

**T.C.**  
**ORDU ÜNİVERSİTESİ**



**DÖRT FARLI TEK EĞE DÖNER EĞE SİSTEMİNİN  
DÖNGÜSEL METAL YORGUNLUĞUNUN  
KARŞILAŞTIRILMASI**

**DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**ENDODONTİ ANABİLİM DALI**

**UZMANLIK TEZİ**

**MEHMET ÇITAK**

**TEZ DANIŞMANI**

**Elif Bahar ÇAKICI**

**ORDU-2017**

T.C.  
ORDU ÜNİVERSİTESİ

**DÖRT FARLI TEK EĞE DÖNER EĞE SİSTEMİNİN  
DÖNGÜSEL METAL YORGUNLUĞUNUN  
KARŞILAŞTIRILMASI**

**DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
ENDODONTİ ANABİLİM DALI  
UZMANLIK TEZİ**

**MEHMET ÇITAK**

**TEZ DANIŞMANI**

**Yrd. Doç. Dr. ELİF BAHAR ÇAKICI**

**ORDU-2017**

**T.C.**  
**ORDU ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**  
**ENDODONTİ ANABİLİM DALI**

**DÖRT FARLI TEK EĞE DÖNER EĞE SİSTEMİNİN DÖNGÜSEL METAL  
YORGUNLUĞUNUN KARŞILAŞTIRILMASI**

**Dt. MEHMET ÇITAK**

**Tezin Sözlü Savunma Tarihi : 24.11.2017**

**Tez Danışmanı : Yrd. Doç. Dr. Elif Bahar ÇAKICI**

**Jüri Üyesi : Doç. Dr. Hüseyin Sinan TOPÇUOĞLU**

**Jüri Üyesi : Yrd . Doç. Dr. Evren SARIYILMAZ**

**Dekan V: Prof. Dr. Tarık YARILGAÇ**

**ORDU-2017**

## **TEZ BİLDİRİMİ**

Tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu uzmanlık tezinin yazılmasında bilimsel ahlak kurallarına uyulduğunu, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, tezin herhangi bir kısmının bu üniversite veya başka bir üniversitedeki başka bir tez çalışması olarak sunulmadığını beyan ederim.

**Mehmet Çıtak**



## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmamın her aşamasında desteğini esirgemeyen kıymetli bilgilerini benimle paylaşan tez danışmanım ve değerli hocam **Yrd. Doç. Dr. Elif Bahar ÇAKICI** ya,

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, tez çalışmamda özverili çalışması ile bana destek olan çok kıymetli hocam **Yrd. Doç. Dr. Fatih ÇAKICI** ya,

Tez çalışmamın çeşitli aşamalarında desteğini esirgemeyen sevgili **Dr. Taha ÖZYÜREK** ve **Arş. Gör. Dt. Bircan BEKTAŐ**'a,

Tüm eğitim hayatım boyunca büyük bir fedakârlık, sevgi ve destekleri ile her zaman yanımda olan aileme teşekkürlerimi sunarım.

## ÖZET

### DÖRT FARLI TEK EĞE DÖNER EĞE SİSTEMİNİN DÖNGÜSEL METAL YORGUNLUĞUNUN KARŞILAŞTIRILMASI

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı, klinik koşulları taklit eden ve özel tasarım olan statik bir modelde 4 farklı tek eğe döner alet NiTi sisteminin eğelerinin döngüsel yorgunluğa karşı dayanıklılıklarını karşılaştırmaktır.

**Gereç ve Yöntem:** Bu çalışmada her tek eğe NiTi sistemden 20'şer adet olmak üzere toplam 80 eğe kullanıldı. Eğeler 4 gruba ayrıldı (n=20). Kurvatür açısı 60°, kurvatür yarıçapı 5 mm olan yapay kanallarda döngüsel metal yorgunluğu açısından test edildi. Tüm eğeler kırılma gerçekleşinceye kadar test düzeneğinde çalıştırıldı. Eğenin dönme hızı ve kırılma anına kadar geçen süre kaydedildi ve eğelerin kırılıncaya kadar yaptıkları tur sayısı hesaplandı. Elde edilen veriler SPSS istatistik programı kullanılarak analiz edildi.

**Bulgular:** Çalışmanın sonucuna göre elektroerozyon yöntemiyle üretilen HyFlex EDM eğe sistemi, döngüsel yorgunluğa karşı diğer eğe sistemlerinden anlamlı derecede daha dayanıklı bulundu. Geleneksel NiTi alaşımından elde edilen One Shape eğe sistemi en düşük dayanıklılığa sahip eğe olarak kaydedildi. Taramalı elektron mikroskobu ile kırık yüzeyler incelenerek kırılmanın döngüsel yorgunluğa bağlı olduğu teyit edildi.

**Sonuç:** Eğelerin üretim teknolojisinin, NiTi eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı dayanıklılığını etkileyen önemli bir faktör olduğu tespit edildi.

**Anahtar Kelimeler:** döngüsel yorgunluk, Xp-endo Shaper, tek eğe NiTi sistem

## ABSTRACT

### COMPARISON OF CYCLIC FATIGUE RESISTANCE OF FOUR DIFFERENT SINGLE FILE NITI SYSTEMS

**Aim:** The aim of this study was to compare the cyclic fatigue resistance of single file NiTi systems in an artificial root canal.

**Material and Method:** In this study, total of 80 files, consisting of 20 files for each single file NiTi system were used. Four group files (HyFlex EDM, WaveOne Gold, Xp-endo Shaper, One Shape) were rotated in artificial canal until fracture occurred. The number of cycles to fracture was calculated by multiplying rotational speed and time to fracture. The data was analyzed by using SPSS software program.

**Results:** According to the results of this study HyFlex EDM was significantly more resistant to cyclic fatigue compared to the other single file systems. One Shape file system was the least resistant file system to cyclic fatigue . The fracture surfaces were analyzed with scanning electron microscope SEM and confirmed that the cause of fracture was flexural fatigue.

**Conclusions:** Manufacturing method of files is one of the most important factor on cyclic fatigue resistance

**Keywords:** cyclic ftigue, Xp-endo Shaper, single file NiTi system.

# İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
İÇ KAPAK SAYFASI.....	
ONAY.....	
TEZ BİLDİRİMİ.....	I
TEŞEKKÜR.....	II
ÖZET.....	III
ABSTRACT.....	IV
İÇİNDEKİLER.....	V
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	VI
TABLolar DİZİNİ.....	VII
SİMGE VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	VIII
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Kök Kanallarının Şekillendirilmesinde Kullanılan Eğeler.....	3
2.1.1. Tarihçe.....	3
2.1.2. Paslanmaz Çelik El Aletleri.....	4
2.1.2.1. K-tipi Eğe.....	4
2.1.2.2. H-tipi Eğe.....	4
2.1.2.3. Reamer.....	5
2.1.3. Hibrit Aletler.....	5
2.1.4. NiTi Eğeler.....	7
2.1.4.1. 1. Nesil Eğeler.....	10
2.1.4.2. 2. Nesil Eğeler.....	11
2.1.4.3. 3. Nesil Eğeler.....	11
2.1.4.4. 4. Nesil Eğeler.....	12
2.1.4.5. 5. Nesil Eğeler.....	13
2.1.5. Kanal Aletlerinin Genel özellikleri.....	13
2.1.5.1. Taper/Koniklik Açısı.....	13
2.1.5.2. Kor Çapı, Eksternal Koniklik Açısı.....	13
2.1.5.3. Yiv Adımı.....	13



	<b>Sayfa No</b>
2.1.5.5. Bıçak/Kesici Kenar.....	14
2.1.5.6. Radyal Alan.....	14
2.1.5.7. Relief.....	14
2.1.5.8. Heliks Açısı.....	14
2.1.5.9. Rake Açısı.....	14
2.1.5.10. Kesme Açısı.....	14
2.1.6. Kanal Aletlerinin Üretim Şekilleri.....	15
2.1.6.1. Tornada Hazırlanan Aletler.....	15
2.1.6.2. Taşlanıp Kıvrılarak Hazırlanan Aletler.....	15
2.1.7. Çalışmamızda Kullanılan NiTi Döner Eğe Sistemleri.....	15
2.1.7.1. HyFlex EDM.....	15
2.1.7.2. One Shape.....	17
2.1.7.3. WaveOne Gold.....	17
2.1.7.4. Xp-endo Shaper.....	18
2.1.8. NiTi Eğelerde Kırılma.....	20
2.1.8.1. Döner NiTi Eğelerde Kırılmaya Etki Eden Faktörler.....	22
2.1.8.1.1. Eğenin Boyutu.....	22
2.1.8.1.2. Eğenin Koniklik Açısı.....	22
2.1.8.1.3. Kök kanal Preparasyon Tekniği.....	23
2.1.8.1.4. NiTi Eğelerin Kullanım Hızı.....	23
2.1.8.1.5. Sterilizasyon Etkisi.....	24
2.1.8.1.6. Fabrikasyon işlemleri.....	24
2.1.8.1.7. Eğelerin Dizaynı.....	26
2.1.8.1.8. Eğelerin Kesit Şekli.....	26
2.1.8.1.9. Eğelerin Kesit Alanı.....	26
2.1.8.1.10. Bıçakların Derinliği.....	26
2.1.8.1.11. Sarmal Açısı.....	27
2.1.8.1.12. Bıçaklar Arası Mesafe.....	27
2.1.8.1.13. Eğelerin Kullanım Sayısı.....	27
2.1.8.1.14. Kayganlaştırıcı Maddeler.....	27
2.1.8.1.15. Kurvatür Yarıçapı ve Açısı.....	28

	<b>Sayfa No</b>
2.1.8.2. Kırılma Çeşitlerine Göre Test Düzenekleri.....	30
2.1.8.2.1. Torsiyonal Yorgunluk Testi.....	30
2.1.8.2.2. Döngüsel Yorgunluk Testleri.....	31
2.1.8.2.2.1. Eğri Metal Tüp.....	32
2.1.8.2.2.2. Parçalı Oluklu Test Düzeneği.....	33
2.1.8.2.2.3. Aleti Üç Noktada Eğimlendiren Düzenek.....	33
2.1.8.2.2.4. Eğimlendirilmiş Düzleme Karşı Çevirme Düzeneği.....	34
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM.....</b>	<b>36</b>
3.1. Çalışmanın Deney Grupları ve Deney Aşaması.....	36
3.2. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM ) Analizi.....	41
3.3. İstatiksel Analiz.....	41
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>42</b>
<b>5. TARTIŞMA.....</b>	<b>47</b>
5.1. Yapay Kanalların Seçimi.....	48
5.2. NiTi Eğelerin Döngüsel Yorgunluğa Karşı Dayanıklılıklarının Karşılaştırılması.....	51
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>	<b>60</b>
<b>7. KAYNAKLAR.....</b>	<b>61</b>
<b>8. ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>69</b>

## ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa No
Şekil 2.1: HEDM OneFile eğesinin SEM görüntüsü.....	16
Şekil 2.2: OS eğesinin sırasıyla apikalde ve koronalde çapraz kesit görüntüleri...	17
Şekil 2.3: WOG eğesinin çapraz kesitinin SEM görüntüsü.....	18
Şekil 2.4: Farklı Sıcaklıklarda Xp Endo Shaper Eğeleri.....	19
Şekil 2.5: OS eğesinin kök kanalında çapraz kesit görüntüsü.....	19
Şekil 2.6: Race eğesinin elektropolisaj yapılmış görüntüsü (A), yapılmamış görüntüsü (B).....	25
Şekil 2.7: W:Weine açısı S: Schneider açısı LA: Uzun Eksen açısı.....	28
Şekil 2.8: Kurvatür Yarıçapı a: Kanal eğesi, r: Yarıçap M: Çemberin merkezi A:Kurvatür başlangıç noktası B: Eğe ucu S: Eğe ucu ile kurvatürün başlangıç noktası arası uzaklık $\alpha$ : Schneider açısı.....	30
Şekil 2.9: SEM'de torsiyonel kırıkların görüntülenmesi.....	31
Şekil 2.10: Eğri Metal Tüp Görünümü.....	32
Şekil 2.11: Parçalı Oluklu Test düzeneği A. Şematik görüntü B. Düzeneğin Görüntüsü.....	33
Şekil 2.12: Dönen bir eğeyi 3 noktada eğimlendiren düzenek.....	34
Şekil 2.13: Eğimlendirilmiş düzleme karşı çevirme düzeneği.....	35
Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan HEDM eğesi.....	37
Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan endodontik motor ve anguldruvası.....	38
Şekil 3.3. Çalışmada kullanılan WaveOne Gold eğesi.....	38
Şekil 3.4. Çalışmada kullanılan XP-endo Shaper eğesi.....	38
Şekil 3.5. Çalışmada kullanılan One Shape Eğesi.....	39
Şekil 3.6: Kanal kurvatür açısı 60°, kurvatür yarıçapı 5 mm olan yapay kanal.....	40
Şekil 3.7: Sentetik yağ.....	41
Şekil 4.1: Kırılan HEDM eğesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü (800X büyütmede).....	43
Şekil 4.2: Kırılan HEDM eğesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü	

	<b>Sayfa No</b>
(5000X büyütmede).....	43
<b>Şekil 4.3:</b> Kırılan WOG eğesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü	
(800X büyütmede).....	44
<b>Şekil 4.4:</b> Kırılan WOG eğesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü	
(5000X büyütmede).....	44
<b>Şekil 4.5:</b> Kırılan XPS eğesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü	
(800X büyütmede).....	45
<b>Şekil 4.6:</b> Kırılan XPS eğesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü	
(5000X büyütmede).....	45
<b>Şekil 4.7:</b> Kırılan OS eğesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü	
(800X büyütmede).....	46
<b>Şekil 4.8:</b> Kırılan OS eğesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü	
(5000X büyütmede).....	46

## TABLolar DİZİNİ

	<b>Sayfa No</b>
<b>Tablo 1:</b> Çalışmada kullanılan döner alet sistemleri.....	36
<b>Tablo 2:</b> Çalışmada kullanılan eğelerin tork değerleri ve dönme hızları...	37
<b>Tablo 3:</b> Test edilen NiTi eğelerin kırılıncaya kadar yaptığı tur sayısı (KKTS) ve kırık uzunluğunun (KU) (mm) ortalama ve standart sapma değerleri.....	42



## SİMGELER VE KISALTMALAR

Af	:Austenite Finish (Östenit Bitiş)
K-tipi	: Kerr-tipi
ANSI	: American National Standards Institute (Amerikan Ulusal Standartlar Enstitüsü)
ADA	: American Dental Association (Amerikan Diş Hekimleri Birliği)
CNC	: Computer Numerically Controlled (Bilgisayar Sayımlı Yönetim)
CM	: Controlled Memory (kontrollü şekil hafızası)
°C	: Centigrade (Santigrat)
ISO	: International Standardization Organization (Uluslararası Standartlar Organizasyonu)
G	: Gauge
H-tipi	: Hedström tipi
HEDM	: HyFlex Electrical Discharge Machine
HCM	: HyFlex Controlled Memory
KKTS	: Kırılıncaya kadar yapılan tur sayısı
KU	:Kırık uzunluğu
mm	:Milimetre
Ncm	: Newtoncentimeter (Newtonsantimetre)
NiTi	: Nikel titanyum
XPS	: Xp-endo Shaper

RPC : Reciproc

Rpm : Revolutions per minute ( dakikadaki dönüş sayısı)

SEM : Scanning Electron Microscope (Tarayıcı Elektron Mikroskobu)

SAF : Self-adjusting File

WO : WaveOne

WOG : WaveOne Gold



## 1. GİRİŞ

Kök kanal sisteminin etkin bir şekilde temizlenip şekillendirilmesi endodontik başarıyı önemli ölçüde etkiler (Carrotte, 2004b). Kakehashi ve ark. (1965), yaptıkları çalışmada endodontik hastalıkları kök kanal sisteminin mikroorganizmalarla kontaminasyonu ile ilişkilendirmişlerdir ve yapılan bir çalışma endodontik tedaviler mevcut mikroorganizmaların ortadan kaldırılmasına yönelik olmuştur (Carrotte, 2004a).

Kök kanal tedavisi genel anlamda enfekte pulpanın uzaklaştırılması, kök kanal sisteminin preparasyonu, dezenfeksiyonu ve kök kanallarının doldurulması işlemlerinden meydana gelmektedir (Bergenholtz ve Reit, 2013). Kök kanal sisteminin hazırlanmasının ve yıkanmasının amacı; nekrotik ve vital dokuları, kök kanal sisteminde oluşan dentin talaşlarını uzaklaştırmak, ideal bir şekillendirme ve uyumlu bir kanal dolgusunun yapılmasını sağlamaktır (Ingle, 2008).

Kök kanal preparasyonunda nikel-titanyum (NiTi) eğelerin kullanımı endodonti pratiğinde önemli değişikliklere yol açmıştır (Ove A Peters ve Paqué, 2010). NiTi alaşıma sahip eğeler paslanmaz çelik eğelerle kıyaslandığında esneklikleri (Walia ve ark., 1988) ve kesme etkinlikleri daha üstün olup preparasyon sırasında kanalın orijinal formunu daha iyi korurlar (Michael Hülsmann ve ark., 2005). Bunun yanında NiTi eğelerle daha kısa sürede preparasyon gerçekleştirilebilmektedir (M Hülsmann ve ark., 2001).

Daha önceki çalışmalarda NiTi eğelerin paslanmaz çelik eğelere kıyasla daha dayanıklı olduğu bildirilmesine rağmen, kök kanal preparasyonu sırasında maruz kaldıkları baskı ve gerilme kuvvetlerinin döngüsel yorgunluğa sebep olarak bu eğelerde kırılma ve distorsiyonlara yol açtığı bildirilmiştir (Y. Haikel ve ark., 1999; Thompson, 2000). Kök kanallarını hazırlanmasında kullanılan eğelerin döngüsel yorgunluğa dayanımları kanal kurvatur açısı, kurvatur çapı, eğenin şekli ve boyutu, genişletme tekniği, kök kanalının anatomisi, aletin dönme hızı ve torku, kullanıcının deneyimi ve kullanım sayısı gibi çeşitli faktörlere bağlıdır (Pruett ve ark., 1997). Kök kanal preparasyonunda gerçekleştirilen şekillendirme teknikleri ve preparasyonda kullanılan aletleri geliştirme çalışmaları güncelliğini korumaktadır. Bu amaç doğrultusunda NiTi eğelerin çapraz kesitlerinde ve üretim teknolojilerinde yenilikler sunulmaktadır.



Çalışmamızın amacı, eğenin ağız içi şartlarda çalışmasını taklit eden, 60° kurvatür açısına ve 5 mm kurvatür yarıçapına sahip yapay kanalda dört farklı NiTi tek eğe sisteminin döngüsel yorgunluğa bağlı kırılma dirençlerinin incelenmesidir.



