Siqueira Junior, J. F. (2004). Endodontia: biologia e técnica *Endodontia: biologia e técnica* (pp. 964-964).
- Lopes, H. P., Moreira, E. J. L., Elias, C. N., de Almeida, R. A., & Neves, M. S. (2007). Cyclic fatigue of ProTaper instruments. *Journal of Endodontic* , 33(1), 55-57.
- Lopes, H. P., Ferreira, A. A., Elias, C. N., Moreira, E. J., de Oliveira, J. C. M., & Siqueira Jr, J. F. (2009). Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontic* , 35(7), 1013-1016.
- Lopes, H. P., Britto, I. M., Elias, C. N., de Oliveira, J. C. M., Neves, M. A., Moreira, E. J., & Siqueira Jr, J. F. (2010). Cyclic fatigue resistance of ProTaper Universal instruments when subjected to static and dynamic tests. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 110(3), 401-404.
- Lopes, H. P., Elias, C. N., Vieira, V. T., Moreira, E. J., Marques, R. V., de Oliveira, J. C., Siqueira, J. F., Jr. (2010). Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of BioRace nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontic* , 36(10), 1653-1657.
- Lopes, H. P., Elias, C. N., Vieira, M. V., Siqueira Jr, J. F., Mangelli, M., Lopes, W. S., Soares, T. G. (2013). Fatigue life of Reciproc and Mtwo instruments subjected to static and dynamic tests. *Journal of Endodontic* , 39(5), 693-696.
- Lopes, H. P., Elias, C. N., Vieira, M. V., Vieira, V. T., de Souza, L. C., & Dos Santos, A. L. (2016). Influence of Surface Roughness on the Fatigue Life of Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments. *Journal of Endodontic* , 42(6), 965-968.
- Lopes, H., Elias, C., Vieira, M., Vieira, V., Inojosa, I., & Ferreira, L. (2017). Influence of the surface roughness on the torsional resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Endodontic Practice Today Dentists*, 11, 51-55.

- Low, D., Ho, A. W., Cheung, G. S., & Darvell, B. W. (2006). Mathematical modeling of flexural behavior of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontic*, 32(6), 545-548.
- Lyon, K. F. (2001). Endodontic instruments for root canal therapy. *Clinical Techniques in Small Animal Practice*, 16(3), 139-150.
- Mandel, E., Adib-Yazdi, M., Benhamou, L. M., Lachkar, T., Mesgouez, C., & 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.
- Marending, M., Lutz, F., & Barbakow, F. (1998). Scanning electron microscope appearances of Lightspeed instruments used clinically: a pilot study. *International Endodontic Journal*, 31(1), 57-62.
- Martin, B., Zelada, G., Varela, P., Bahillo, J., Magán, F., Ahn, S., & Rodríguez, C. (2003). Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 36(4), 262-266.
- McGuigan, M., Louca, C., & Duncan, H. (2013a). Endodontic instrument fracture: causes and prevention. *British Dental Journal*, 214(7), 341-348.
- McGuigan, M., Louca, C., & Duncan, H. (2013b). The impact of fractured endodontic instruments on treatment outcome. *British Dental Journal*, 214(6), 285-289.
- McKelvey, A., & Ritchie, R. (2001). Fatigue-crack growth behavior in the superelastic and shape-memory alloy Nitinol. *Metallurgical and Materials Transactions A*, 32(3), 731-743.
- Mesgouez, C., Rilliard, F., Matossian, L., Nassiri, K., & Mandel, E. (2003). Influence of operator experience on canal preparation time when using the rotary Ni-Ti ProFile system in simulated curved canals. *International Endodontic Journal*, 36(3), 161-165.