## **2. GENEL BİGİLER**

Kök kanal sisteminin mekanik şekillendirilmesi endodontik tedavinin en önemli aşamalarından birini oluşturmaktadır (Ruddle, 2002). Bununla birlikte operatif diş hekimliğinin en zorlayıcı konularından biridir. Kanal preparasyonunun ana hedefleri:

- Kök kanal sisteminden vital ve nekrotik pulpa dokularının uzaklaştırılması
- Kök kanal sisteminden mikroorganizmaları ve onların ürünlerini elimine etmek
- Enfekte dentinin kaldırılması
- İrrigasyon ve medikasyonun gerçekleştirilebileceği bir alan oluşturmak
- Kök kanal dolum materyalinin güvenilir şekilde yerleştirilebilmesine olanak sağlamak
- Sağlam kök ve koronal dokuları koruyarak başarılı bir restorasyona zemin hazırlamaktır (Alaçam, 2012).

Mekanik şekillendirmenin yanı sıra etkin irrigasyon gerçekleştirilmesi tedavinin tamamlanması için önemlidir (Alaçam, 2000). Kemo-mekanik protokolün bir parçası olan mekanik şekillendirme ve irrigasyon işlemleri eşzamanlı olarak gerçekleştirilmelidir (Waplinton ve McRobert, 2014).

### **2.1. Kök Kanallarının Şekillendirilmesinde Kullanılan Eğeler**

#### **2.1.1. Tarihçe**

1687-1805 yılları arası, diş hekimliğinin deneysel dönemi olarak kabul edilir. Modern diş hekimliğinin babası olarak kabul edilen Pierre Fauchard'ın 1728 yılında yazdığı 'The Surgeon Dentist' adlı kitabında, kök kanal tedavisi kastedilmese de ufak bir pin kullanılarak yapılan pulpa ekstirpasyonu işlemi tanımlanmıştır. 1833 yılında Edwin Maynard ilk kök kanalı 'broach'unu geliştirmiştir. Maynard bir saat zembereği kullanarak bu aleti üretmiş böylelikle diş hekimlerinin dar kök kanallarına girişine olanak sağlamıştır. Ayrıca, Maynard kök kanalının genişletilmesi amacıyla çapaya benzeyen bir alet sunmuştur. 1853 yılında, Robert Arthur bir çakı kullanarak 'Broach' üzerinde çentik oluşturmuştur. Kerr firması 1915 yılında, firma isminin baş harfiyle anılan K-tipi eğeyi üreterek endodontinin kullanımına sunmuştur.

## **2.1.2. Paslanmaz Çelik El Aletleri**

### **2.1.2.1. K-tipi Eğe**

K tipi eğeler dentin preparasyonunda kullanılan en eski enstrümanlardan biridir. Bu eğeler önceden koniklik verilmiş kare kesitli paslanmaz çelik telin kendi eksenini etrafında döndürülmesi ile oluşur. Reamerden daha fazla oluğa sahiptir.

K tipi eğeler kanala penetrasyonda ve kanalın genişletilmesinde etkindirler. Esas olarak eğe, basınç uygulama-serbestleştirme hareketi ile kanalı çevreleyen dentinde yıkım sağlar (Cohen, 2011). Çoğunlukla reaming hareketi eğeleme hareketinden daha fazla transportasyona sebep olmaktadır (J Webber ve ark., 1980). Eğelerde daimi deformasyon oluklarda düzleşme ya da sıkılaşma şeklinde görülebilir. Böyle bir durum görüldüğünde eğe daha fazla kullanılmamalıdır (Cohen, 2011). Enstrümanların kırılması plastik deformasyon gerçekleştikten sonra yapılan saat yönündeki hareket ile gerçekleşir (Haikel ve ark., 1991). Bu durum enstrüman sıkıştıktan sonra rotasyon kuvvetinin devam etmesi sonucu oluşur. Saat yönünde gerçekleşen rotasyon sonrası kırılma ihtimali saat yönü tersi istikamette gerçekleştirilen rotasyondan daha düşük bulunmuştur. K-tipi eğeler saat yönünün tersi yönde çalıştırılırken dikkatli kullanılmalıdır (Krupp ve ark., 1984).

### **2.1.2.2. Hedström tipi (H-tipi) Eğe**

H-tipi eğelerin enine kesiti birbirini üzerine yerleşen üçgenler şeklindedir. Eğenin yapısı uca doğru giderek sivrileşen şekildedir. Eğenin uzun eksenin kesici kenarla yaptığı açı 60-65° arasındadır. K-tipi eğelerden daha fazla kesme etkinliğine sahiptir.

Bir H tipi eğenin spiral kenarları sadece çekme hareketiyle kesme yapabilecek şekilde düzenlenmiştir. Reaming hareketi yapıldığında alet dentine saplanır ve kırıklara yol açacağından bu hareketle kullanılmaz. K tipi eğeden daha etkin bir kesme işlemi gerçekleştirir çünkü pozitif rake açısı daha büyüktür ve kesici kenar kazımadan çok kesme işlemi için uygundur. H tipi eğelerde bükülme sonucu K tipi eğelere göre daha fazla stres konsantrasyon noktası oluşur. Bu stres noktaları çatlakların ilerlemesine ve yorgunluğa bağlı başarısızlıklara neden olur (Cohen, 2011).

H-tipi eğeler enine kesiti yuvarlak olan silindirik kor yapının tornada tıraşlanmasıyla elde edilir (Alaçam, 2012). Üzerinde devamlı bir oluk bulundurur. Bilgisayar destekli teknoloji H tipi eğelerin geliştirilmesine imkân sağlayarak rake açısı, heliks açısı, oluk sayısı ve konisitede

değişiklikler meydana getirebilmektedir. H tipi eğeler çekme hareketinde ve saat yönünde etkin kesme işlemi gerçekleştirebilirken, itme hareketinde ve saat yönünün tersi yönde etkinlikleri azalır. Çünkü H-tipi eğeler K-tipi eğelerden daha keskin kenarlara sahiptir, ayrıca kanala vidalama gösterme eğilimindedir. Vidalama kuvvetlerinin farkında olmak alet kırılmasının önlenmesinde önemli rol oynar (Cohen, 2011).

H-tipi eğeler kök uç gelişimini tamamlamamış dişlerin genişletilmesinde ve retreatment tedavisinde güta perkaların sökümünde kullanılabilir. Gümüş konlar ve kırık aletlerin çıkarılmasında etkin olduğu vakalar vardır.

### **2.1.2.3. Reamer**

Reamerlar, 1800'lü yıllarda kök kanalının boşaltılması, kök kanalının genişletilmesi ve düzleştirilmesi amacıyla kullanılmaya başlanmıştır. Reamerlar sürekli rotasyon hareketiyle çalışırlar ve bu sebeple eğri kanallarda kök kanal anatomisini bozabileceğinden kullanılmamalıdır. Spiral sayıları eğelere nispetle daha azdır. Preparasyon sırasında reamerın yivlerinde biriken debris ve doku materyalleri gibi artıklar temizlenmelidir (Alaçam, 2012).

### **2.1.3. Hibrit Aletler**

Kök kanal şekillendirilmesi sırasında paslanmaz çelik eğelerde gerçekleşen komplikasyonları önlemek amacıyla eğelerin esnekliğini arttırmaya yönelik gelişmeler kaydedilmiştir. Eğelerin alaşımında ve şeklinde gelişim sağlanarak esnekliklerinde ilerleme sağlanmıştır. Hibrit aletler, şekil olarak bakıldığında geleneksel reamer ve eğelere benzerlik gösterir. Kesitsel olarak paslanmaz çelik eğelerden farklı şekle sahiptirler. Kesitsel şekilleri ya üçgen ya da eşkenar dörtgendir. Gövde çapı dardır. Kesme etkinliği ve esnekliği daha fazladır. Artan esneklikleriyle birlikte kanalın eğimine daha iyi uyum sağlarlar. Ancak esnekliğin arttırılmış olması bile yetersiz kalabilmektedir. Bu aletlerde eğenin uç kısmında da modifikasyona gidilmiştir. Kök kanal şekillendirmesinde basamak ve zip oluşumuna neden olabilme özelliğinden dolayı aktif uç yerine kesmeyen uç tercih edilmiştir (Alaçam, 2000).

Yapılan çalışmalarda aktif uca sahip olmayan bu eğelerin geleneksel eğelere göre daha az transportasyona sebep olduğu ve daha etkin bir kesme gerçekleştirdiği gözlenmiştir. Böylece ana kök kanal anatomisi geleneksel eğelere kıyasla daha iyi korunmuştur (Alaçam, 2000).

K-tipi ve H-tipi aletlerin geometrik şekilleri üzerinde eğeleme ve aşındırma işlemleri yapılarak farklı özellikte eğeler elde edilmiştir. Örneğin bu tip işlemlerle elde edilen 'Unifile'

ve 'S-file' aletleri S şekilli enine kesite sahiptirler. Gövdede daha fazla metal bulunması aletin sertliğini arttırmıştır. S-tipi eğe H-tipi eğeden modifiye edilerek elde edilmiştir. Bu eğe Unifile eğesinden çift sarmal düzenlenmesindeki farklılıklar, bıçak açılarının tüm uzunlukta benzer olması ve bıçak derinliklerinin uçtan sapa doğru artmasıyla ayrılır. S-tipi eğe ile reaming işlemi de yapılabilmektedir (Alaçam, 2000).

Flex-R eğesi aletin uç bölümünde Roane tarafından yapılan bir değişiklikle geliştirilmiştir. Flex-R eğesi hem K-tipi eğe hem de H-tipi eğenin özelliklerini taşıyan hibrit bir eğedir. Üretim aşaması H-tipi eğelere benzer şekilde aşındırılarak elde edilir. Enine kesitini incelediğimizde K-tipi eğe geometrisi gösterir. Flex-R eğesinin uç kısmı kesmez ve oluklu yapı gösterir. Aktif olmayan uç özelliği nispeten basamak ve perforasyon ihtimalini azaltır. Eğenin boyun bölümündeki mevcut 35° açı eğenin kullanımını kolaylaştırır ve uç açısı 70°'dir. Bu üçgen eğenin kesici kenarları kesmeyen uca doğru hafif bir koniklik gösterir. Bu özelliği sayesinde eğenin eğri kanallarda ilerlemesi kolaylaşır. Eğede üretim yöntemi olarak taşlama tekniği kullanılmıştır. Böylelikle kesme açılarının ve yatay kesitin oluşturulması daha etkin şekilde yapılabilmektedir. Eğe önce saat yönünde ardından apikal basınç ile saat yönünün ters istikametinde çalıştırılır. Esnek paslanmaz çelik eğeler olarak piyasada bulunan eğeler arasında FlexoFile ve K-Fex file da bulunmaktadır.

Bir diğer hibrit alet olan Canal Master U, Gates-gliden frezinin bir modifikasyonudur. Motorla ve elle kullanılabilir. 0,75-2,00 mm (milimetre) 'lik kesmeyen ucu, kısa (1-2 mm) kesici kafası ve ince esnek gövdesi bulunur. Aletin boyutu 50 olduğunda motor ile kullanılır. Kesici olmayan uç yapısı aleti daha kontrollü bir hale getirmiştir. Kök kanalının genişletilmesi nispeten yavaş gerçekleşir ve dikkatli çalışılarak kırılma riski aza indirilmelidir. Bu eğelerin paslanmaz çelik olanlarının yanı sıra NiTi alaşımdan üretilenleri de mevcuttur.

Hibrit bir alet olan Pathfinder Kerr firması tarafından kalsifiye kanallarda bir seçenek olarak piyasaya sürülmüştür. K-tipi eğelere benzemekle birlikte paralel dış hatlar gösterir. Alet üzerinde meydana gelen zorlamalar tüm alet gövdesinde yayılarak aletin kırılma olasılığını düşürür. K1 (6 ve 8 arası) ve K2 (8 ve 10 arası) şeklinde eğeleriyle piyasaya sürülmüştür. C-Pilot eğeleri de benzer şekilde kök kanallarında yol bulucu olarak üretilmiştir.

Geleneksel paslanmaz çelik eğeler günümüzde popülaritesini NiTi eğelere bırakmıştır. Nitinol alaşımlarının elde edilmesiyle endodontik aletlerin üretilmesinde anlamlı gelişmeler olmuştur (Walia ve ark., 1988). NiTi ekzotik metal olarak adlandırılmaktadır. Bunun sebebi

metalürjinin tipik kurallarına uymamasıdır. Çünkü NiTi süperelastiktir, stres karşısında paslanmaz çeliğin de içinde bulunduğu çoğu metalden farklı gerilme değerlerine sahiptir. Stres uygulandığında eğede önce belli bir miktar gerilme meydana gelir ardından belirli bir değere (yükleme platosu) kadar stres artsa bile gerilme meydana gelmez. Nihayetinde, artan stres gerilme meydana getirecek ve bu gerilme kırılma meydana gelene kadar artacaktır. Bu olağandışı özellik moleküler kristalin faz geçişlerinin sonucudur. Eksternal stresler eğenin östenit fazdan martenzit faza geçişine neden olmaktadır bu da yüksek streslere karşı gerilmenin meydana gelmesini önlemektedir. Bu benzersiz kristal yapının sonucu olarak, NiTi eğeler süperelastisiteye sahiptir ve şekil değiştirdikten sonra orijinal haline geri döner. Bu yüzden, eğri kanallarda NiTi eğeler hem fleksibiliteleri hem de dayanıklılıkları ile rutin kullanımda yerlerini almışlardır.

Geleneksel paslanmaz çelik eğeler düz kanalların şekillendirilmesinde NiTi eğeler kadar hatta daha başarılı sonuçlar verebilmektedir. Bu eğeler, daha yüksek torsiyonel dayanıklılığa sahiptir, aynı zamanda kesici kenarların keskinliğini daha uzun koruyabilmektedir. Ancak az sayıda kanal tamamen düzdür. Kök kanal şekillendirmesinden önce kanal kurvatürleri değerlendirilmelidir (McSpadden, 2007).

NiTi eğelerin geliştirilmesine yönelik çalışmalar devam etmektedir. Mevcut kullanılan eğelerden 5 kat daha fleksible eğelerin üretilebileceği söylenmektedir (Johnson ve ark., 2008). Çalışmalar ayrıca NiTi eğelerin yüzey özelliklerini iyileştirmek üzere de yoğunlaşmaktadır.

#### **2.1.4. NiTi Eğeler**

NiTi alaşımı ilk kez 1960'ların başlarında Maryland, ABD'de 'Naval Ordnance Laboratory' merkezinde W. H. Buehler tarafında kullanılmaya başlanmıştır. Alaşım NiTinol olarak adlandırılırken ismini kendisini oluşturan alaşımların ve üretildiği yerin isminden almaktadır. Endodontik entstrümanların üretiminde kullanılan NiTi alaşımı genellikle ağırlıkça %56 nikel ve %44 titanyumdan oluşur (Thompson, 2000).

1990'ların başlarında NiTi 'nin endodonti patriğinde kullanımıyla birlikte birçok eğe sistemi üretilmiştir. Bu sistemler apikal çap, taper açısı, kesit, heliks açısı ve vida adımı gibi spesifik özellikleriyle birbirlerinden ayrılmaktadır. İlk ortaya çıkan sistemlerin bir kısmı artık kullanılmazken bir kısmı da kullanım sıklığını kaybetmiştir. Profile (DENTSPLY Tulsa Dental, Maillefer, İsviçre), gibi bazı sistemler ise hala yaygın şekilde kullanılmaktadırlar. Yeni dizayna sahip eğelerin üretimi hala devam etmekle birlikte tasarım özellikleri ile klinik sonuçlar arasındaki ilişkiyi tahmin etmek zordur (O. Peters ve ark., 2004).

NiTi eğeler tornalama, laser etching ve ısı altında plastik deformasyon yoluyla üretilir. Ancak yüzey kalitesi çok yüksek seviyelere çıkamamaktadır. Yüzey kalitesi çatlak ve kırık oluşumu açısından kritik önem taşır. Yüzeysel defektler NiTi eğelerde yaygın olarak görülür (Marening ve ark., 1998; Eggert ve ark., 1999; Zaman ve ark., 2003).

Mikroskobik defektlerin, çatlakların ilerlemesini ve alet kırılmasını tetiklediği düşünölmektedir. Bu yüzden elektropolisaj, yüzey örtme ve yüzey implantasyonu gibi işlemlerle yüzey özelliklerini geliştirmeye yönelik çalışmalar yapılmaktadır (Lee ve ark., 1996; Rapisarda ve ark., 2001).

Yüzey kalitesine yönelik çalışmalar elektropolisaj ve titanyum nitrille kaplama şeklinde uygulamada yer bulmuştur (Rapisardaa ve ark., 2000; Edgar Schäfer, 2002). Bu ikincil işlemler kesme etkinliği üzerinde olumlu etkiler göstermiştir (Edgar Schäfer, 2002).

Nitinoller yaklaşık olarak %56 nikel ve %46 titanyum bulundurmakla birlikte bazen %22'nin altında olması kaydıyla nikel yerine kobalt kullanılabilir. Bire bir nikel ve titanyum oranıyla meydana gelen bu alaşım çeşitli kristal yapılar sergiler. Alaşım doğal yapısı itibariyle atomik bağlanma tipinde farklılıklar gösterebilir. Bu durum alaşımın mekanik özelliklerine benzersiz katkılar kazandırmaktadır. Bu değişiklikler stres ve sıcaklık değişimlerinin bir sonucu olarak ortaya çıkar. Diş hekimliği kliniği için önemli özellikler olan kontrollü şekil hafızası ve süperelastisite NiTi alaşımlardaki östenit fazdan martenzit faza geçiş özelliği sayesinde mümkün olabilmektedir (Thompson, 2000).

NiTi alaşımlar yüksek sıcaklık aralıklarında stabil olan östenit fazda bulunur. Östenit faz kübik ve kafes şeklindeki kristal yapıdan oluşur. NiTi alaşımlar soğutulduklarında kritik bir sıcaklıktan sonra mekanik özelliklerinde değişim gösterir. Elastik modölünde gerçekteşen bu fiziksel değişim alaşımın dayanıklılığını etkilemektedir. Sıcaklık değişimiyle alaşımın kristal yapısı değişir ve östenit fazdan martenzit faza geçiş gerçekteşir.

NiTi alaşımın indüklenmesiyle gerçekteşen şekil değişikliği sonrası kristal yapı hekzagonal kafes şeklini alır. Eksternal bir kuvvet uygulanmadıkça alaşımda makroskobik bir değişim gözlenmez. NiTi alaşımlar martenzit fazda östenit fazda olduğunda daha fazla esnektir.

NiTi alaşımda deformasyon sonrası meydana gelen değişim eğenin kritik bir sıcaklık değeri üstünde ısıtılmasıyla geri döner. Böylelikle alaşım yüksek sıcaklıktaki stabil hali olan östenit fazına döner. Bu fenomen şekil hafızası olarak tanımlanır eğenin önceki haline dönmesine neden olur.

Östenit fazdan martenzit faza geçiş sıcaklık değişimlerinin yanında strese bağlı olarak da gerçekleşir. Bu faz geçişi kök kanallarının hazırlanması sırasında meydana gelen strese bağlı olarak gerçekleşebilir. Çoğu metalde aşırı seviyede meydana gelen stres plastik deformasyonlara neden olurken NiTi alaşımlarda strese bağlı martenzit faza geçiş gerçekleşir ve bunun sonucunda süperelastisite meydana gelir. Süperelastisite özelliği sayesinde NiTi alaşımlar strese maruz kaldığında diğer metallere oranla daha fazla gerilme gösterir. Süperelastik özellik belli sıcaklık aralığında ortaya çıkmaktadır. Bunun yanında bakır-çinko, bakır-alüminyum, altın-kadmiyum ve nikel-niobiyum alaşımları da süperelastik özellik göstermektedir (Buehler ve Wang, 1968). Ancak bu alaşımlar arasında korozyona en dayanıklı ve en biyouyumlu materyal nikel-titanyum alaşımlarıdır (Thompson, 2000).

NiTi alaşımların süperelastik özellikleri, bu materyalden üretilen eğelere klinik kullanımda önemli üstünlükler kazandırır. Aşırı eğri kanallarda paslanmaz çelik eğeler plastik deformasyona uğrarken NiTi eğeler süperelastiklikleri sayesinde daimi bir deformasyona uğramaz. Diğer taraftan paslanmaz çelik eğelere verilebilen ön eğim NiTi eğerlerde gerçekleştirilemez. Bu durum özellikle arka grup dişlerde veya açıklığı kısıtlı hastalarda zorlayıcı bir faktör olarak karşımıza çıkmaktadır (E Schäfer, 1997).

Süperelastik özellik gösteren geleneksel NiTi alaşımlar yükü karşı karşıya kaldıklarında strese bağlı martenzit faza geçerler. Bu faz östenit bitiş (Af) değerinin altındaki sıcaklıklarda sabit değildir ve yük ortadan kalktığında eski faza dönüş gerçekleşir. Bu yüzden geleneksel süperelastik NiTi eğerlerin çalışma sıcaklıkları Af değerinin altında olmalıdır. Ancak bu durum yeni geliştirilen kontrollü şekil hafızasına (CM) sahip NiTi tellerde değişmektedir. Bu eğerler yeni bir teknoloji ile üretilerek daha yüksek fleksibilite ve döngüsel yorgunluk direnci elde edilir. CM NiTi eğerleri üzerlerindeki yük kalktıktan sonra da geri dönüşüm göstermezler ancak otoklavlama işleminden sonra geri dönüşüm görülür. Stabil martenzit şekil hafızası özelliği sergiler. Bu özellik eğerin Af değerinin altındaki bir sıcaklık değerine ısıtılmasıyla eğerin reverse transformasyon göstererek eski haline dönmelerini ifade eder (Otsuka ve Wayman, 1999). Bu durum CM NiTi'lerin otoklavlanma ihtiyacını açıklar ve NiTi eğerlerin transformasyon sıcaklıklarının önemini ortaya koyar. Bu sıcaklıklar alaşımın nikel oranı ve termomekanik işlenişleri ile doğrudan ilişkilidir (de Arruda Santos ve ark. 2013).

Alaşım sistemleri iki ya da üç alaşımın kombinasyonlarından meydana gelebilmektedir. NiTi alaşımlarda da nikel oranını artırarak %60'lık yapılar meydana getirilmektedir. Oranlarındaki bu değişim alaşımın şekil hafızası etkisinde azalmaya neden olurken ısı



işlemlerle muamele edilebilme yeteneğini arttırmıştır. %60'lık ve %56'lık nikel oranlarına sahip her iki alaşım da paslanmaz çelik, nikel-krom, kobalt-krom alaşımlarından düşük elastik modülüne sahiptir (Thompson, 2000).

NiTi endodontik aletlerin üretimleri paslanmaz çelik aletlere göre daha komplekstir. Paslanmaz çelikler bükülme işlemleri ile üretilirken NiTi aletler daha ileri işlemler gerektirmektedir. NiTi'lerin bükülerek üretilmeye çalışılması bu aletlerde kırılmaya yol açacaktır (E Schäfer, 1997). NiTi eğeler bilgisayar destekli tornalama işlemleri üretilerek fiziksel özelliklerinde gelişim amaçlanır (McSpadden, 2007).

NiTi eğelerin sabit sürekli 360 °C ile kök kanallarını şekillendirebilmesi eğenin merkezde kalma oranını artırarak basamak oluşumu ve transportasyon gibi çeşitli komplikasyonların önüne geçebilmektedir. NiTi eğelerin mevcut fleksibiliteleri eğenin kanal boyunca ilerlemesini sağlayarak daha konservatif bir şekillendirmeye olanak sağlar. NiTi'lerin en belirgin avantajı kök kanal şekillendirilmesi süresini kısaltabilmesidir. NiTi rotary sistemler dakikada 200 ile 2000 arası kesintisiz dönüş yapabilme özellikleriyle şekillendirmeyi daha hızlı hale getirebilmektedir.

#### **2.1.4.1. 1. Nesil Eğeler**

İlk rotary NiTi alet Dr. John McSpadden tarafından dizayn edildikten sonra 1992'de marketlerdeki yerini aldı. Bu aletler diş hekimlerinin enstrümantasyonla ilgili bakış açısını değiştirirken, alet kırılması ile ilgili birtakım geri dönüşler olmuştur. 1994'de Johnson bir seri aletten oluşan 0.04 konisiteli Profile olarak bilinen eğeleri tanıttı. Ardından yakın zamanda 0.06 taper Profile ve 'Orifice Shapers' tanıtıldı. Bu aletlerin kesitleri NiTi, konikleştirilmiş bir kor çevresinde eşit u şekilli yivlerden oluşmaktadır. Bu 'klasik' dizaynda her bir yivin yanında 'radyal alan' adı verilen bir alan bulunur. Bu alan kesme işlemi sıranda eğenin dentine sıkışmasını önler. Dr. Johnson ISO 0.02 konisiteli eğe paradigmasını kırmış ve Dr. McSpadden ile birlikte NiTi döner eğelerin babası kabul edilmiştir. Ardından farklı eğeler bir takım avantajlarla piyasaya sürülmeye başlanmıştır. Bunlar Dr. Steve Senia ve Dr. William Widley tarafından geliştirilen LightSpeed, DR. John McSpadden tarafından geliştirilen Quantec ve DR. Steve Buchanan tarafından geliştirilen Greater Taper eğeleridir.

LightSpeed eğenin dizaynı özel bir dikkati hak etmektedir. Bu eğeler uzun ince gövdeleri, kesmeyen uç tasarımı, kısa kesici bölümü özellikleriyle farklı bir eğe olarak sunulmuştur. Aynı

dizayn özellikleri sonradan geliştirilen LSX eğesinde de kullanılmıştır. Dizayn özellikleri eğeyi sadece apikal bölümde kesme gerçekleştirmesini ve artmış fleksibilite göstermesini sağlamıştır.

#### **2.1.4.2. 2. Nesil Eğeler**

Eğelerin geçirdiği evrimi anlamak için tüm birinci nesil NiTi eğelerde pasif radyal alan varlığını, tüm ege boyunca sabit konisitiye sahip olduklarını ve preparasyonu bitirmek için birden fazla ege kullanıldığını bilmekte fayda vardır. 1990'ların sonuyla bir sonraki nesil NiTi eğeler marketlerdeki yerini aldı. Bu nesil eğeler diğer nesilden ayıran en önemli özellikler radyal alan bulundurmayan daha etkin kesici kenarlar ve preparasyonun bitirilmesi için daha az sayıda eğeye ihtiyaç olmasıdır. Ayrıca eğenin uzun aksıyla kesici kenar arasında açığı azaltılarak vidalanma etkisinde azalma sağlanmıştır. Bu nesil eğelere artan ve azalan konisitesiyle benzersiz bir özellik gösteren Protaper örnek verilebilir.

Birinci nesil eğeler nötr ya da hafif negatif rake açısına sahipken ikinci nesilde pozitif rake açıları görülmektedir. Dr. McSpadden tarafından tasarlanan K3 sistem (SybronEndo, Orange, CA, ABD) bu gruba dahil olup pozitif rake açısına sahiptir böylelikle daha aktif bir kesme işlemi gerçekleştirmektedir.

#### **2.1.4.3. 3. Nesil Eğeler**

Üçüncü nesil, eğelerin metalürjik özellikleri üzerinden anlaşılmıştır. Isıl işlemler bu dönemde temel yaklaşımlardan biri olmuş, NiTi alaşımların geçiş ısısında değişiklikler meydana getirerek yorgunluk direncinde olumlu etkilere sebep olmuştur. 2007'den beri NiTi alaşımların mikro yapılarını optimize etmek amacıyla üretim teknolojilerinde ve termomekanik işlemlerde çeşitli gelişmeler olmuştur.

M-wire (SportsWire, Langley, OK) bir seri ısıl işlem uygulanarak üretildi ve 2007'de tanıtıldı. M-wire eğeler arasında Dentsply'nin Profile GT Series X, Profile Vortex, ve Vortex Blue eğeleri sayılabilir. İlk ticari M-wire Ni-Ti materyal GT Series X eğeleri olmuştur.

Şekil hafızalı tel (DS Dental, Johnson City, TN) 2010 yılında farklı fleksibl özelliklere sahip bir NiTi ege olarak kullanıldı. Bu eğelere özel termomekanik işlemler ile materyalin hafızası üzerinde kontrol sağlanır böylelikle eğeler aşırı fiziksel özellik kazanır. HyFlex ve TYPHOON kontrol hafızası özelliğine sahip eğelerdendir.

2008’de SybronEndo, NiTi alaşımlara ısısız işlemler uygulayarak faz transformasyonu (R-Fazı) sağlamışlardır böylelikle eğeler bükülebilir bir hal almıştır. Klasik yöntemde NiTi eğeler yontularak üretilirken bu yöntem sayesinde bükülebilmektedir (Haapasalo ve Shen, 2013).

Profile GT Series X, ProfileVortex (PV), Vortex Blue (Mwire), Twisted Files (TF. R-Fazı) ve HyFlex CM (HCM), Typhoon Infinite Flex NiTi (CM Wire) bu nesil eğeler arasında sayılır.

#### **2.1.4.4. 4. Nesil Eğeler**

Kök kanalını şekillendirmek amacıyla ticari olarak piyasa birçok NiTi eğe sunulmuş ve bu eğeler devamlı rotasyon hareketi ile preparasyon yapmaktadırlar. Ancak eğenin tekrarlayan ileri ve geri hareketi olarak tanımlanan resiprokasyon hareketi 1958’den beri paslanmaz çelik eğelerde kullanılmaktaydı. Başlangıçta resiprokasyon yapan motorlar saat yönüne ve saat yönünün tersine olmak üzere sadece 90°’lik hareketler yapmaktadırlar. Ardından daha küçük anca yine sabit 30° açılı resiprokasyon hareketi yapan ürünler piyasaya sürülmüştür. M4 (SybronEndo), Endo-Eze AET (Ultradent), and Endo-Express (Essential Dental Systems) bu ürünlere örnek olarak verilebilir.

2008’de Dr.Ghassan Yared 25/08 Protaper eğesinin eşit olmayan resiprokal açılar ile kullanılabilmesini savunmuştur (Yared, 2008). Ancak bu eğe bu çeşit hareket için dizayn edilmiş değildi. 2011’de WaveOne (WO) (Dentsply Tulsa Dental Specialties and Dentsply Maillefer) ve Reciproc (RPC, VDW) tek eğe sistemleri olarak piyasaya sürüldü. Her iki eğe M-wire teknolojisi ile üretildi. Resiprokasyon teknolojisindeki ilerleme bu nesil eğelerin kök kanal şekillendirilmesine kullanımına rehberlik etmiştir (Haapasalo ve Shen, 2013).

Self-adjusting file (SAF; ReDent-Nova, Raanana, eğe dizaynında ve operasyon modunda farklı bir yaklaşım göstermektedir (Metzger, Teperovich, Zary, ve ark., 2010). İçi boş ve kafesli yapıya sahip olan eğe hafif abraziv yüzeye sahiptir. Geleneksel NiTi sistemlerden farklı olarak simultane olarak mekanik preparasyon sırasında irrigasyon yapılmasına imkân vermektedir. Üretici firma SAF’ın kök kanal preparasyonu sırasında kök kanalına üç boyutlu olarak adaptasyon gösterdiğini söylemektedir (Metzger, Teperovich, Cohen, ve ark., 2010). Eğe içeri ve dışarı hareketi ile uygulanır ve kafesteki abraziv yüzeyler uniform dentin kaldırılmasını sağlar. SAF’ın preparasyona kullanılmasına önce 20 K tipi eğe ile glide path oluşturulmalıdır.

#### **2.1.4.5. 5. Nesil Eğeler**

Bu nesil eğelerin kesitsel özellikleri rotasyon merkezleri veya kütle merkezleri asimetrik olacak şekilde dizayn edilmiştir. Bu tasarımda eğe aktif uzunluğu boyunca yılanı bir hareket sergiler ve eğenin dentine saplanmasını minimuma indirir (Hashem ve ark., 2012). Bu neslin ticari örnekleri arasında Revo-S, One Shape (OS; Micro-Mega®, Besançon, France), ve ProTaper Next (PTN; Dentsply Tulsa Dental Specialties/Dentsply Maillefer) sayılabilir. Protaper Next eğeleri üç önemli dizayn özelliği ile dental marketlerdeki yerini almıştır. Bunlar eğe boyunca değişken konisitesi, M-wire teknolojisi ve ofset dizayndır. Sabit konisite ve merkezi rotasyona sahip eğelere kıyasla yılanı harekete sahip PTN eğesi dentine daha az saplanma etkisi gösterir. Dentine daha az saplanma taper eğenin ucun sıkışmasına ve vidalanma etkisine azalmaya sebep olur. Ayrıca ofset dizayn debrisin laterale yığılmasını ve kanların tıkanmasını önleyici etki gösterir.

Asimetrik kesite sahip Revo-S eğeleri yılanı hareketi ile kanal içinde ilerlerken eğede meydana gelen torsiyonel strese azalmaya neden olur. Kök kanal şekillendirmesi sırasında meydana gelen debrisin yukarı doğru temizlenmesinde etkin olduğu üretici firma tarafından belirtilmiştir (Haapasalo ve Shen, 2013).

#### **2.1.5. Kanal Aletlerinin Genel özellikleri**

**2.1.5.1. Taper/Koniklik Açısı:** Aletin çalışan kısmı boyunca her 1 mm’de alet çapında görülen artışa denir. ISO (Uluslararası Standartlar Organizasyonu) standartlarındaki K-tipi el eğesi %2’lik koniklik açısına sahiptir. Bu her 1 mm’de alet çapının 0.02 mm kalınlaştığını belirtmektedir. Bunların dışında koniklik açısı %4, %6, %8 sabit konisitesi olan ya da aletin gövdesi boyunca değişen koniklik açısına sahip eğeler piyasada bulunmaktadır.

**2.1.5.2. Kor Çapı, Eksternal Koniklik Açısı:** Aletin çapı sapa doğru artarken yivler derinleşir ve aletin kor çapı ile eksternal koniklik açısı arasındaki fark artar. Eğenin fleksibilitesi ve torsiyona direnci kor çapıyla ilişkilidir.

**2.1.5.3. Yiv/Spiral:** Eğenin çalışan kısmında preparasyon sırasında meydana gelen debris ve yumuşak dokuların toplandığı oluklardır. Yivin etkinliği derinliğine, genişliğine, konfigürasyonuna ve yüzey özelliklerine bağlıdır.

**2.1.5.4. Yiv Adımı:** Yivler arasındaki mesafedir.

**2.1.5.5. Bıçak/Kesici Kenar:** Kesme işleminin gerçekleştiği radyal alan ve yivin birleşmesinden oluşan yüzeydir. Kesici kenarın etkinliği açısına ve yüzey keskinliğine bağlıdır.

**2.1.5.6. Radyal Alan:** Kesici kenarlar arasında yer alan platformdur. Radyal alan preparasyon sırasında dentin yüzeyi ile temas halindedir. Radyal alan eğenin vidalanma eğilimini azaltır, mikro çatlakların ilerlemesini azaltır, kesici kenara destek sağlar ve kesme işlemini sınırlandırır. Etkinliğini genişliği etkiler.

NiTi egede meydana gelen abrazyon kuvveti radyal alanın kanal duvarına karşı hareketi sonucu meydana gelir. Geniş radyal alan varlığı aşırı abrazyon kuvvetlerinin oluşmasına neden olur ve rotasyon için gerekli tork değerlerini artırır. Geniş radyal alan varlığı özellikle küçük çaplı eğelerde rijiditeyi artırarak etkinliğini artırır. Ayrıca radyal alanın geniş olması retreatment tedavisinde güta perkaların etkin şekilde kaldırılmasına neden olarak etkin bir irrigasyona olanak sağlar (McSpadden, 2007).

**2.1.5.7. Relief:** Radyal alanlarda oluşan sürtünmeyi tolere etmek amacıyla oluşturulan boşluklardır.

**2.1.5.8. Heliks Açısı:** Eğenin uzun aksının kesici kenar ile yaptığı açıya verilen addır. Bu açı egedeki spiral sayısının artışıyla artar. Heliks açısı kök kanal preparasyonu sırasında yivlerde biriken debrisin uzaklaştırılmasını etkiler.

Egede sabit yiv varlığı eğenin gövdesinde aletin uçundan daha büyük heliks açısı meydana getirir. Yivlerde meydana getirilen değişimlerle üretici firmalar heliks açısında farklılıklara gidebilmektedirler. Eğenin uç kısmında heliks açısının büyük gövdesinde ise küçük olması sağlanarak üretici firmalar vidalama etkisinden uzaklaşmayı hedeflemektedirler (Ove Andreas Peters ve ark., 2017).

**2.1.5.9. Rake Açısı:** Eğenin uzun aksına paralel kesit alırsak eğenin yarıçapı ile kesici kenar arasındaki açı rake açısı adını alır. Aletin kesiciliğini bu açı belirler. Rake açısının pozitif olması kesici kenarın kesme işlemi yapmasına olanak sağlarken bu açının negatif olması kesici kenarda kazıma işlemini etkin kılar.

**2.1.5.10. Kesme Açısı:** Kesici kenara dik olacak şekilde yatay bir kesit alındığında, yarıçapın kesici kenar ile yaptığı açıya verilen addır.