- Metzger, Z., Solomonov, M., & Kfir, A. (2013). The role of mechanical instrumentation in the cleaning of root canals. *Endodontic Topics*, 29(1), 87-109.
- Miyazaki, S., & Otsuka, K. (1986). Deformation and transition behavior associated with the R-phase in Ti-Ni alloys. *Metallurgical Transactions A*, 17(1), 53-63.
- Mize, S. B., Clement, D. J., Pruett, J. P., & Carnes Jr, D. L. (1998). Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontic*, 24(12), 843-847.
- Mohammadi, Z., Soltani, M. K., Shalavi, S., & Asgary, S. (2014). A review of the various surface treatments of NiTi instruments. *Iranian Endodontic Journal*, 9(4), 235.
- Montalvão, D., & Alçada, F. S. (2011). Numeric comparison of the static mechanical behavior between ProFile GT and ProFile GT series X rotary nickel-titanium files. *Journal of Endodontic*, 37(8), 1158-1161.
- Mounce, R. (2005). Endodontic K-files: invaluable endangered species or ready for the Smithsonian? *Dentistry today*, 24(7), 102, 104-102, 104.
- Mounce, R. (2008). Blending reciprocation with the creation of larger apical diameters. *Dent News*, 15, 22-24.
- Nguyen, H. H., Fong, H., Paranjpe, A., Flake, N. M., Johnson, J. D., & Peters, O. A. (2014). Evaluation of the resistance to cyclic fatigue among ProTaper Next, ProTaper Universal, and Vortex Blue rotary instruments. *Journal of Endodontic*, 40(8), 1190-1193.
- Nishijo, M., Ebihara, A., Tokita, D., Doi, H., Hanawa, T., & Okiji, T. (2018). Evaluation of selected mechanical properties of NiTi rotary glide path files manufactured from controlled memory wires. *Dental Materials Journal*, 2017-2276.

- O'hoy, P., Messer, H., & Palamara, J. (2003). The effect of cleaning procedures on fracture properties and corrosion of NiTi files. *International Endodontic Journal*, 36(11), 724-732.
- Oh, S.-R., Chang, S.-W., Lee, Y., Gu, Y., Son, W.-J., Lee, W., . . . Lim, S.-M. (2010). A comparison of nickel-titanium rotary instruments manufactured using different methods and cross-sectional areas: ability to resist cyclic fatigue. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 109(4), 622-628.
- Ounsi, H. F., Salameh, Z., Al-Shalan, T., Ferrari, M., Grandini, S., Pashley, D. H., & Tay, F. R. (2007). Effect of clinical use on the cyclic fatigue resistance of ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontic* , 33(6), 737-741.
- Ounsi, H. F., Nassif, W., Grandini, S., Salameh, Z., Neelakantan, P., & Anil, S. (2017). Evolution of Nickel-titanium Alloys in Endodontics. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 18(11), 1090-1096.
- Özyürek, T., Yılmaz, K., & Uslu, G. (2017). Shaping Ability of Reciproc, WaveOne GOLD, and HyFlex EDM Single-file Systems in Simulated S-shaped Canals. *Journal of Endodontic* , 43(5), 805-809.
- Özyürek, T., Uslu, G., & İnan, U. (2017). A comparison of the cyclic fatigue resistance of used and new glide path files. *Journal of Endodontic* , 43(3), 477-480.
- Özyürek, T., Gündoğar, M., Uslu, G., Yılmaz, K., Staffoli, S., Grande, N., Polimeni, A. (2018). Cyclic fatigue resistances of Hyflex EDM, WaveOne gold, Reciproc blue and 2shape NiTi rotary files in different artificial canals. *Odontology*, 106(4), 408-413.
- Özyürek, T., Uslu, G., Gündoğar, M., Yılmaz, K., Grande, N. M., & Plotino, G. (2018). Comparison of cyclic fatigue resistance and bending properties of two reciprocating nickel-titanium glide path files. *International Endodontic Journal*, 51(9), 1047-1052.