## **2.1.6. Kanal Aletlerinin Üretim Şekilleri**

### **2.1.6.1. Tornada Hazırlanan Aletler**

Endodontik aletler bu yöntemde tornalar aracılığıyla elde edilir. H-tipi (Hedström) eğeler bu yöntemle elde edilir. K-tipi eğelerde bu yöntemle elde edilebilir ancak eğenin fiziksel ve çalışma özellikleri bu üretim tekniğinde yapılan değişikliklerle etkilenir. Eğenin kırılmaya karşı rotasyonel direnci azalır ve yüzeyde mikroçatlak görülme ihtimali artar. Nitinol alaşımların geleneksel tornalarda hazırlanması bıçaklarının daha çabuk yıpranmasına sebep verdiği için ve bükülerek üretmeye olanak vermediğinden farklı üretim şekilleri üzerinde durulmaktadır (Alaçam, 2000)

### **2.1.6.2. Taşlanıp Kıvrılarak Hazırlanan Aletler**

Bu teknikte alaşımda taşlama gerçekleştirilir ve takiben alet kendi çevresinde kıvrılır. Taşlama yöntemi tornalama yöntemine göre daha hassas bir yöntemdir. Tornalamada işlem sırasında meydana gelen ısıya bağlı olarak yüzey özelliklerinde değişim görülürken taşlama işleminde bu durum gözlemlenmemektedir. Bu yöntemde öncelikle ham tel taşlanarak istenilen şekil verilir. Ardından metal saat yönünün tersi yönde kıvrılarak sarmal kesici kenarlar oluşturulur. Bu işlemle metalde meydana gelen plastik deformasyon ile metal daha dayanıklı hale gelmektedir (Alaçam, 2000).

## **2.1.7. Çalışmamızda Kullanılan NiTi Döner Eğe Sistemleri**

### **2.1.7.1. HyFlex EDM**

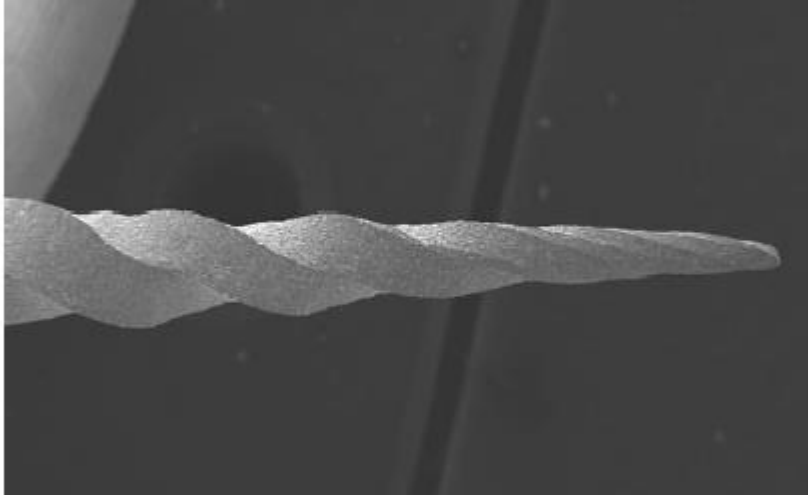
HEDM™ OneFile (HEDM; Coltene/Whaledent AG, Altstatten, İsviçre) kök kanal şekillendirmesinde sürekli rotasyon hareketiyle çalışan tek eğe sistemidir (Pedullà ve ark., 2016).

HEDM eğeleri, HyFlex CM eğelerinde var olan kontrollü şekil hafızası özelliğine sahiptir. Elektroerozyon tekniği düz olmayan sert bir yüzey oluşmasına imkân sağlayarak kesme etkinliğini arttırmaktadır. Üretici firma döngüsel yorgunluğa geleneksel eğelerden 700% daha dirençli olduğunu söylemektedir. Kontrollü şekil hafızası özelliği eğenin kanalın ana kök kanal anatomisini ve kurvatürü koruyarak basamak, transportasyon ve perforasyon risklerini azaltmaktadır (Saber ve ark., 2015).

Eğenin şekil hafızası özelliği kanal preparasyonu sırasında eğenin aşırı strese maruz kalmasını önlemektedir. Üretici firmanın talimatları doğrultusunda gerçekleştirilen otoklavlama işlemi sonrasında ege eski orijinal şekline ve yorgunluk direncine dönmektedir (Alfoqom Alazemi ve ark., 2015). Eğer ege bu işlemde sonra orijinal şeklini almazsa kullanılmamalıdır (Pirani ve ark., 2015).

HEDM OneFile egesi 25 apikal çapa ve 0.08 konisiteye sahiptir. Eğenin apikal 4 mm’inde konisite sabit ve 0.08 iken koronale doğru şiddetli bir şekilde bu konisite azalarak 0.04’e kadar düşmektedir. Ege tüm uzunluğu boyunca apikalde dikdörtgen, orta üçlüde ve koronalde farklı iki yamuk kesiti olmak üzere üç farklı kesitsel özelliğe sahiptir. Böylelikle kırılmaya direnç ve kesme etkinliğine artış amaçlanmıştır.

HEDM egeleeri Glidepath, Onefile, Orifice Opener, Shaping ve Finishing egeleerinden oluşur.



**Şekil 2.1.** HEDM OneFile egesinin SEM görüntüsü (Pirani ve ark., 2016)

Tüm HEDM egeleeri 400 revolutions per minute (rpm) devire ve 2,5 newtoncentimeter (Ncm) tork egerine kadar kullanılabilir. Ancak Glidepath egeleeri 300 rpm ve 1,8 Ncm değerlerine kadar kullanılmalıdır.

HEDM egeleeri üretim teknolojilerindeki yenilikler ile piyasadaki yerini almıştır. Bu egeleerin üretimindeki ana özellik elektroerozyon yöntemiyle üretilmiş olmalarıdır (Pirani ve ark., 2015). Elektroerozyon nonkontakt bir mühendislik tekniği olup geleneksel yöntemlerle üretilmeyecek parçaların üretilmesine imkân sağlamıştır (Daneshmand ve ark., 2013). Metal aşındırma işlemi takım görevini yapan bir elektrot ile iş parçası arasında meydana gelen

kıvılcımların yardımıyla gerçekleştirilir. Elektrik akımı kontrollü ve tekrarlı olarak materyalden parçaları eritmekte ve buharlaştırmaktadır (Jameson, 2001).

### 2.1.7.2. One Shape

One Shape (Micro-Mega SA, Besancon, Fransa) sistemi 25 apikal çapa sahip 0.05 sabit konisteli sürekli rotasyonda çalışan tek ege içermektedir. Yapısı NiTi (%55 Nikel) alaşımından oluşur. Üretici firma 350-400 rpm ve 2,5 Ncm değerlerinde çalışılmasını önermektedir (Bürklein ve ark., 2013).

Alınan çapraz kesitlerde koronalde kesici kenar sayısı 2 olan bu eğin apikalde 3 kesici kenar ile başladığı görülmektedir. Üretici firma yiv aralıklarını değişken tutarak vidalanma etkisinden kaçınmaya çalışmıştır. Değişken heliks açıları ise koronale doğru debris taşınması kolaylaştırmak için tasarlanmıştır.

One Shape ege sisteminin kök kanal preparasyonunu geleneksel eğerler kıyasla %60 daha hızlı gerçekleştirdiği üretici firma tarafından öne sürülmektedir. Mtwo ege sistemiyle kıyaslandığında ise şekillendirmeyi %59 da kısa sürede gerçekleştirmiştir (Bürklein ve ark., 2013). Ayrıca bakteri eliminasyonunu da geleneksel eğerler kadar sağlayabildiği ortaya konmuştur (Dagna ve ark., 2012).

Eğin çalışan kısmı tüm uzunluğu boyunca farklı kesitlere sahiptir. Ege apikal bölgede üçgen kesite sahipken koronalde S şeklinde kesit görüntüsünü alır.



**Şekil 2.2.** OS eğesinin sırasıyla apikalde ve koronalde çapraz kesit görüntüleri

### 2.1.7.3. WaveOne Gold

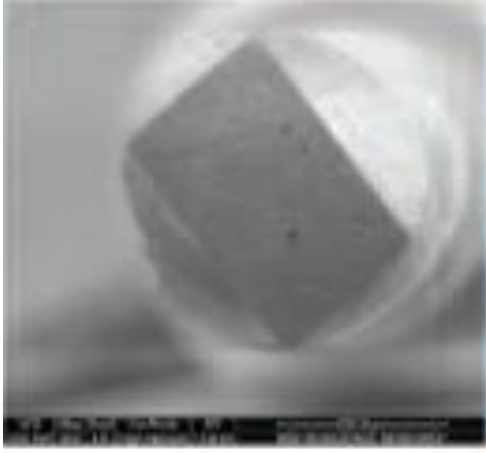
Resiprokasyon hareketiyle kullanılan WOG (Dentsply) system: Small (20.07, yellow), Primary (25.07, red), Medium (35.06, green) and Large (45.05, white) eğerlerinden



oluşmaktadır. 21, 25 ve 31mm uzunluğunda eğeleri bulunabilen WOG bir tek ege sistemidir. (Julian Webber, 2015).

WOG üretim teknolojisiyle farklılık göstermektedir. Eğeler üretim aşamasından ısıtılıp işlemden geçirilip ardından soğutulmaktadır ve 'Gold' özellik kazanmaktadır. Bu metalürjik işlemlerden sonra yapılan çalışmalarda WOG ve WO karşılaştırıldığında WOG'un döngüsel yorgunlukta %50 fleksibilitede %80 üstün olduğu görülmüştür (Julian Webber, 2015).

Yatay kesit alındığında WOG paralelkenar görünüme sahip olduğu görülür. Kesici kenarları 85° kesme açısına sahiptir ve kanal duvarlarıyla iki kesici kenarı ile temastadır. WO Primary ise off-centred kesitiyle sadece tek kesici kenarla kanal duvarlarına temastadır (Julian Webber, 2015).



**Şekil 2.3.** WOG eğesinin çapraz kesitinin SEM görüntüsü (Julian Webber, 2015)

WOG resiprokasyon ilkesiyle çalışırken 1 tam turu, saat yönü tersi yönde 150° ve saat yönünde 30° hareket ederek 3 turda gerçekleştirir. Bu resiprokasyon hareketi devamlı rotasyon hareketiyle çalışan eğelere göre daha hızlı ve daha güvenli preparasyon imkânı sunmuştur (Julian Webber, 2015).

#### **2.1.7.4. Xp-endo Shaper**

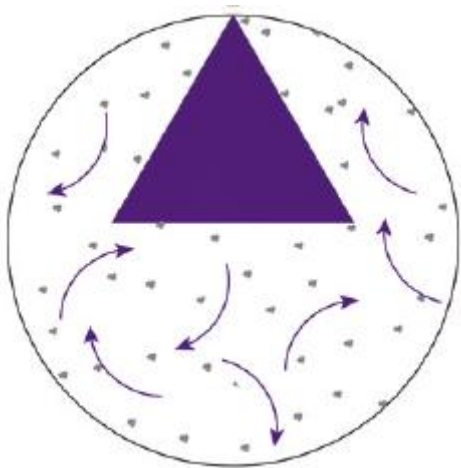
Xp-endo Shaper (XPS; FKG, La Chaux-de-Fonds, İsviçre) devamlı rotasyon hareketiyle çalışan tek ege sistemi olarak 2016'da piyasaya sürüldü. Ege 30 apikal çapa ve 0.04 konisitede üretilmiştir.

Xp Endo Shaper, MaxWire teknolojisi ile üretilmiştir. Bu özelliği sayesinde 30° altında martenzit fazda ve düz bir şekilde iken oda sıcaklığında östenit faza geçerek farklı bir şekil alır. Üretici firma bu özelliğin fleksibilitesini ve yorgunluğa direnci arttırdığını ve eğenin kök kanal morfolojisine daha iyi uyum sağlaması açısından üstünlük sağladığını savunmaktadır.



**Şekil 2.4.** Farklı Sıcaklıklarda Xp Endo Shaper Eğeleri

Eğе, aynı boyutlara sahip geleneksel eğelere göre daha küçük gövdeye sahiptir. Böylelikle debris için daha fazla alan oluşur ve debrisin koronel yönde uzaklaştırılması kolaylaşır



**Şekil 2.5.** OS eğesinin kök kanalında çapraz kesit görüntüsü

Firma agresif bir uç tasarımı iddiasıyla eğenin 15 apikal çaptan 30 apikal çapa etkin bir genişletme sağladığını ifade etmektedir. Aynı zamanda eğenin preparasyon sırasındaki çalışma şekli ile kanal duvarlarına minimum stres uygulayarak dentin çatlaklarını azalttığını savunmaktadır.

### **2.1.8. NiTi Eğelerde Kırılma**

NiTi döner alet sisteminin birçok avantajı sunmasına rağmen bu eğelerin kırılmaları büyük bir sorun olarak karşımıza çıkmaktadır (Michael Hülsmann ve ark., 2005; Wei ve ark., 2007; Edgar Schäfer ve Oitzinger, 2008; Plotino ve ark., 2009). Özellikle kök kanal sisteminin yeterince şekillendirilmesine ve irigasyonuna engel olan kırıklar tedavinin etkinliğini azaltmaktadır (Martin ve ark., 2003).

Eğelerin uğradığı kuvvetlere verdikleri daha iyi anlamak için eğelerin maruz kaldığı etkileri açıklayan terimler şöyle açıklayabiliriz;

**Stres (Gerilim):** Belirli bir alanda meydana gelen kuvvete denir.

**Gerilme:** Gerinim, stres altındaki eğenin, stres uygulanmadan önceki duruma kıyasla şeklini ne oranda değiştirdiğini ifade eder.

**Stres Konsantrasyon Noktası:** Eğenin geometrik şeklinde meydana gelen keskin değişiklikle ortaya çıkan stresin yüksek miktarda toplandığı noktadır.

**Elastik Limit:** Kuvvet altındaki eğenin, kuvvet kaldırıldıktan sonra şeklini tamamıyla geri kazanabildiği maksimum gerilme miktarı ile ilişkili limittir.

**Elastik Deformasyon:** Elastik limiti geçmeyen geri dönüşebilir şekil değişikliğidir.

**Plastik Deformasyon:** Elastik limiti aşan daimi şekil değişikliğidir.

Paslanmaz çelik eğelerde kırılma gerçekleşmeden önce genellikle klinisyen tarafından gözlemlenebilen bir deformasyon gerçekleşir. Bu durumda eğenin elastik limiti aşılmış plastik deformasyon meydana gelmiştir. Bu durum tespit edildikten sonra alet artık kullanılmamalıdır. NiTi alaşıma sahip eğeler paslanmaz çelik aletlere kıyasla artmış bir süperelastisite ve esneklik gösterirler (Walia ve ark., 1988; Parashos ve Messer, 2006). Paslanmaz çelik eğelerin aksine NiTi eğelerde gözle görülür herhangi bir deformasyon oluşmadan kırılma

gerçekleşebilmektedir. Bu sebeple gözle kontrol yöntemi NiTi eğelerde güvenilir değildir (Pruett ve ark., 1997; Parashos ve Messer, 2006).

American Dental Association (ADA), diş hekimliğinde kullanılan malzemelerin standart kurallara göre test edilmesi amacıyla bir spesifikasyon sistemi tanımlamıştır. 0.02 konisiteye sahip elle kullanılan eğeler için mevcut 28 no'lu ADA spesifikasyon sistemi buna örnek verilebilir. Ancak NiTi eğelerin eğimli kök kanallarında preparasyon sırasında maruz kaldığı farklı kuvvetler test şartlarının oluşturulmasında farklılıklara neden olmaktadır. Bu yüzden NiTi ege üretimi için herhangi bir profesyonel kurum tarafından belirlenmiş yazılı standartlar yoktur (Materials ve Devices, 1976).

NiTi döner eğelerde meydana gelen kırılmalar çoğunlukla iki şekilde olur.

- Döngüsel yorgunluk
- Torsiyonel yorgunluk

Döngüsel yorgunluk eğimli kanallarda eğenin belirli bir bölgede tekrarlayan sıkışma ve gerilme kuvvetlerine maruz kalması sonucu oluşur. Ege büküldüğünde, bükülme noktasının iç ve dış taraflarında eş zamanlı olarak sıkışma ve gerilme kuvvetleri meydana gelir. Kök kurvatüründe tekrarlanan gerilme ve sıkışma kuvvetleri zamanla aletin döngüsel yorgunluğunda artmaya sebep olur ve aletin kırılmasında etkin rol oynar (Parashos ve Messer, 2006).

Torsiyonel yorgunluk statik ve dinamik olarak ikiye ayrılabilir. Statik torsiyonel yorgunluk aletin ucunun sıkışıp gövdesinin dönmeye devam etmesiyle birlikte kırılmaya neden olan yeterli dönme momentinin meydana gelmesiyle oluşur (Ove A Peters ve Peters, 2006). Bu tip kırılma aletin ucun sıkışması ve aşırı kuvvet uygulanması sonucu metalin elastik limitinin aşılmasıyla oluşur (Sattapan, Palamara, ve ark., 2000; Martin ve ark., 2003). Bu tip kırılmaların önüne geçmek için tork kontrolü bulunduran motorlar kullanılmalıdır (Mounce, 2004). Dinamik torsiyonel yorgunluk ise ege ile dentin arasında meydana gelen sürtünme kuvvetleri sonucu ortaya çıkan metal yorgunluğudur. Eğenin kesici kenarlarıyla dentin arasındaki temas yüzeyi arttıkça dinamik torsiyonel yorgunluk da artacaktır (Luebke ve ark., 1995).

Bu iki tip dışında torsiyonel ve döngüsel yorgunluğun bir arada bulunduğu üçüncü bir kırılma tipi tanımlanmıştır. Eğri bir kanalda kök kanal preparasyon gerçekleştiren bir eğe torsiyonel ve döngüsel streslere aynı anda maruz kalabilir ve bu stresin miktarı eğenin dizaynı, kullanım şekli ve kök kanal anatomisine göre değişkenlik gösterir (Kim ve ark., 2008). Ancak bir eğe üzerindeki stresleri analiz etmek zordur (Barbosa ve ark., 2007). Klinik kullanım sonrası oluşan kırık yüzeyler analiz edildiğinde torsiyonel ve döngüsel kırılmaya dair özellikler tespit edilmiştir (Wei ve ark., 2007).

### **2.1.8.1. Döner NiTi Eğelerde Kırılmaya Etki Eden Faktörler**

Kök kanal preparasyonunda kullanılan NiTi döner eğelerin kırılmasına çeşitli faktörler yol açmaktadır. Bunlar kök kanalı preparasyon tekniği, kullanılan eğelerin tasarımı büyüklüğü ve kullanım hızı, eğenin kullanım sayısı, temizleme ve sterilizasyon işlemleri bu faktörler arasında sayılabilir.

#### **2.1.8.1.1. Eğenin Boyutu**

Büyük çaplı eğelere kıyasla küçük çaplı eğelerde deformasyon ve kırık daha sık gözlemlenmektedir. Burulmaya karşı yorgunluk eğe boyutunda veya çekirdeğindeki metal kütledeki azalmaya bağlı olarak artmaktadır (Berutti ve ark., 2003; Yared ve ark., 2003; Guilford ve ark., 2005). Makaslama stresi kesitin yarıçapı ile ters orantılı iken makaslama momenti ile doğru orantılıdır. Bu durum küçük çaplı eğelerin aynı tork değerlerinde büyük çaplı eğelerden daha fazla etkilendiğini göstermektedir (Shen ve ark., 2006). Bu durumun aksine küçük çaplı eğeler döngüsel yorgunluğa karşı büyük çaplı eğelerden daha dayanıklıdır. Eğelerin döngüsel yorgunluğa direnci eğenin yarıçapının karesiyle ters orantılıdır. 0.20 mm apikal çapa sahip eğe 0.25 apikal çapa sahip eğeden yaklaşık olarak %50 döngüsel yorgunluğa dayanıklılığı daha fazladır. (Serene ve ark., 1995; Pruett ve ark., 1997; Haikel ve ark., 1999; Sattapan, Nervo, ve ark., 2000; Yared ve ark., 2000; G Gambarini, 2001; O. Peters ve Barbakow, 2002; Inan ve ark., 2007).

#### **2.1.8.1.2. Eğenin Koniklik Açısı**

Yapılan çalışmada artan koniklik açısı ile kırık arasında bir ilişki ortaya koymuşlardır (J. Wolcott ve Himel, 1997). Sabit konisiteli eğelerle değişken konisiteye sahip eğelerin vidalanma ve sıkışma sıklığının değerlendirildiği bu çalışmada değişken konisiteye sahip eğeler üstün bulunmuştur (G Gambarini, 2001). Diğer bir çalışmada ise büyük konisiteye sahip eğelerin

küçük konisiteye sahip eğelerden daha üstün kırılma dayanımına sahip olduğunu ortaya koymuştur (Schrader ve Peters, 2005).

Tork ve kuvvet analizlerinin yapıldığı testlerde değişken konisiteye sahip eğelerin sabit konisiteye sahip eğelere kıyasla kök kanal preparasyon sırasında dentinle daha az temas bölgesi oluşturarak hem yorulma hem burulmaya daha dayanıklı olduğu görülmüştür (J. Wolcott ve Himel, 1997).

#### **2.1.8.1.3. Kök kanal Preparasyon Tekniği**

Kök kanal preparasyonuna başlamadan önce 15 ve 20 numaralı eğelerle çalışma uzunluğu boyunca preparasyon gerçekleştirilerek torsiyonel yük azaltılmalıdır (Sattapan, Palamara, ve ark., 2000).

‘Crown – down’ tekniği ile kök kanal preparasyonunun çalışma uzunluğunun korunması ve koronel dentinin kaldırılması açısından etkin olduğu gösterilmiştir (Walsch, 2004). Bu teknik ile koronal kısım genişletildiğinden eğeye binen torsiyonel yük azalacak ve kırılma riski azalacaktır (G Gambarini, 2000).

#### **2.1.8.1.4. NiTi Eğelerin Kullanım Hızı**

Kırılma egede rotasyon esnasında biriken stres sonucu oluşmaktadır (Yao ve ark., 2006). Eğelerin yorgunlukları açısından kullanılan devir sayısının etkisi tartışmalıdır. LightSpeed eğelerle yapılan çalışmada farklı hız değerleri karşılaştırılmış ve hızın eğelerin döngüsel yorgunluğa dirençleri açısından anlamlı bir fark görülmemiştir (Parashos ve ark., 2004). Benzer şekilde Mtwo ile yapılan çalışmalarda rotasyon hızının döngüsel yorgunluğa etkisinin olmadığı gösterilmiştir (Parashos ve ark., 2004).

Eğimli kanallarda yapılan çalışmalarda eğenin sıkışma ve gerilme kuvvetlerine maruz kalması dolayısıyla eğenin kullanım hızının döngüsel yorgunlukta etkili olduğu gösterilmiştir (Dietz ve ark., 2000; Li ve ark., 2002; Martin ve ark., 2003). Bir başka çalışmada yüksek hızın egede sıcaklık artışına sebep olarak yüzey gerilimini arttırdığını böylelikle kırılmalara yol açabildiğini göstermiştir (Hélio P Lopes ve ark., 2009). Bir başka görüşe göre daha az rotasyonla daha kısa sürede gerçekleştirilebilen kök kanal şekillendirmesi daha az döngüsel yorgunluğa sebep olacaktır (McSpadden, 2007).

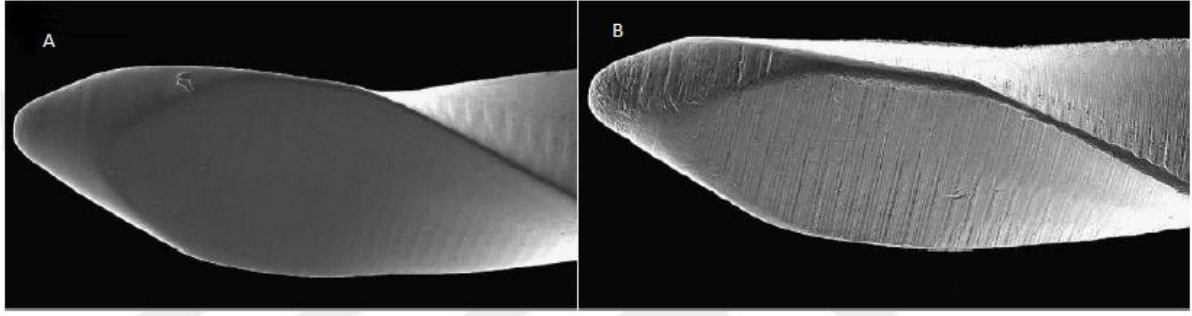
### **2.1.8.1.5. Sterilizasyon Etkisi**

Endodontik tedavinin ana amaçlarından biri kök kanal sistemindeki enfeksiyonu ortadan kaldırmak ve enfekte pulpayı uzaklaştırmaktır. Aletlerin sterilizasyonu çapraz enfeksiyonu önlemek açısından hayati önem taşımaktadır (Fishelberg ve Pawluk, 2004).

Literatürde sterilizasyon yöntemindeki farklılıkların NiTi alaşımları yapısına etkilerine araştıran çalışmalar bulunmaktadır. Kuru ısı, formaldehit ve otoklavın NiTi alaşımı üzerine etkilerini araştıran çalışmada sterilizasyon işlemlerinin eğenin elastik özellikleri, esneklik ve yüzey özelliklerinde herhangi bir değişime neden olmadığı gösterilmiştir (Viana ve ark., 2006). Benzer şekilde sterilizasyon sonrası klinik performans değerlendirildiğinde sterilizasyonun olumsuz etkisi görülmemiştir (Machtou ve Reit, 2009). Sadece otoklav işlemlerinin eğelerdeki kırılma etkinliğinin değerlendirildiği çalışmada yine anlamlı bir etki tespit edilmemiştir. Bu çalışmaların aksine sterilizasyon işlemlerinin eğelerin sertliğinde artma, elastikiyet ve kesme etkinliğinde azalma ve yüzey özelliklerinde değişme gözlenen bir çalışma yayınlanmıştır (Hilt ve ark., 2000; Casper ve ark., 2011).

### **2.1.8.1.6. Fabrikasyon işlemleri**

NiTi eğelerin fabrikasyon işlemleri sırasında alaşımda meydana gelen okside moleküller alaşımın yapısında zayıflığa neden olabilir. Bu moleküllerin oksijen, nitrojen karbon ve hidrojen olduğu düşünülmektedir (Alapati ve ark., 2005). Bununla birlikte üretim aşamasında eğenin yapısında çatlaklar, oluklar, çukurcuklar oluşabilmektedir (Kuhn ve ark., 2001; Alapati ve ark., 2005). Bazı üretici firmalar bu yapısal düzensizliklerin önüne geçmek için ilave yüzey bitirme işlemlerinden (elektropolisaj) geçirmektedirler (Tripi ve ark., 2006). Bu yöntem ile daha keskin yüzeyler elde edilmekte, korozyona direnç artmakta ve çatlaklar minimum düzeye indirilmektedir. Yine aynı amaçlarla farklı yöntemler de geliştirilmektedir (Larsen ve ark., 2009).



**Şekil 2.6.** Race eğesinin elektropolisaj yapılmış görüntüsü (A) yapılmamış görüntüsü (B) (Hélio P Lopes ve ark., 2010)

İkinci nesil öncesi eğelere kadar eğelerin fabrikasyon işlemlerine büyük yenilikler gelmemiştir. “Dentsply” firması 2007 yılında alaşımların ısıtma işlemlerinden geçirilmesine dayanan “M-wire” teknolojisini tanıtmıştır. Bu yöntem ile birlikte esneklikte ve kırılmaya karşı dirençte artış olduğu savunulmuştur (Larsen ve ark., 2009; G Gambarini ve ark., 2011).

2008’de Twisted File (TF) eğesi yeni teknolojisiyle dental marketlerdeki yerini almıştır. Bu teknolojiye eğeler ısıtma ve soğutma işlemlerinden geçirilerek yeni bir faz olan R-Fazına geçişi sağlanır. R fazında olan eğe artık bükülebilirdir ve ısıtma-soğutma işlemlerine tekrar maruz kaldığında östenit faza geçebilmektedir (Gianluca Gambarini ve ark., 2008). TF eğesinin geleneksel eğelere göre daha esnek ve kırılmaya dayanıklı olduğu üretici firma tarafından savunulmaktadır.

Daha sonra Controlled Memory (CM) NiTi eğeler dental marketlerdeki yerini almıştır. Bu eğelerde kullanılan teknoloji sayesinde eğelerin hafıza özelliği üzerinde kontrol sağlanabilmekte ve kırılmaya karşı dayanıklılık artmaktadır (G Gambarini ve ark., 2011).

Son olarak 2016 yılında Coltene firması tarafında MaxWire teknolojisi tanıtılmıştır. Bu teknoloji sayesinde 30° altında martenzit fazda ve düz bir şekilde iken oda sıcaklığında östenit faza geçerek farklı bir şekil alır. Üretici firma bu özelliğin fleksibilitiyi ve yorgunluğa direnci arttırdığını ve eğenin kök kanal morfolojisine daha iyi uyum sağlaması açısından üstünlük sağladığını savunmaktadır (HyFlex CM brochure).



#### **2.1.8.1.7. Eğelerin Dizaynı**

Eğelerin yatay kesitlerinin şekli ve kapladığı alan hem dđngüsel hem de torsiyonel yorgunluk üzerinde etkin rol oynamaktadır. Kesit alanı arttıkça torsiyonel yorgunluk azalırken dđngüsel yorgunluk azalmaktadır (Parashos ve Messer, 2006).

#### **2.1.8.1.8. Eğelerin Kesit şekli**

Yorulma dayanımını belirleyen faktörlerden birisi de eğenin kesit şeklidir. Endodontide kullanılan eğelerin fiziksel özellikleri kesit şeklinden etkilenmektedir. Yatay kesitleri kare ve eşkenar dörtgen olan iki paslanmaz çelik eğenin karşılaştırıldığı çalışmada kare kesite sahip eğenin daha yüksek eğilme momentine sahip olduğu görülmüştür (Camps ve Pertol, 1994). Bu durum eğilme momenti ile kesitsel şekil arasında bir ilişki olduğunu göstermektedir. Yine farklı kesitlere sahip paslanmaz çelik eğelerin eğilme momentlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada kare kesitli K tipi eğenin üçgen kesitliye göre daha yüksek eğilme momentine sahip olduğu görülmüştür (Camps ve Pertot, 1995). Eğelerin kesit şeklinin konkav ya da konveks olması da eğelerin fiziksel özelliklerini değiştirmektedir. Kesiti konveks olan Protaper eğesi şekli konkav olan Profile eğesine göre daha iyi yorgunluk dayanımına sahiptir (Berutti ve ark., 2003).

#### **2.1.8.1.9. Eğelerin Kesit Alanı**

Eğelerin kesit alanının büyümesiyle birlikte yorulma dayanımına direnç azalırken eğilme kuvvetlerine dayanıklılık artacaktır (Haikel ve ark., 1999; Sattapan, Palamara, ve ark., 2000; Ullmann ve Peters, 2005). Kesit alanları farklı iki NiTi eğenin karşılaştırıldığı çalışmada kesit alanı 30% daha fazla olan Hero 642 'de Profile'a göre daha iyi stres dağılımı görülürken yorgunluğa dayanım daha az bulunmuştur (Turpin ve ark., 2000).

#### **2.1.8.1.10. Bıçakların Derinliği**

Daha hızlı değişkenlik gösteren değişken konisiteli ve derin yivli eğelerin yorgunluğa ve kırılmaya karşı dirençleri azdır. Daha sığ yivlere sahip ve düzgün konisiteye sahip eğelerde stresler daha düzgün yayılarak bükülmeye karşı dayanıklılık artar (Guilford ve ark., 2005; Shen ve ark., 2006; Yao ve ark., 2006).

#### **2.1.8.1.11. Sarmal Açı**

Eğenin uzun aksı ile bıçak yüzeyi arasındaki açığa sarmal açı denir. Eğenin kanalda sıkışması ile sarmal açı arasında bir ilişki bulunmaktadır. Sarmal açı eğenin uç kısmında küçük gövde ve çalışma kısmı arasındaki bağlantıda büyükse eğenin kanal içinde sıkışması zorlaşmaktadır (Diemer ve Calas, 2004).

#### **2.1.8.1.12. Bıçaklar Arası Mesafe**

Dentine vidalanarak sıkışma eğilimini bıçaklar arası mesafenin artış azaltır. Yapılan çalışmada bıçaklar arası mesafenin artışıyla bükülme streslerinde azalma gözlemlenmiştir (Diemer ve Calas, 2004).

#### **2.1.8.1.13. Eğelerin Kullanım Sayısı**

Çeşitli sebeplerle yorulmuş bir ege, çatlaklara bağlı olarak kırılır (Pruett ve ark., 1997). Birçok çalışma eğelerin tekrarlayan kullanımlarının aletlerin döngüsel yorgunluklarını arttırdığını göstermiştir (G Gambarini, 2001; Fife ve ark., 2004; Plotino ve ark., 2006; Aydın ve ark., 2010; Inan ve ark., 2011; Arias ve ark., 2014). Race eğelerinin kullanılmış ve kullanılmamış olanları karşılaştırmış ve kullanılmış olanların %18-51 arasında yorgunluğa dirençlerinin azaldığını göstermiştir (Aydın ve ark., 2010). Walcott ve ark. Protaper eğelerinin kırılma insidansının 4 kullanıma kadar değişmediğini göstermişlerdir (S. Wolcott ve ark., 2006). Diğer bir çalışma ise 10 kez kullanıma kadar NiTi eğelerin güvenle kullanılacağı söylenmektedir (S. Wolcott ve ark., 2006). Eğelerin kullanım sayısı ile birlikte eğelerin kullanım şekli de eğelerin yorgunluğu üzerinde etkili olduğu gösterilmiştir (Fife ve ark., 2004). Aynı zamanda eğenin özelliklerinin, kanal morfolojisinin ve hekimin becerisinin de etkin faktör olduğu savunulmaktadır (Parashos ve Messer, 2006). Bununla birlikte eğelerin sadece bir kez kullanılmasını dair çalışmalar da mevcuttur (Arens ve ark., 2003; Inan ve Gonulol, 2009). Hekim eğeleri preparasyon işleminden önce kontrol etmeli ve yapısal bozulmaya uğrayan eğeler tekrar kullanılmamalıdır.

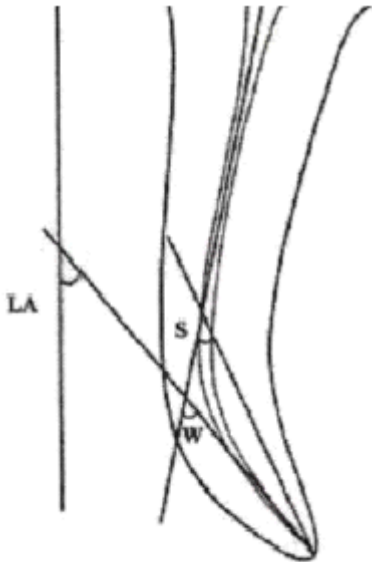
#### **2.1.8.1.14. Kayganlaştırıcı Maddeler**

Kayganlaştırıcıların kök kanal şekillendirmesinde etkinliği ile ilgili çalışmalarda kayganlaştırıcıların maksimum tork ve kuvvet değerlerinde azalmaya neden olduğu gösterilmiştir. Bununla birlikte sıvı kayganlaştırıcıların etkinliği jellerden fazla bulunmuştur (Boessler ve ark., 2007).

### 2.1.8.1.15. Kurvatür Yarıçapı ve Açısı

Döngüsel yorgunluğun sebebi sıkışma ve gerilme kuvvetlerin tekrarlayan şekillerde eğelerde meydana gelmesi olarak tanımlanabilir. NiTi döner eğeler eğimli kanallarda dönerken sıkışma ve gerilme kuvvetleri sonucu strese maruz kalırlar. Bu şekilde her bir devirde eğimli kanallarda tekrarlayan sıkışma gerilme kuvvetleri sonucu döngüsel yorgunluk meydana gelir (Pruett ve ark., 1997).

Kök kanal kurvatürlerinin zorluk derecelerini tespit etmek amacıyla çeşitli sınıflandırılmalara gidilmiştir. İlk kez 1971'de Schenider kök kanal kurvatürlerinin hesaplanması amacıyla bir yöntem sunmuştur. Bu yöntemde ilk doğru pulpa odasından kök kanalı uzun aksına doğru çizilirken ikinci doğru foramen apikaleden başlar ve ilk doğrunun kökten ayrıldığı noktadan devam eder (Schneider, 1971). İkinci bir yöntem Weine yöntemi olarak da bilinen yöntemde kök kanalı ikiye ayrılarak analiz edilir. İlk doğru pulpadan kök kanalı aksı boyunca ilerlerken ikinci doğru da foramen apikaleden başlayarak kök kanalı boyunca ilerler. Bu iki doğrunun kesiştiği yerdeki açıya kurvatür açısı denmiştir (Weine, 1982). Üçüncü yöntem olan uzun aks yöntemini ise Hankins ve El Deeb geliştirmiştir (Hankins ve ElDeeb, 1996). Bu yöntemde kurvatür açısını kökün apikalinden kök kanalı boyunca çizilen doğru ile dişin uzun aksı arasındaki açı belirler (Şekil 2.7.).