- Parashos, P., Gordon, I., & Messer, H. H. (2004). Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *Journal of Endodontic* , 30(10), 722-725.
- Parashos, P., & Messer, H. H. (2006). Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *Journal of Endodontic* , 32(11), 1031-1043.
- Pasqualini, D., Bianchi, C. C., Paolino, D. S., Mancini, L., Cemenasco, A., Cantatore, G., Berutti, E. (2012). Computed micro-tomographic evaluation of glide path with nickel-titanium rotary PathFile in maxillary first molars curved canals. *Journal of Endodontic* , 38(3), 389-393.
- Pasqualini, D., Mollo, L., Scotti, N., Cantatore, G., Castellucci, A., Migliaretti, G., & Berutti, E. (2012). Postoperative pain after manual and mechanical glide path: a randomized clinical trial. *Journal of Endodontic* , 38(1), 32-36.
- Patiño, P. V., Biedma, B. M., Liébana, C. R., Cantatore, G., & Bahillo, J. G. (2005). The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *Journal of Endodontic* , 31(2), 114-116.
- Pedullà, E., Plotino, G., Grande, N., Scibilia, M., Pappalardo, A., Malagnino, V., & Rapisarda, E. (2014). Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of M two instruments. *International Endodontic Journal*, 47(6), 514-519.
- Pedullà, E., Savio, F. L., Boninelli, S., Plotino, G., Grande, N. M., La Rosa, G., & Rapisarda, E. (2016). Torsional and cyclic fatigue resistance of a new nickel-titanium instrument manufactured by electrical discharge machining. *Journal of Endodontic* , 42(1), 156-159.
- Pedullà, E., Lo Savio, F., Boninelli, S., Plotino, G., Grande, N. M., La Rosa, G., & Rapisarda, E. (2016). Torsional and Cyclic Fatigue Resistance of a New Nickel-Titanium

- Instrument Manufactured by Electrical Discharge Machining. *Journal of Endodontic* , 42(1), 156-159.
- Pedullà, E., La Rosa, G. R. M., Virgillito, C., Rapisarda, E., Kim, H.-C., & Generali, L. (2020). Cyclic fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments according to the angle of file access and radius of root canal. *Journal of Endodontic* , 46(3), 431-436.
- Peng, B., Shen, Y., Cheung, G., & Xia, T. (2005). Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: longitudinal examination. *International Endodontic Journal*, 38(8), 550-557.
- Pereira, E., Peixoto, I., Viana, A., Oliveira, I., Gonzalez, B., Buono, V., & Bahia, M. (2012). Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, 45(5), 469-474.
- Pereira, E. S., Singh, R., Arias, A., & Peters, O. A. (2013). In vitro assessment of torque and force generated by novel ProTaper Next Instruments during simulated canal preparation. *Journal of Endodontic* , 39(12), 1615-1619.
- Pereira É, S., Viana, A. C., Buono, V. T., Peters, O. A., & Bahia, M. G. (2015). Behavior of nickel-titanium instruments manufactured with different thermal treatments. *Journal of Endodontic* , 41(1), 67-71.
- Peters, O. A., & 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. (2004). Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *Journal of Endodontic* , 30(8), 559-567.

- Peters, O. A., Gluskin, A. K., Weiss, R. A., & Han, J. T. (2012). An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal* , 45(11), 1027-1034. doi: 10.1111/j.1365-2591.2012.02067.x
- Pettiette, M., Conner, D., & Trope, M. (2002). Procedural errors with the use of nickel-titanium rotary instruments in undergraduate endodontics. *Journal of Endodontic* , 28(3), 259.
- Pinheiro, S., Alcalde, M., Vivacqua-Gomes, N., Bramante, C., Vivian, R., Duarte, M. A., & Vasconcelos, B. (2018). Evaluation of apical transportation and centring ability of five thermally treated NiTi rotary systems. *International Endodontic Journal*, 51(6), 705-713.
- Pirani, C., Cirulli, P. P., Chersoni, S., Micele, L., Ruggeri, O., & Prati, C. (2011). Cyclic fatigue testing and metallographic analysis of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontic* , 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. M., Sorci, E., Malagnino, V., & Somma, F. (2006). A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo Ni-Ti rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 39(9), 716-723.
- Plotino, G., Grande, N., Sorci, E., Malagnino, V., & Somma, F. (2007). Influence of a brushing working motion on the fatigue life of NiTi rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 40(1), 45-51.