Şekil 2.7. W:Weine açısı S: Schneider açısı LA: Uzun Eksen açısı (Günday ve ark., 2005)

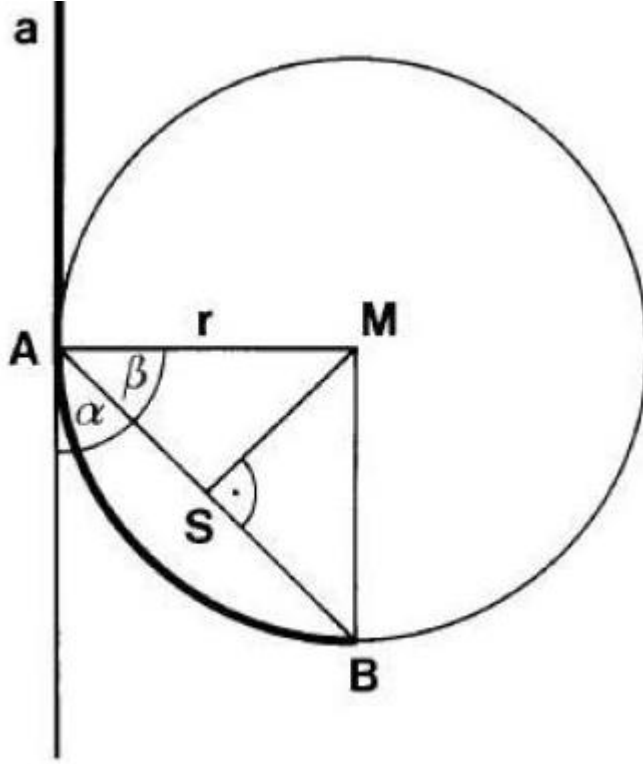
Kök kanal kurvatürünün varlığı ve zorlu derecesi çeşitli klinik yöntemlerle tahmin edilebilir. Çalışma boyunu belirleme ya da kök kanalı genişletmesi sırasında 15 ya da 20 numaralı eğelerle işlem yapıldıktan sonra kanala düz bir şekilde rotasyon yapılmadan yerleştirilecek paslanmaz çelik bir eğe ile kurvatürün en koronal kısmı hissedilebilir. Çalışma boyuna ulaşılmadan hissedilecek olan direnç kurvatüre ulaşıldığının habercisi olabilir. Deneyim arttıkça karşılaşılan direncin boyutuna göre kurvatürün açısı hakkında fikir sahibi olunabilir (McSpadden, 2007).

El hassasiyetinin yanında matematiksel olarak da ilave bilgiler edinilebilir. Örneğin 15 apikal çap 0.02 konisiteye sahip bir eğe ile çalışma boyunu ulaşılmamasının ardından 25 apikal çap 0.02 konisiteli eğe çalışma boyundan 5 mm kısa olacak şekilde ilerleyebilmelidir. Eğer bu unluktan önce bir direnç hissedilirse bu durum kurvatür başlangıcının işareti olabilir (McSpadden, 2007).

Endodontik tedvinin zorluk derecesi belirlenirken kök kanalı kurvatürünün eğimi kadar kurvatürün uzunluğu da önem göstermektedir (Pruett ve ark., 1997). Kyomen ve ark.(1994), kök kanal kurvatürünü hesaplarken maksimum kurvatür yüksekliğini tanımlayarak bir parametre olarak göstermişlerdir.

Pruett ve ark. (1997), “Radius of Curvature” parametresini kullanarak kök kanal kurvatürünün hesaplanmasını matematiksel olarak ifade etmişlerdir. Bu formül ile Schneider açısı, S uzunluğu kullanılarak kurvatür yarıçapı hesaplanabilmektedir (Şekil 2.8).

Kök kanal kurvatürü açısı ile kök kanalı kurvatürü uzunluğu birbirinden bağımsız değişkenlerdir. Aynı kurvatür açısına ve farklı kurvatür yarıçaplarına sahip iki kanalda farklı döngüsel yorgunluk görülmektedir. Kurvatür yarıçapı azaldığında eğe üzerindeki stres ve gerilme miktarı artmaktadır. Bunun sonucu olarak eğelerin döngüsel yorgunluğa dirençlerinde azalma görülmektedir (Pruett ve ark., 1997).



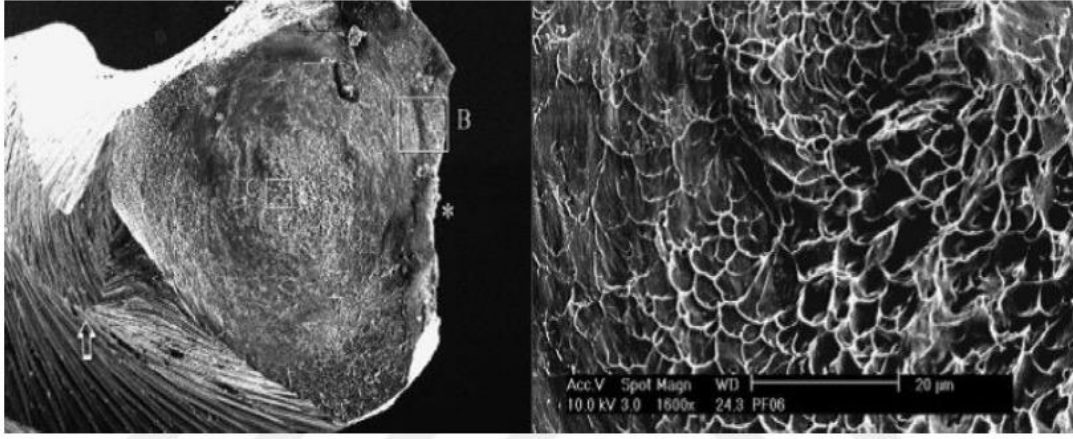
**Şekil 2.8.** Kurvatür Yarıçapı. a: Kanal eğesi, r: Yarıçap M: Çemberin merkezi A:Kurvatür başlangıç noktası B: Eğe ucu S: Eğe ucu ile kurvatürün başlangıç noktası arası uzaklık  $\alpha$ : Schneider açısı (Pruett ve ark., 1997)

## 2.1.8.2. Kırılma Çeşitlerine Göre Test Düzenekleri

### 2.1.8.2.1. Torsiyonel Yorgunluk Testi

ISO/ANSI (American National Standards Institute) bu testi aletin 3 mm'lik uç kısmının test düzeneğine yerleştirilerek saat yönü ya da saat yönü tersi yönde bükülmesi şeklinde tanımlamıştır (StandardizationISO3630-1, 2008).

Testin ardından kırık parçalar SEM (Scanning Electron Microscope) kullanılarak incelenir. Torsiyonel yorgunluk testi ile ilgili bir çalışmadan elde edilen kırık parçalara ait SEM görüntülerinde aşırı kayma görülmesine bağlı olarak kırık yüzeyin kenarlarında eğik çukurlaşmalar gözlemlenmiştir (Sattapan, Nervo, ve ark., 2000). Kırık alanındaki plastik deformasyon alanı eş merkezli dairelerle çevrilmiş fibröz bir görünümde (Şekil 2.9).



**Şekil 2.9.** SEM’de torsiyonel kırıkların görüntülenmesi (G. S. Cheung, 2007)

Torsiyonal testte materyal üzerinde aşırı stres birikir ve en son kayma mukavemetini aşarak plastik deformasyona uğrar. Aletlerin makroskobik olarak incelendiği çalışmalarda, plastik deformasyonla birlikte kırılmanın gerçekleştiği öne sürülmektedir (Sattapan, Nervo, ve ark., 2000; Parashos ve ark., 2004; G. Cheung ve ark., 2005). Aksine bazı çalışmalar torsiyonel kuvvetlere bağlı gerçekleşen bazı kırılmalarda plastik deformasyon olmadığını iddia etmektedir (G. Cheung ve ark., 2005; Wei ve ark., 2007).

#### **2.1.8.2.2. Döngüsel Yorgunluk Testleri**

Eğimli kanallarda NiTi döner aletlerin sürekli rotasyonu sonucu meydana gelen kırılma döngüsel yorgunluk olarak tanımlanmaktadır (Sattapan, Nervo, ve ark., 2000). Eğelerin bu tip kanallarda maruz kaldıkları sıkışma ve gerilme kuvvetleri burkulmalara neden olmaktadır. Burkulmalar bağlı olarak eğelerde oluşan kırıklar tüm kırıkların %44-91’ini meydana getirmektedir (G. Cheung ve ark., 2005; Spanaki-Voreadi ve ark., 2006; Wei ve ark., 2007). Birçok üretici firma bu konu üzerinde çalışmalar yaparak aletlerin döngüsel yorgunluğa dirençlerini araştırmışlardır. Çalışmalar eğimli bir kanalda eğenin kırılana kadar ne kadar süre rotasyon yapabileceği temelinde oluşturulmuştur (G. S. Cheung, 2007).

Döngüsel yorgunluğun testi amacıyla 4 düzenek oluşturulmuştur (G. S. Cheung, 2007).

- 1) Eğri metal tüp
- 2) Oluklu iki parçalı bloktan oluşan test düzeneği
- 3) Eğimlendirilmiş düzleme karşı çevirme düzeneği

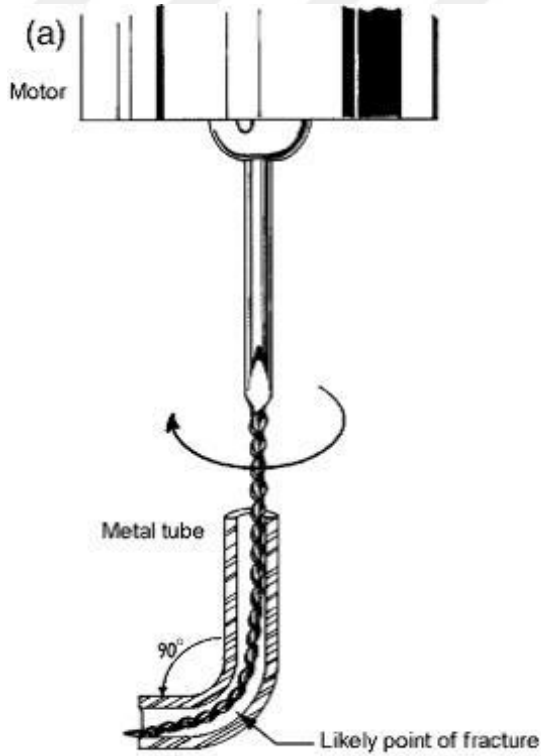
4) Dönen bir aleti 3 noktada eğilendiren düzenek

#### 2.1.8.2.2.1. Eğri Metal Tüp

Serene ve ark. (1995), eğri metal tüp kullanarak sürekli rotasyon hareketindeki eğeleri karşılaştırmıştır. NiTi eğeler ve paslanmaz çelik K-tipi eğelerin karşılaştırıldığı çalışmada NiTi eğeler kırılmadan önce daha fazla rotasyon yapmışlardır.

Daha sonraki çalışmalarda eğri metal tüp üzerinde bazı modifikasyonlara gidilmiştir. Araştırmacılar eğelerin aynı boyutlarda eğilmelerini sağlamak amacıyla metal tüp kurvatür yarıçaplarını standart hale getirmişlerdir (Pruett ve ark., 1997). Bazı araştırmacılar da paslanmaz çelik yerine cam tüp kullanmışlardır (Anderson ve ark., 2007; Barbosa ve ark., 2007).

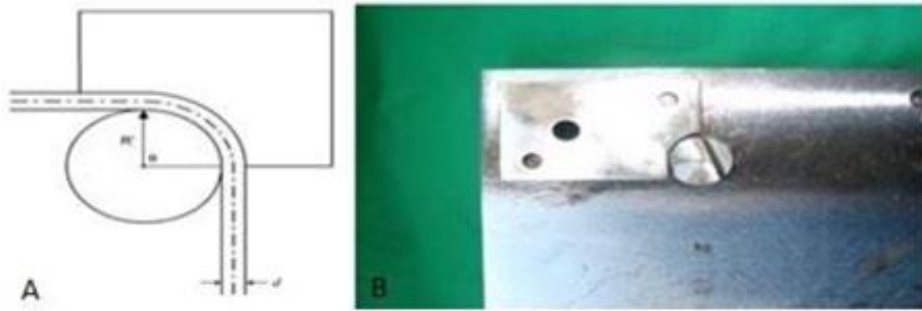
Eğri metal tüp farklı boyuttaki eğelerin karşılaştırılmasında bazı olumsuzluklar sergilemektedir. Küçük boyuttaki eğeler büyük boylu eğelere göre metal tüp tarafından daha az strese maruz kalacaktır. Bu durum küçük boyutlu eğenin orantısız olarak daha dayanıklı olduğu sonucunu verecektir (Bahia ve Buono, 2005; G. Cheung, 2006).



Şekil 2.10. Eğri Metal Tüp Görünümü (G. S. Cheung, 2007)

### 2.1.8.2.2.2. Parçalı Oluklu Test Düzeneği

İlk kez NiTi eğeler için test düzeneği olarak Haikel ve ark. (1999) tarafından kullanılmıştır. Sistem “V” şekilli oluk şeklinde kanala sahip 2 parçalı silindir bloktan meydana gelmektedir (Şekil 2.11). Eğenin bu olukta dönmesi sağlanır. Eğelerin metal blokta çalışırken ısı açığa çıkarması önlemek amacıyla oluklar içerisinde lubrikant kullanılmıştır (Plotino ve ark., 2006; Tripi ve ark., 2006; Inan ve ark., 2007). Düzeneğin önemli bir dezavantajı eğenin oluğa tam uyum göstermediğinde eğede daha fazla zorlanma gelebilmesidir (G. S. Cheung, 2007).

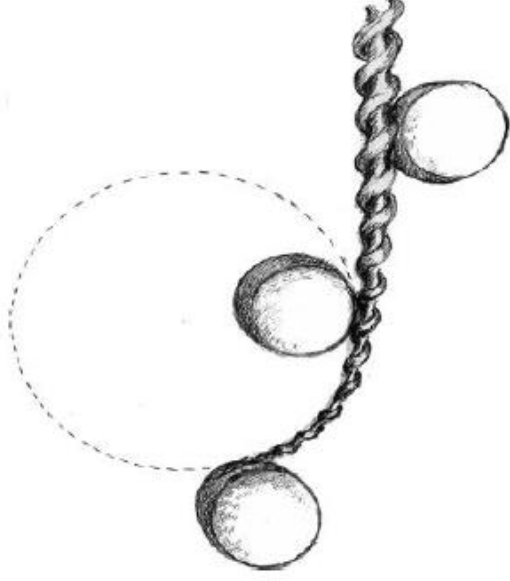


**Şekil 2.11.** Parçalı Oluklu Test düzeneği A.Şematik görüntü B. Düzeneğin Görüntüsü (G. S. Cheung, 2007)

### 2.1.8.2.2.3. Aleti Üç Noktada Eğilendiren Düzenek

Bu düzenekte araştırmacılar 2 mm çapında 3 tane paslanmaz çelik silindirik pinler ile eğelerde eğilendirmeyi sağlamışlardır (G. Cheung ve Darvell, 2007a). Bu düzenekte dönen eğeye belirli açılar verilmeye çalışılır. Böylelikle eğelerde çalışır haldeyken dairesel bir eğrilik sağlanır. Eğelerin farklı kesitsel özelliklerinin yanında koronel ve apikal bölümde değişen özellikleri eğenin ana formundan sapmasına neden olabilmektedir.

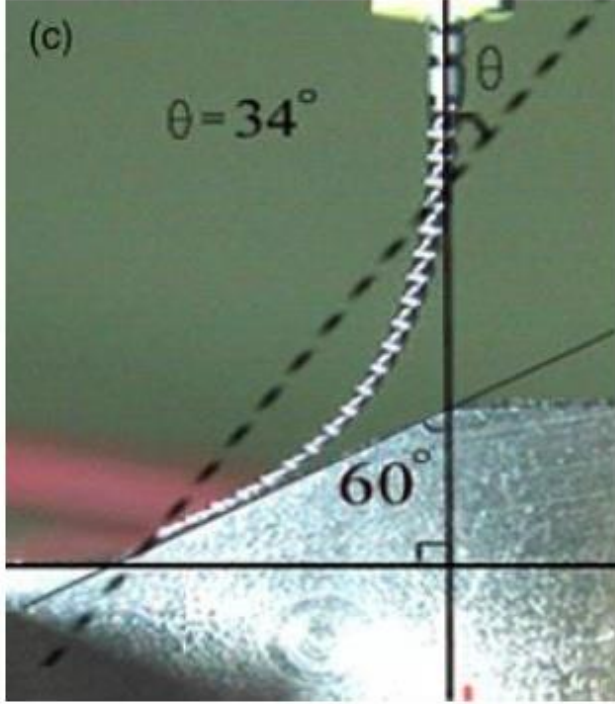




**Şekil 2.12.** Dönen bir eğeyi 3 noktada eğimlendiren düzenek (Plotino ve ark., 2009)

#### **2.1.8.2.2.4. Eğimlendirilmiş Düzleme Karşı Çevirme Düzeneği**

NiTi eğelerde döngüsel yorgunluğun değerlendirilmesi amacıyla eğimli yüzeyin kullanılması Li ve ark. (2002) tarafından gerçekleştirilmiştir. Bu düzenek ile döngüsel yorgunluk kolaylıkla test edilebilmekte ve vertikal gagalama hareketi de bu düzenekte çalışılabilmektedir. Eğenin eğrilik yarıçapına bağlı olarak metal yüzeyin eğim açısı değişebilmektedir. Yüzey gerilme genliğinin hesaplanması farklı marka NiTi eğelerin eğrilik yarıçapları değişkenlik gösterdiğinden dolayı zordur. Bu durum eğimlendirilmiş düzlem açısı ile eğenin yorulma ömrü arasında bir ilişki olmadığını göstermektedir (Low ve ark., 2006).



**Şekil 2.13.** Eğilendirilmiş düzleme karşı çevirme düzeneği (G. S. Cheung, 2007)

NiTi döner aletlerde döngüsel yorgunluk testleri dinamik ve statik olmak üzere iki şekilde yapılmaktadır. Statik testte döner ege sabit uzunlukta çalıştırılır ancak aksiyel (ileri-geri) salınım hareketi yapmaz. Dinamik testte ege kanal içerisinde aksiyel salınım hareketi yapar. Yapılan çalışmalarda bu aksiyel hareketin eğerin ömründe anlamlı artışlara neden olduğu görülmüştür (Li ve ark., 2002; Yao ve ark., 2006; Ray ve ark., 2007). Statik testlerde sabit aksiyel hareketin uygulanmamasına bağlı olarak sıkışma ve gerilme tek bir noktada gerçekleşecektir. Dinamik testte aksine stres daha geniş bir alana yayılacak ve eğerin ömrü uzayacaktır (Rodrigues ve ark., 2011; Hélio P Lopes ve ark., 2013).