- Plotino, G., Grande, N. M., Cordaro, M., Testarelli, L., & Gambarini, G. (2009). A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontic* , 35(11), 1469-1476.
- Plotino, G., Grande, N., Cordaro, M., Testarelli, L., & Gambarini, G. (2010). Influence of the shape of artificial canals on the fatigue resistance of NiTi rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 43(1), 69-75.
- Plotino, G., Grande, N. M., Mazza, C., Petrovic, R., Testarelli, L., & Gambarini, G. (2010). Influence of size and taper of artificial canals on the trajectory of NiTi rotary instruments in cyclic fatigue studies. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 109(1), e60-e66.
- Plotino, G., Grande, N. M., Cotti, E., Testarelli, L., & Gambarini, G. (2014). Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of vortex nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontic* , 40(9), 1451-1453.
- Plotino, G., Testarelli, L., Al-Sudani, D., Pongione, G., Grande, N. M., & Gambarini, G. (2014). Fatigue resistance of rotary instruments manufactured using different nickel-titanium alloys: a comparative study. *Odontology*, 102(1), 31-35.
- Plotino, G., Nagendrababu, V., Bukiet, F., Grande, N. M., Veetil, S. K., De-Deus, G., & Ahmed, H. M. A. (2020). Influence of negotiation, glide path, and preflaring procedures on root canal shaping—terminology, basic concepts, and a systematic review. *Journal of Endodontic* .
- Predin Djuric, N., Van Der Vyver, P., Vorster, M., & Vally, Z. I. (2021). Comparison of apical debris extrusion using clockwise and counter-clockwise single-file reciprocation of rotary and reciprocating systems. *Australian Endodontic Journal*.
- Pruett, J. P., Clement, D. J., & Carnes Jr, D. L. (1997). Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontic* , 23(2), 77-85.

- Rapisardaa, E., Bonaccorsob, A., Tripib, T. R., & Condorellic, 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.
- Rapisarda, E., Bonaccorso, A., Tripi, T. R., Condorelli, G. G., & Torrisi, L. (2001). Wear of nickel-titanium endodontic instruments evaluated by scanning electron microscopy: effect of ion implantation. *Journal of Endodontic* , 27(9), 588-592.
- Ray, J. J., Kirkpatrick, T. C., & Rutledge, R. E. (2007). Cyclic fatigue of EndoSequence and K3 rotary files in a dynamic model. *Journal of Endodontic* , 33(12), 1469-1472.
- Reddy, P. J., Kumar, V. S., Aravind, K., Kumar, H. T., Vishal, M. B., Vizaikumar, V. N., . . . Vamsilatha, K. (2014). Canal shaping with one shape file and twisted files: a comparative study. *J Clin Diagn Res*, 8(12), Zf01-03.
- Rejula, F., Christalin, R., Ahmed, W., Dinakaran, S., Gopinathan, A. S., & Babu, A. (2017). Measure and compare the Degree of Root Canal Transportation and Canal-centering ability of Twisted, ProTaper, and Conventional Stainless Steel K Files using Spiral Computed Tomography: An in vitro Study. *J Contemp Dent Pract*, 18(6), 463-469.
- Rodrigues, R. C., Lopes, H. P., Elias, C. N., Amaral, G., Vieira, V. T., & De Martin, A. S. (2011). Influence of different manufacturing methods on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontic* , 37(11), 1553-1557.
- Roland, D. D., Andelin, W. E., Browning, D. F., Hsu, G.-H. R., & Torabinejad, M. (2002). The effect of preflaring on the rates of separation for 0.04 taper nickel titanium rotary instruments. *Journal of Endodontic* , 28(7), 543-545.
- Ruddle, C. J. (2002). Cleaning and shaping the root canal system. *Pathways of the Pulp*.
- Ruddle, C. J. (2005). The ProTaper technique: Shaping the future of endodontics. *Endodontics Topics*, 10, 213-216.

- Ruiz-Sánchez, C., Faus-Llácer, V., Faus-Matoses, I., Zubizarreta-Macho, Á., Sauro, S., & Faus-Matoses, V. (2020). The influence of NiTi alloy on the cyclic fatigue resistance of endodontic files. *Journal of Clinical Medicine*, 9(11), 3755.
- Sattapan, B., Nervo, G. J., Palamara, J. E., & Messer, H. H. (2000). Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *Journal of Endodontic* , 26(3), 161-165.
- Schäfer, E. (1997). Root canal instruments for manual use: a review. *Dental Traumatology*, 13(2), 51-64.
- Schäfer, E., & Tepel, J. (2001). Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part 3. Resistance to bending and fracture. *Journal of Endodontic* , 27(4), 299-303.
- Schäfer, E. (2002). Effect of physical vapor deposition on cutting efficiency of nickel-titanium files. *Journal of Endodontic* , 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., Diez, C., Hoppe, W., & Tepel, J. (2002). Roentgenographic investigation of frequency and degree of canal curvatures in human permanent teeth. *Journal of Endodontic* , 28(3), 211-216.
- Schilder, H. (1974). Cleaning and shaping the root canal. *Dental Clinics of North America*, 18, 269-296.
- Seltzer, S., Bender, I., & Turkenkopf, S. (1963). Factors affecting successful repair after root canal therapy. *The Journal of the American Dental Association*, 67(5), 651-662.
- Serafin, M., De Biasi, M., Franco, V., & Angerame, D. (2019). In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of two rotary single-file endodontic systems: OneCurve versus OneShape. *Odontology*, 107(2), 196-201.

- Serefoglu, B., Kaval, M. E., Kurt, S. M., & Çalışkan, M. K. (2018). Cyclic fatigue resistance of novel glide path instruments with different alloy properties and kinematics. *Journal of Endodontic* , 44(9), 1422-1424.
- Serene, T. P. (1995). Nickel-titanium instruments: application in endodontics. *Application in Endodontics*, 1-5.
- Shalan, L. A., & Al-Huwaizi, H. F. (2018). Evaluation of Cyclic Fatigue Resistance of Wave One Gold Glider and Some Rotary NiTi Preflaring Files. *International Journal of Medical Research & Health Sciences*, 7(10), 58-61.
- Shen, Y., Haapasalo, M., Cheung, G. S.-p., & 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 Endodontic* , 35(1), 129-132.
- Shen, Y., Qian, W., Abtin, H., Gao, Y., & Haapasalo, M. (2011). Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontic* , 37(7), 997-1001.
- Shen, Y., Zhou, H.-m., Zheng, Y.-f., Campbell, L., Peng, B., & Haapasalo, M. (2011). Metallurgical characterization of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontic* , 37(11), 1566-1571.
- Shen, Y., Coil, J. M., Zhou, H., Zheng, Y., & Haapasalo, M. (2013). HyFlex nickel-titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties. *International Endodontic Journal*, 46(8), 720-729.
- Shen, Y., Zhou, H.-m., Zheng, Y.-f., Peng, B., & Haapasalo, M. (2013). Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontic* , 39(2), 163-172.