NiTi eğerler giderek yaygınlaşarak endodonti pratiğinde yerini almaktadır ve standart eğerler olarak kullanılmaktadır. Bununla birlikte NiTi eğerlerin esneklik ve kırılmaya karşı dayanımını arttırmaya yönelik çalışmalar devam etmektedir. Bu çalışmanın amacı farklı tek ege döner alet sistemlerinin döngüsel yorgunluğa dirençlerini karşılaştırmaktır. Böylelikle tek ege sistemleri arasında hangisinin daha dayanıklı olduğu ve daha etkin kullanım sağlayacağı araştırılacaktır.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

#### 3.1. Çalışmanın Deney Grupları ve Deney Aşaması

Çalışmamızda döngüsel yorgunlukları değerlendirmek amacıyla 4 farklı tek eğe döner alet sistemi kullanıldı (Tablo 1).

**Tablo 1.** Çalışmada kullanılan döner alet sistemleri

<b>Döner Eğe Sistemi</b>	<b>Üretim Şekli</b>	<b>Firma Adı</b>	<b>Boyut</b>
HyFlex EDM	Elektroerozyon	Coltene/ İsviçre	25/08
Xp-endo Shaper	MaxWire teknolojisi	FKG/ İsviçre	30/04
WaveOne Gold	Gold Alloy teknolojisi	Dentsply/İsviçre	25/07
One Shape	Geleneksel NiTi	MicroMega/Fransa	25/05

Bu çalışmada her tek eğe döner alet sisteminden 20'şer olmak üzere toplam 80 adet eğe kullanıldı. Bu 20 eğe kanal kurvatür yarıçapı 5 mm kurvatür açısı 60° olan yapay kanallarda test edildi.

Her eğe, kutusundan çıkarıldıktan sonra başka bir işleme tabi tutulmadan 6:1 redüksiyonlu endodontik mikromotor (VDW Silver Reciproc, VDW Münih, Almanya) kullanılarak üretici firmaların önerdiği hızda ve tork değerinde kullanıldı (Tablo 2).

**Tablo 2.** Çalışmada kullanılan eğelerin tork değerleri ve dönme hızları

Eğeler	Tork değeri (Ncm)	Dönme Hızı (rpm)
HyFlex EDM	2,5	400
WaveOne Gold	WaveOne 'All' programı	350
Xp-endo Shaper	1	800
One Shape	2,5	400

Döngüsel yorgunluk testleri aşağıdaki şekillerde gerçekleştirildi:

Grup 1: HyFlex EDM

Eğeler döngüsel yorgunluk test cihazına bağlı VDW Silver motor ( VDW, Almanya) ile kullanıldı ve kırık gözlemleninceye kadar 2,5 Ncm tork ve 400 rpm değerlerinde çalıştırıldı.



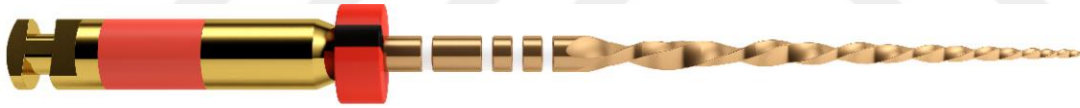
**Şekil 3.1.** Çalışmada kullanılan HEDM eğesi



**Şekil 3.2.** Çalışmada kullanılan endodontik motor ve anguldruvası

Grup 2: WaveOne Gold

Eğeler, döngüsel yorgunluk test cihazına bağlı VDW Silver motoru ile kullanıldı ve kırık gözlemleninceye kadar " WaveOne ALL " programı ile 350 rpm'de çalıştırıldı.



**Şekil 3.3.** Çalışmada kullanılan WaveOne Gold eğesi

Grup 3: XP-endo Shaper

Eğeler döngüsel yorgunluk test cihazına bağlı VDW Silver motoru ile kullanıldı ve kırık gözlemleninceye kadar 1 Ncm ve 800 rpm değerlerinde çalıştırıldı.



**Şekil 3.4.** Çalışmada kullanılan XP-endo Shaper eğesi

#### Grup 4: One Shape

Eğeler döngüsel yorgunluk test cihazına bağlı VDW Silver motoru ile kullanıldı ve kırık gözlemleninceye kadar 2,5 Ncm ve 400 rpm değerlerinde çalıştırıldı.



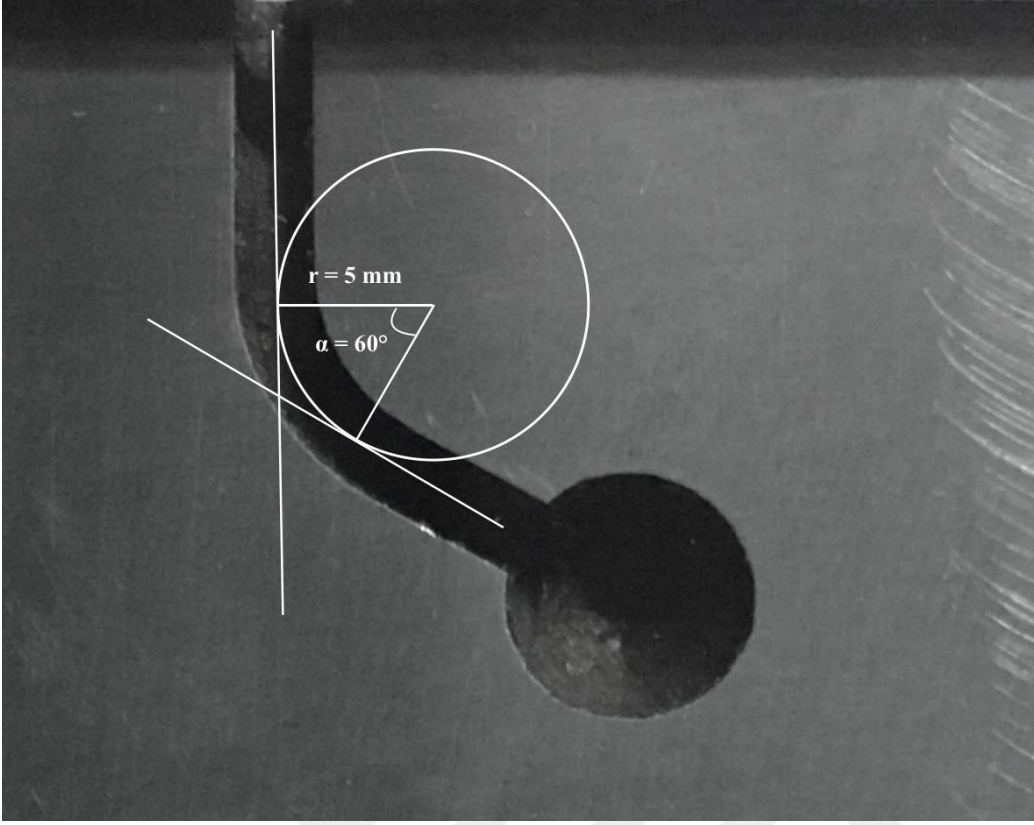
**Şekil 3.5.** Çalışmada kullanılan One Shape Eğesi

Tüm gruplarda eğeler anguldruvaya takıldıktan sonra çalışma boyunda (16 mm) kanala yerleştirildi. Motorun çalıştırılıp eğenin dönmesiyle birlikte eş zamanlı olarak kronometre çalıştırıldı ve kırılma görüldüğü anda kronometre durduruldu. Kırılıncaya kadar geçen süre dijital kronometre ile saniye cinsinden kaydedildi. Ardından eğenin kırılıncaya kadar yapmış olduğu tur sayısı (KKTS) aşağıdaki formül ile hesaplandı:

$$\text{KKTS} = \text{Dakikadaki devir sayısı (rpm)} \times \text{zaman (saniye)} / 60.$$

Kırık parçaların uzunlukları dijital kumpas ile ölçülerek kaydedildi.

Döngüsel yorgunluk testinde CNC (Computer Numerically Controlled) teknolojisi ile paslanmaz çelikten üretilen yapay kanal kullanıldı. Uzunluğu 16 mm iç yarıçapı 1.5 mm, kurvatür açısı 60° ve kurvatür yarıçapı 5 mm olan yapay kanalın kurvatürünün başlangıç noktası kanalın apikalinden 5 mm koronalde bulunur.



**Şekil 3.6.** Kurvatür açısı  $60^\circ$ , kurvatür yarıçapı 5 mm olan yapay kanal

Çalışma sırasında paslanmaz çelik düzenek üzerine, aynı boyutlarda hazırlanan cam fiber yerleştirilerek kanal eğesinin oluğun dışına çıkmasını önledi. Bu düzenek sayesinde hem eğe kanal içerisinde kalarak çalışma boyunca yörüngesini kaybetmedi hem de şeffaf olduğu için kırılma anı net olarak gözlemlenebildi.

Eğе ile yapay kanal duvarı arasında meydana gelen sürtünmeyi azaltmak amacıyla akışkanlık derecesi yüksek, sentetik bir yağ olan WD-40 (Milton Keynes, İngiltere) kullanıldı (şekil 3.7. ). Her eğe değişimi sırasında yapay kanalın içi temizlenip kayganlaştırıcı jel yenisiyle değiştirildi.



**Şekil 3.7.** Çalışmada kullanılan sentetik yağ

### **3.2. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM ) Analizi**

Test sırasında kırılan parçalar alet gruplarına göre ayrıldı her gruptan 2 eğe alınarak kırılma tipini değerlendirmek amacıyla SEM’de incelendi. SEM incelemesi Samsun 19 Mayıs Üniversitesi’nde yer alan SEM görüntüleme cihazında (Quanta™ 450 FEG, FEI, Oregon, Amerika) gerçekleştirildi. Eğelerin kırık yüzeyleri farklı büyütme oranlarında incelenerek fotoğrafları alındı.

### **3.3. İstatiksel Analiz**

İstatistiksel analizler için SPSS for Windows (Ver. 13.00, SPSS Inc., IL., USA) paket programı kullanıldı. Araştırma kapsamındaki tüm veriler için öncelikle tanımlayıcı istatistikler elde edildi. Tüm tanımlayıcı istatistikler, ortalama  $\pm$  standart sapma şeklinde gösterildi. Elde edilen KKTS ve KU verilerin normal dağılım göstermediği Shapiro-Wilk testi ile belirlendi. Gruplar arasındaki fark Kruskal-Wallis testi ve post-hoc Dunn testi kullanılarak belirlendi. İstatistiksel önem seviyesi %5 olarak ayarlandı.



#### 4. BULGULAR

Tablo 3 her bir grupta kırılma gerçekleşinceye kadarki tur sayısını ve kırık segmentlerin uzunluğunu göstermektedir. HyFlex EDM (2786,43±501,55) en yüksek yorgunluk dayanımı sergiledi. One Shape (323,43±67,92) en düşük yorgunluk dayanımı gösterdi. WaveOne Gold (1678,87±318,98) Xp-endo Shaper'dan (640,40±83,23) daha yüksek dayanım gösterdi (P < 0,05).

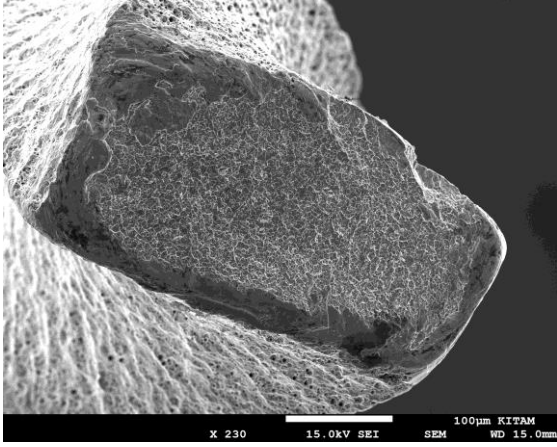
Kırık segmentlerin ortalama uzunluğu test edilen eğelerin yapay kanal kurvatürü içinde doğru konumlandırılıp konumlandırılmadığını değerlendirmek amacıyla kaydedildi. Kırık segmentlerin ortalama uzunlukları arasında anlamlı bir fark bulunmadı (P > 0,05).

**Tablo 3.** Test edilen NiTi eğelerin kırılıncaya kadar yaptığı tur sayısı (KKTS) ve kırık uzunluğunun (KU) (mm) ortalama ve standart sapma değerleri

Gruplar	Kırılıncaya kadar yapılan tur sayısı		Kırık uzunluğu (mm)	
	Ortalama	Standart sapma	Ortalama	Standart sapma
HyFlex EDM	2786,43 <sup>a</sup>	501,55	5,2 <sup>a</sup>	1,1
WaveOne Gold	1678,87 <sup>b</sup>	318,98	5,7 <sup>a</sup>	1,3
Xp-endo Shaper	640,40 <sup>c</sup>	83,23	5,3 <sup>a</sup>	0,9
One Shape	323,43 <sup>d</sup>	67,92	5,9 <sup>a</sup>	1,4

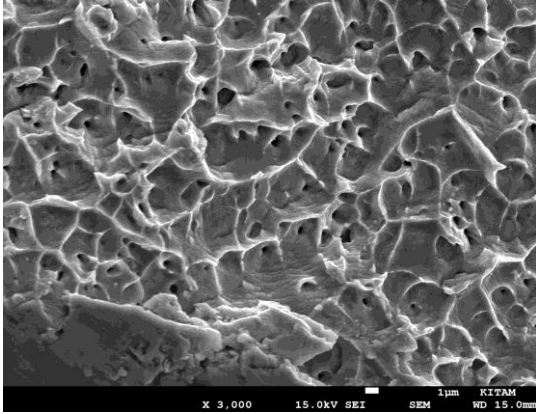
\* Farklı harfler ile gösterilen değerler arasında istatistiksel olarak fark vardır (P < 0,05).

Gruplardan SEM görüntüleri alınarak kırıkların dögüsel yorgunlukla bağlantılı olup olmadığı incelendi.



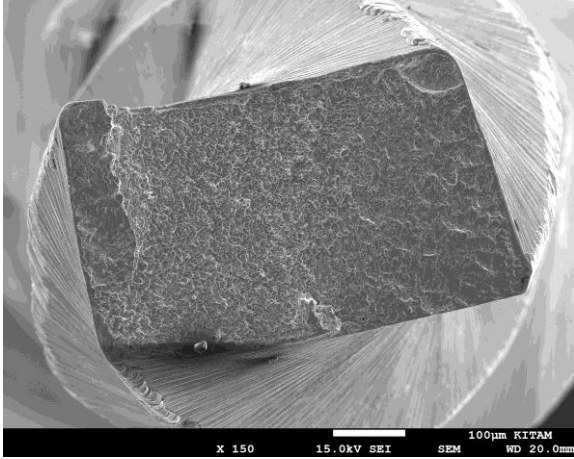
**Şekil 4.1.** Kırılan HEDM eğesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü (800X büyütmede)

HEDM eğesinin kırık yüzeyi dögüsel yorgunluğa bağlı çukurlaşmayı göstermektedir. Çukurlaşma kırık yüzeyinin büyük bölümünü kapsamaktadır (Şekil 4.1.).



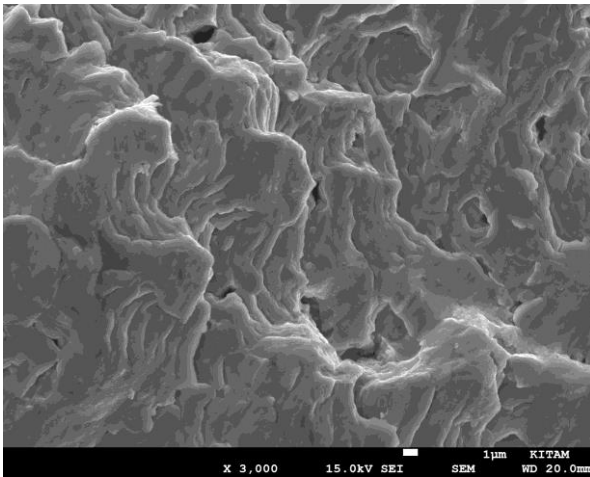
**Şekil 4.2.** Kırılan HEDM eğesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü (5000X büyütmede)

HEDM eğesinin kırık yüzeyinin 5000X büyütmesinde mikro boşluklar görölmektedir (Şekil 4.2.).



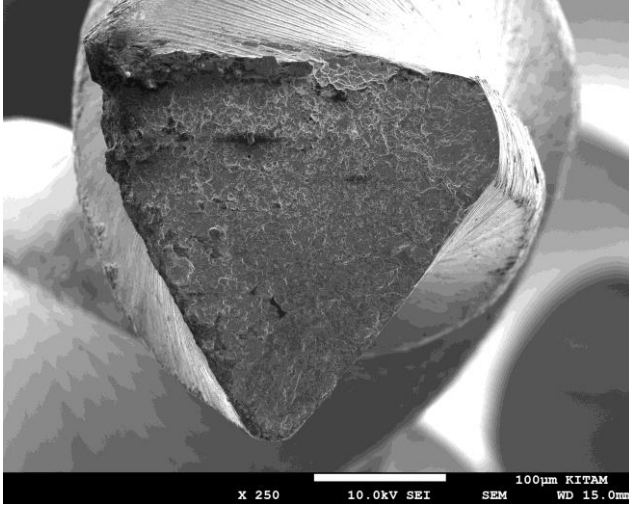
**Şekil 4.3.** Kırılan WOG eğesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü (800X büyütmede)

WOG eğesinin kırık yüzeyi döngüsel yorgunluğa bağlı çukurlaşmayı göstermektedir. Çukurlaşma kırık yüzeyinin büyük bölümünü kapsamaktadır (Şekil 4.3.).



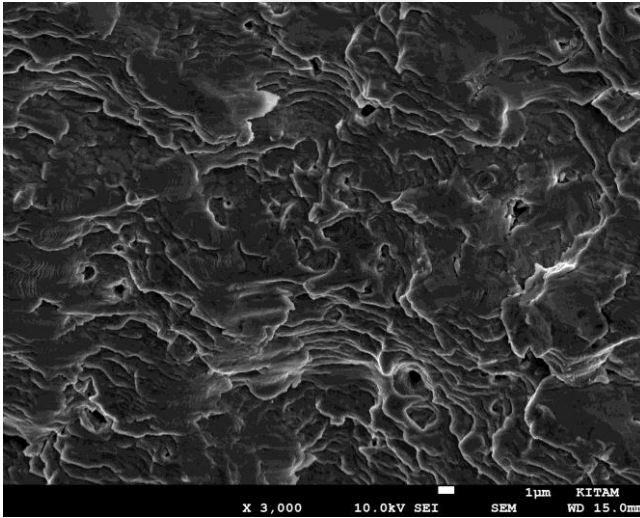
**Şekil 4.4.** Kırılan WOG eğesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü (5000X büyütmede)

WOG eğesinin kırık yüzeyinin 5000X büyütmesinde mikro boşluklar görülmektedir (Şekil 4.4.).