- Shen, Y., Hieawy, A., Huang, X., Wang, Z. J., Maezono, H., & Haapasalo, M. (2016). Fatigue Resistance of a 3-dimensional Conforming Nickel-Titanium Rotary Instrument in Double Curvatures. *Journal of Endodontic* , 42(6), 961-964.
- Silva, E., Vieira, V. T. L., Belladonna, F. G., Zuolo, A. S., Antunes, H. D. S., Cavalcante, D. M., De-Deus, G. (2018). Cyclic and Torsional Fatigue Resistance of XP-endo Shaper and TRUShape Instruments. *Journal of Endodontic* , 44(1), 168-172.
- Silvaggio, J., & Hicks, M. L. (1997). Effect of heat sterilization on the torsional properties of rotary nickel-titanium endodontic files. *Journal of Endodontic* , 23(12), 731-734.
- Singh, S., Maheshwari, S., & 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.
- Siqueira Jr, J., & Lopes, H. (2011). Chemomechanical preparation. *Treatment of endodontic infections*. London: Quintessence Publishing, p236-284.
- Sjögren, U. (1996). Success and failure in endodontics. *Australian Endodontic Newsletter*, 22(2), 26-26.
- Sonntag, D., Delschen, S., & Stachniss, V. (2003). Root-canal shaping with manual and rotary Ni-Ti files performed by students. *International Endodontic Journal*, 36(11), 715-723.
- Spili, P., Parashos, P., & Messer, H. H. (2005). The impact of instrument fracture on outcome of endodontic treatment. *Journal of Endodontic* , 31(12), 845-850.
- Starosvetsky, D., & Gotman, I. (2001). Corrosion behavior of titanium nitride coated Ni-Ti shape memory surgical alloy. *Biomaterials*, 22(13), 1853-1859.
- Stokes, O. W., Di Fiore, P. M., Barss, J. T., Koerber, A., Gilbert, J. L., & Lautenschlager, E. P. (1999). Corrosion in stainless-steel and nickel-titanium files. *Journal of Endodontic* , 25(1), 17-20.

- Sundqvist, G., & Figdor, D. (1998). Endodontic treatment of apical periodontitis. *Essential endodontology. Prevention and treatment of apical periodontitis*. Oxford: Blackwell, 242-277.
- Sung, S. Y., Ha, J. H., Kwak, S. W., Abed, R. E., Byeon, K., & Kim, H. C. (2014). Torsional and cyclic fatigue resistances of glide path preparation instruments: G-file and PathFile. *Scanning: The Journal of Scanning Microscopies*, 36(5), 500-506.
- Svec, T. A., & Powers, J. M. (2002). The deterioration of rotary nickel-titanium files under controlled conditions. *Journal of Endodontic* , 28(2), 105-107.
- Tabassum, S., Zafar, K., & Umer, F. (2019). Nickel-Titanium Rotary File Systems: What's New? *European Endodontic Journal*, 4(3), 111-117. doi: 10.14744/eej.2019.80664
- Tan, G., & Liu, Y. (2004). Comparative study of deformation-induced martensite stabilisation via martensite reorientation and stress-induced martensitic transformation in NiTi. *Intermetallics*, 12(4), 373-381.
- Testarelli, L., Plotino, G., Al-Sudani, D., Vincenzi, V., Giansiracusa, A., Grande, N. M., & Gambarini, G. (2011). Bending properties of a new nickel-titanium alloy with a lower percent by weight of nickel. *Journal of Endodontic* , 37(9), 1293-1295.
- Theisen, W., & Schuermann, A. (2004). Electro discharge machining of nickel–titanium shape memory alloys. *Materials Science and Engineering: A*, 378(1-2), 200-204.
- Thompson, S. (2000). An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal*, 33(4), 297-310.
- Tobushi, H., Shimeno, Y., Hachisuka, T., & Tanaka, K. (1998). Influence of strain rate on superelastic properties of TiNi shape memory alloy. *Mechanics of Materials*, 30(2), 141-150.

- Tobushi, H., Nakahara, T., Shimeno, Y., & Hashimoto, T. (2000). Low-cycle fatigue of TiNi shape memory alloy and formulation of fatigue life. *The Journal of Engineering Materials and Technology*, 122(2), 186-191.
- Topçuoğlu, H., Topçuoğlu, G., Kafdağ, Ö., & Arslan, H. (2018). Cyclic fatigue resistance of new reciprocating glide path files in 45-and 60-degree curved canals. *International Endodontic Journal*, 51(9), 1053-1058.
- Topçuoğlu, H. S., Topçuoğlu, G., Kafdağ, Ö., & Balkaya, H. (2020). Effect of two different temperatures on resistance to cyclic fatigue of one Curve, EdgeFile, HyFlex CM and ProTaper next files. *Australian Endodontic Journal*, 46(1), 68-72.
- Tripi, T. R., Bonaccorso, A., & Condorelli, G. G. (2006). Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, 102(4), e106-114.
- Turpin, Y., Chagneau, F., & Vulcain, J. (2000). Impact of two theoretical cross-sections on torsional and bending stresses of nickel-titanium root canal instrument models. *Journal of Endodontic*, 26(7), 414-417.
- Ullmann, C. J., & Peters, O. A. (2005). Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontic*, 31(3), 183-186.
- Uslu, G., Özyürek, T., & İnan, U. (2016). Comparison of cyclic fatigue resistance of ProGlider and One G glide path files. *Journal of Endodontic*, 42(10), 1555-1558.
- Uslu, G., Özyürek, T., & Yılmaz, K. (2018). Comparison of Alterations in the Surface Topographies of HyFlex CM and HyFlex EDM Nickel-titanium Files after Root Canal Preparation: A Three-dimensional Optical Profilometry Study. *Journal of Endodontic*, 44(1), 115-119.

- Uslu, G., Özyürek, T., Yılmaz, K., & Gündoğar, M. (2018). Cyclic fatigue resistance of R-Pilot, HyFlex EDM and PathFile nickel-titanium glide path files in artificial canals with double (S-shaped) curvature. *International Endodontic Journal*, *51*(5), 584-589.
- Uslu, G., Gundogar, M., Özyurek, T., & Plotino, G. (2020). Cyclic fatigue resistance of reduced-taper nickel-titanium (NiTi) instruments in doubled-curved (S-shaped) canals at body temperature. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, *14*(2), 111.
- Valois, C. R., Silva, L. P., & Azevedo, R. B. (2005). Atomic force microscopy study of stainless-steel and nickel-titanium files. *Journal of Endodontic* , *31*(12), 882-885.
- Van der Vyver, P. (2011). Creating a glide path for rotary NiTi instruments: Part two. *Endod Prac*, *13*, 46-53.
- Van der Vyver, P. J., Vorster, M., & Peters, O. A. (2019). Minimally invasive endodontics using a new single-file rotary system. *International Dentistry African Edition Magazine* *9*(4), 6-20.
- Vasconcelos, R. A., Arias, A., & Peters, O. A. (2018). Lateral and axial cutting efficiency of instruments manufactured with conventional nickel-titanium and novel gold metallurgy. *International Endodontic Journal* , *51*(5), 577-583.
- Venino, P. M., Citterio, C. L., Pellegatta, A., Ciccarelli, M., & Maddalone, M. (2017). A Micro-computed Tomography Evaluation of the Shaping Ability of Two Nickel-titanium Instruments, HyFlex EDM and ProTaper Next. *Journal of Endodontic* , *43*(4), 628-632.
- Versluis, A., Kim, H.-C., Lee, W., Kim, B.-M., & Lee, C.-J. (2012). Flexural stiffness and stresses in nickel-titanium rotary files for various pitch and cross-sectional geometries. *Journal of Endodontic* , *38*(10), 1399-1403.

- Viana, A., Gonzalez, B., Buono, V., & 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.
- Viana, A. C., Chaves Craveiro de Melo, M., Guiomar de Azevedo Bahia, M., & Lopes Buono, V. T. (2010). Relationship between flexibility and physical, chemical, and geometric characteristics of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, 110(4), 527-533.
- Vieira, E., França, E., Martins, R., Buono, V., & Bahia, M. (2008). Influence of multiple clinical use on fatigue resistance of ProTaper rotary nickel-titanium instruments. *International Endodontic Journal*, 41(2), 163-172.
- Walia, H., Brantley, W. A., & Gerstein, H. (1988). An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *Journal of Endodontic* , 14(7), 346-351.
- Walsch, H. (2004). The hybrid concept of nickel–titanium rotary instrumentation. *Dental Clinics*, 48(1), 183-202.
- Wan, J., Rasimick, B. J., Musikant, B. L., & Deutsch, A. S. (2011). A comparison of cyclic fatigue resistance in reciprocating and rotary nickel-titanium instruments. *Australian Endodontic Journal*, 37(3), 122-127.
- Wang, F. E., Pickart, S. J., & Alperin, H. A. (1972). Mechanism of the TiNi Martensitic Transformation and the Crystal Structures of TiNi-II and TiNi-III Phases. *Journal of Applied Physics*, 43(1), 97-112.
- Wei, X., Ling, J., Jiang, J., Huang, X., & Liu, L. (2007). Modes of failure of ProTaper nickel–titanium rotary instruments after clinical use. *Journal of Endodontic* , 33(3), 276-279.
- West, J. (2006). Endodontic update 2006. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 18(5), 280-300.

- West, J. D. (2010). The endodontic Glidepath:" Secret to rotary safety". *Dentistry Today*, 29(9), 86, 88, 90-83.
- Wick, A., Vöhringer, O., & Pelton, A. R. (1995). The bending behavior of NiTi. *Journal de Physique IV*, 5(C8), C8-789-C788-794.
- Wildev, W. L., Senia, E. S., & Montgomery, S. (1992). Another look at root canal instrumentation. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 74(4), 499-507.
- Wu, S., Lin, H., & Chou, T. (1990). A study of electrical resistivity, internal friction and shear modulus on an aged Ti49Ni51 alloy. *Acta Metallurgica et Materialia*, 38(1), 95-102.
- Xu, X., Eng, M., Zheng, Y., & Eng, D. (2006). Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel-titanium root canal instruments with different cross-sections. *Journal of Endodontic* , 32(4), 372-375.
- Yao, J. H., Schwartz, S. A., & Beeson, T. J. (2006). Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *Journal of Endodontic* , 32(1), 55-57.
- Yared, G., Dagher, F. B., & 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., & Machtou, P. (2000). Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use. *International Endodontic Journal*, 33(3), 204-207.
- Yared, G., Bou Dagher, F., & Machtou, P. (2001). Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on ProFile failures. *International Endodontic Journal*, 34(1), 47-53.
- Yared, G., Kulkarni, G., & 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. (2008). Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *International Endodontic Journal*, 41(4), 339-344.

- Ye, J., & Gao, Y. (2012). Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *Journal of Endodontic* , 38(1), 105-107.
- Yılmaz, K., Uslu, G., & Özyürek, T. (2017). In vitro comparison of the cyclic fatigue resistance of HyFlex EDM, One G, and ProGlider nickel titanium glide path instruments in single and double curvature canals. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 42(4), 282-289.
- Yılmaz, K., Uslu, G., Gündoğar, M., Özyürek, T., Grande, N. M., & Plotino, G. (2018). Cyclic fatigue resistances of several nickel-titanium glide path rotary and reciprocating instruments at body temperature. *International Endodontic Journal*, 51(8), 924-930.
- Young, G., Parashos, P., & Messer, H. (2007). The principles of techniques for cleaning root canals. *Australian Dental Journal*, 52, S52-S63.
- Younis, O. (1977). The effects of sterilization techniques on the properties of intracanal instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 43(1), 130-134.
- Yum, J., Cheung, G. S.-P., Park, J.-K., Hur, B., & Kim, H.-C. (2011). Torsional strength and toughness of nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontic* , 37(3), 382-386.
- Zelada, G., Varela, P., Martín, B., Bahillo, J. G., Magán, F., & Ahn, S. (2002). The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontic* , 28(7), 540-542.
- Zhou, H. M., Shen, Y., Zheng, W., Li, L., Zheng, Y. F., & Haapasalo, M. (2012). Mechanical properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontic* , 38(11), 1535-1540.

- Zhou, H., Peng, B., & Zheng, Y. F. (2013). An overview of the mechanical properties of nickel–titanium endodontic instruments. *Endodontic Topics*, 29(1), 42-54.
- Zinelis, S., Darabara, M., Takase, T., Ogane, K., & Papadimitriou, G. D. (2007). The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 103(6), 843-847.
- Zinelis, S., Eliades, T., & 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.
- Zupanc, J., Vahdat-Pajouh, N., & Schäfer, E. (2018). New thermomechanically treated NiTi alloys - a review. *International Endodontic Journal*, 51(10), 1088-1103.