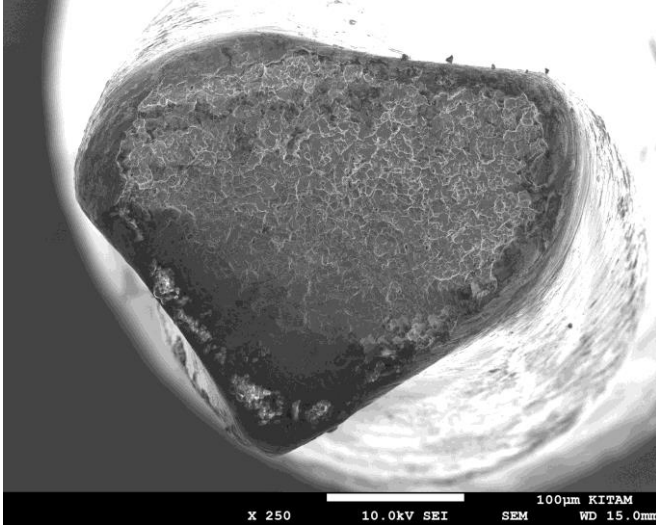
**Şekil 4.5.** Kırılan XPS eğesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü (800X büyütmelerde)

XPS eğesinin kırık yüzeyi döngüsel yorgunluğa bağlı çukurlaşmayı göstermektedir. Çukurlaşma kırık yüzeyinin büyük bölümünü kapsamaktadır (Şekil 4.5.).



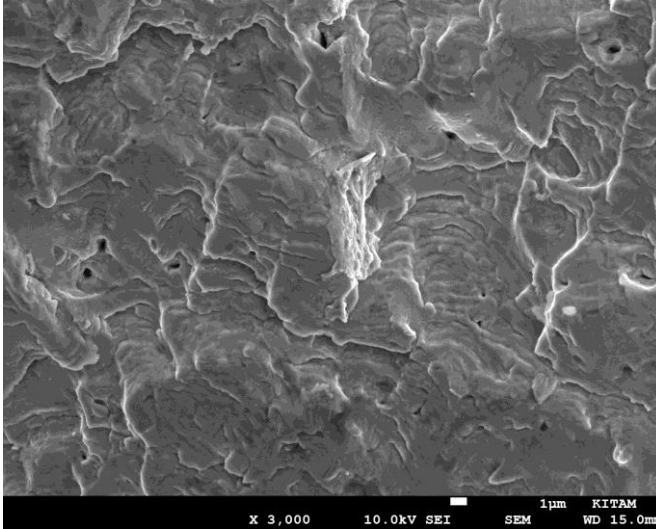
**Şekil 4.6.** Kırılan XPS eğesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü (5000X büyütmede)

XPS eğesinin kırık yüzeyinin 5000X büyütmesinde mikro boşluklar görülmektedir (Şekil 4.6.).



**Şekil 4.7.** Kırılan OS eğesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü (800X büyütmede)

OS eğesinin kırık yüzeyi döngüsel yorgunluğa bağlı çukurlaşmayı göstermektedir. Çukurlaşma kırık yüzeyinin büyük bölümünü kapsamaktadır (Şekil 4.7.).



**Şekil 4.8.** Kırılan OS eğesinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü (5000X büyütmede)

OS eğesinin kırık yüzeyinin 5000X büyütmesinde mikro boşluklar görülmektedir (Şekil 4.8.).

## 5. TARTIŞMA

Kök kanal preparasyonu kök kanal sistemindeki mevcut olan mikrobiyal patojenleri uzaklaştırmak için uygun ortamı oluşturması açısından kök kanal tedavisinin ana basamaklarından biridir. Kök kanal preparasyonunu etkin bir şekilde gerçekleştirerek medikaman uygulaması, irrigasyon işlemleri ve dolum aşaması için yeterli bir alan oluşturulmuş olur (G. Cheung ve Darvell, 2007a).

Endodontik tedavide kök kanal preparasyonunda kullanılan eğeler çelik ya da NiTi yapıdadır. Paslanmaz çelik yapılı eğeler bazı endodontik motorlarla kullanılabilir de genellikle manuel kullanılır. Bu eğeler kullanımları sırasında yorgunluğa bağlı olarak yivlerinde açılma görünür bir hal alabilir (Gutmann ve Lovdahl, 2011). NiTi eğeler paslanmaz çeliklerin ardından daha etkin bir alet olarak sunulmuştur (Haikel ve ark., 1999). Bu eğeler paslanmaz çelik eğelere göre daha kısa sürede ve etkin kök kanal preparasyonu yapabilmesinin yanı sıra basamak ve transportasyon riskini de azaltmaktadır. Bununla birlikte NiTi eğelerde meydana gelebilen kırılmalar bir problem olarak karşımıza çıkar (Gutmann ve Lovdahl, 2011). NiTi eğelerde meydana gelen kırıklar eğenin kullanım sayısına, tasarımına, üretim şekline, çalıştırma hızı ve torkuna, kök kanalının kurvatür açısı ve yarıçapına, preparasyon esnasındaki baskı ve gerilmelere, sterilizasyon tekniğine ve hekimin kullanım şekline bağlı olarak oluşabilmektedir (Michael Hülsmann ve ark., 2005).

Kök kanal preparasyonu sırasında döner sistem NiTi eğelerde oluşan mekanik hasar ve kırılmalar döngüsel veya torsiyonel yorgunluk ya da her ikisinin birleşiminden meydana gelebilir (Wei ve ark., 2007). Materyal yorgunluğu klinik kullanım esnasında alet kırılmalarının en önemli sebeplerinden biridir (Plotino ve ark., 2009). Bir aletin, son dayanma gücü aşırsa veya bir çatlak, kalan sağlam materyal kesitinin normal kullanım yükünün dayanımının üzerine çıkarsa, kırılma ile sonuçlanacaktır.

NiTi döner eğeler, sürekli döngüsel bir yüklemeye tabi tutulduğunda, yük değişimleriyle birlikte belirli bir döngü sayısından sonra kırılma meydana gelmektedir. Uygulanan yükün eğe üzerindeki değişken dağılım büyüklüğü, tek bir uygulamada görünür bir fiziksel defektin oluşumuna yetmeyecek kadar küçük boyutlu olabilir. Alet üzerinde meydana gelen hasar, eğenin sonuçta kırılmasına sebep olan kümülatif mikroyapısal değişimler içermektedir. Yapılan bir çalışmada preparasyon sonrası gerçekleşen kırılmaların türü değerlendirilmiş ve % 55,7'nin torsiyonel kırılma ile % 44,3'ünün döngüsel yorgunlukla gerçekleştiği, bunun sebebi olarak,

linik kullanım esnasında küçük numaralı eğelerin apikalde torsiyona daha az dirençli olduğundan kaynaklandığı belirtilmiştir (Sattapan, Nervo, ve ark., 2000).

### 5.1. Yapay Kanalların Seçimi

Döngüsel yorgunluk testinin standart yapay kanallarda gerçekleştirilmesi testin doğruluğu ve güvenirliliği konusunda önemli bir basamaktır. Çekilmiş diş örnekleri klinik şartları daha iyi yansıtmakla birlikte konu NiTi eğelerin fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesi olduğunda çekilmiş dişler uygun test şartlarını sağlamamaktadır. Bu durum herhangi iki kanalın birbiriyle hiçbir zaman özdeş olmamasıyla açıklanabilir (Plotino ve ark., 2009). Önceki çalışmalar da benzer şekilde yapay test düzeneklerinde gerçekleştirilerek mümkün olduğunca koşulları standardize etmek ve diğer faktörlerin sonuçları etkilemesini önlemek hedefleriyle oluşturulmuştur (Yared ve ark., 1999).

Döngüsel yorgunluk ile ilgili çalışmalarda kanal kurvatür yarıçapları ve eğrilik açıları farklı eğri cam tüp (Anderson ve ark., 2007; Barbosa ve ark., 2007), eğri metal tüp (Pruett ve ark., 1997; Yared ve ark., 1999; 2000; de Melo ve ark., 2002; Yao ve ark., 2006; Hélio Pereira Lopes ve ark., 2007; Bui ve ark., 2008) ve oluklu bloklardan (Haikel ve ark., 1999; G Gambarini, 2001; Fife ve ark., 2004; Inan ve ark., 2007) yararlanılmıştır. Bunların dişında eğik düzlemler de döngüsel yorgunluğu değerlendirilmesi amacıyla kullanılmıştır (Li ve ark., 2002; Kitchens ve ark., 2007; Ove A Peters ve ark., 2007; Ray ve ark., 2007).

Anderson ve ark. (2007), cam tüpleri metal bir silindir çevresinde alev yardımıyla bükerek 1,2 mm çapında ve kurvatür yarıçapı 5 mm olan kanallar oluşturmuşlardır. Çalışmada maksimum kurvatür noktası eğenin apikalinden 5 mm olacak şekilde tasarlanmış olup aynı zamanda 45° ve 60° olmak üzere iki farklı kurvatür açısı kullanılmıştır. Cam tüplerle yapılan bir diğer çalışmada kurvatür yarıçapı 5 mm olarak belirlenirken kurvatür açısı 45° olarak tasarlanmıştır. Tüpün kurvatür maksimum noktası 3 mm ve 7 mm arasında iken kanal iç çapı belirtilmemiştir (Barbosa ve ark., 2007).

Pruett ve ark. (1997) tarafından 18 gauge (G) paslanmaz çelik iğnelerden 0.83 mm iç çapa sahip metal tüp yapısındaki kanallar tasarlanmıştır. Maksimum kurvatür noktası eğenin ucundan 7 mm uzaklıkta olan bu tasarımda 35°, 45° ve 90° kurvatür açısı ile 2 ve 5 mm kurvatür yarıçapı oluşturulmuştur. De Melo ve ark. (2002) yaptıkları bir çalışmada 40 mm uzunluğuunda ve 1,6 mm çapında paslanmaz çelik iğneler kullanarak kurvatür yarıçapı 5 mm, kurvatür açısı 45° olan yapay kanallar kullanmışlardır. Yao ve ark. (2006) tarafından kullanılan yapay kanallar

iç çapı 2 mm olan paslanmaz çelik iğnelerden elde edilmiş olup 5 mm kurvatür yarıçapı ve 60° kurvatür açısına sahiptir. Hélio Pereira Lopes ve ark. (2007) çalışmalarında iç çapı 1,04 mm uzunluğu 20 mm ve kurvatür yarıçapı 6 mm olan metal tüp kullanmışlardır. Bui ve ark. (2008) tarafından kullanılan metal tüp 30°, 45° ve 60° kurvatür açılarında 5 mm kurvatür yarıçapında 16 mm uzunluğunda tasarlanmıştır.

Kramkowski ve Bahcall (2009), çalışmalarında kurvatür yarıçapı 5 mm kurvatür açısı 45° ve 60° olan paslanmaz çelikten elde edilen yapay kanallar kullanmıştır. Metal tüpte maksimum kurvatür noktası eğenin ucundan 7 mm uzakta tasarlanmıştır. Metal tüp ayrıca vidalanarak bir platforma sabitlenmiştir. Bu düzenekte eğeler tüpten 2 mm taşarak test edilmiştir ve yapay kanalları kayganlaştırmak amacıyla silikon spreyden yararlanılmıştır.

Çalışmalarda kullanılan silindirik şeklindeki metal tüpler eğe ile birebir uyumlu olmadığı ve eğeyi etkin bir şekilde sınırlandırmadığı için daha düşük açıda ve daha büyük yarıçapta trajeye (eğelerin çalışırken izlediği yol) sebep olmaktadır (Yared ve ark., 1999; 2000; de Melo ve ark., 2002; Bahia ve Buono, 2005). Trajeyi etkileyen yapay kanal tasarımıyla ilgili diğer değişkenler kurvatür açısı, kurvatür yarıçapı ve kurvatür maksimum noktasıdır. Eğenin uç boyutu, koniklik açısı, tasarımı, sarmallar arası mesafe, morfoloji ve geometrik özellikleri de trajeyi etkilemektedir.

Ayrıca eğri metal tüp test düzeneği olarak seçildiğinde eğe ile metal tüp arasındaki uyum önem taşımaktadır. Bu uyum sağlanamadığında eğenin boşlukta titreşmesine bağlı olarak elde edilen sonuçlarda değişim görülebilir. Tüp içinde küçük eğeler büyük eğelerden daha az strese maruz kalacak ve küçük eğelerin daha uzun ömürlü olduğu sonucu ortaya çıkacaktır (Bahia ve Buono, 2005).

Bazı çalışmalarda test sırasında döner eğelerin eğriliğini oluşturmak amacıyla; eğimli bir metal blokta çalışırken eğeyi sabitlemek için düz bir oluk metal yüzeyinde açılmıştır (Li ve ark., 2002; Uei-Ming ve ark., 2006; Kitchens ve ark., 2007). Metal bloğun sertliği eğenin çalışmasını engelleyecek düzeydedir. Schneider yöntemi kurvatür eğriliğinin farklı açılarını hesaplamak için kullanılmıştır (Schneider, 1971).

Kitchens ve ark. (2007) tarafından kullanılan paslanmaz çelik blok krom kaplama bir yüzeye ve 2 mm genişliğinde oluğa sahiptir. Schneider yöntemi ile ölçülen 25°, 28° ve 33,5° eğrilik açısına sahip kanallarda çalışılmıştır.



Konkav oluklu bloklar yapay kanallara rehberlik eden bir düzenektir. Düzenek içinde eğenin derinliğini kontrol etmek zordur. Konkav oluklu blokların dezavantajı aletin oluğa tam uyum göstermemesi durumunda gerçek kurvatür çapının değişerek alet yüzeyinde zorlanma ortaya çıkabilmesidir (G. Cheung ve Darvell, 2007a). Bu düzenekte ilk kez Haikel ve ark. (1999) çalışmıştır. Çalışmada V ‘ şekilli oluk olan 5 ve 10 mm kurvatür yarıçapına sahip 2 parçalı silindir bloklar kullanılmıştır. Inan ve ark. (2007) tarafından kullanılan 2 parçalı silindirik blokta ise 5 ve 10 mm’lik kurvatür yarıçapı kullanılmıştır.

Bazı çalışmalarda diğer bir test düzeneği olan eğik düzlemde NiTi eğelere rotasyon hareketi yaptırılarak döngüsel yorgunluk değerlendirilmiştir. Bu düzeneklerde eğeler vertikal olarak ileri geri çalıştırılır. Yüzey gerinim genliğinin hesaplanması kurvatür açısı markalara göre değişebileceğinden zordur. Ancak aletin yorulma ömrü ile eğik düzlemin açısı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamıştır (G. Cheung ve Darvell, 2007a). Li ve ark. (2002), eğerlerin döngüsel yorgunluğa karşı dayanıklılıklarını karşılaştırmak amacıyla 37°, 40,5°, 45° ve 48°’lik kanal eğrilik açısına sahip yapay kanallarda eğerlere statik ve dinamik olarak 3 farklı hızda rotasyon hareketi yaptırmıştır. Ray ve ark. (2007), yine benzer eğimli düzlemde 1,5 mm’lik aksiyel hareketlerle 15°’lik kurvatür açısında çalışmalarını yapmışlardır. Kitchens ve ark. (2007), döngüsel yorgunluğu değerlendirirken 28° ve 33,5°’lik kurvatür açılara sahip eğimli düzlem kullanmışlardır.

Döngüsel yorgunluğun değerlendirilmesi amacıyla 3 paslanmaz çelik pinden oluşan düzenek kullanılmıştır (G. Cheung ve ark., 2005; G. Cheung ve Darvell, 2007b; 2007a; G. S. Cheung ve ark., 2007). 2 mm çapında olan bu pinler horizontal düzlemde ayarlamaya olanak veren akrilik pullara monte edilmiştir. Pinlerin konum eğenin eğriliğini belirlemiştir. Eğenin ucunun dönme hareketi boyunca aynı pozisyonda kalması en alttaki pinde V şekilli oluk oluşturularak sağlanmıştır. Ancak kök kanal tedavisinde kullanılan eğerlerin kesitsel şekilleri birbirinden farklıdır. Ayrıca eğenin apikal ve koranel bölümlerinin bükülme özelliklerinin uyumlu olmaması farklı trajelerin izlenmesine neden olur.

Bizim çalışmamızda paslanmaz çelik bloklar içerisinde oluşturulan yapay kanallar kullanıldı. Yapay kanalların kurvatür yarıçapı ve açısı oluşturulurken Pruett ve ark. (1997) tarafından yapılan çalışmanın kriterleri göz önüne alındı. Çalışmamızda, yapay kanalın kurvatür açısı 60° kurvatür yarıçapı ise 5 mm olarak belirlendi. Test düzeneğinin üzerini kapatan fiber cam sayesinde dönüş sırasında eğe kanal içinde kaldı ve eğenin kırılma anı net bir şekilde gözlemlendi.

Kök kanalının kurvatür bölgesinde eğe üzerinde meydana gelen kuvvetler artar. Eğe üzerinde oluşan baskı ve gerilme kuvvetleri eğimli kanalların kurvatür yarıçapı uzunluğu, kurvatürün ark boyutu ve kurvatürün konumuna bağlıdır (Rodrigues ve ark., 2011). Kanal kurvatür yarıçapı (Pruett ve ark., 1997; Martin ve ark., 2003; Bui ve ark., 2008; Bhagabati ve ark., 2012) ve kanal kurvatür açısı (Pruett ve ark., 1997; Haikel ve ark., 1999; Zelada ve ark., 2002; Grande ve ark., 2006; Inan ve ark., 2007; Castelló-Escrivá ve ark., 2012) üzerinde yapılan çalışmalar döngüsel yorgunluğun bu değişkenlerden etkilendiğini göstermiştir.

Döngüsel yorgunluk eğelerin konisitesinde ve büyüklüğüne bağlı olarak değişebilmektedir (Haikel ve ark., 1999). Döngüsel yorgunluk maksimum eğilme noktasında eğenin genişliğinden etkilenmektedir ve bu genişlik arttıkça yorgunluk artmaktadır. Artan döngüsel yorgunluğa bağlı olarak eğelerin ömründe azalma olacağı savunulmaktadır (Haikel ve ark., 1999; G Gambarini, 2001). Eğelerin büyüklük ve konisiteli dışında yatay kesitleri, sarmal sayıları, üretim şekilleri de döngüsel yorgunluk üzerinde etkilidir (Ray ve ark., 2007).

## **5.2. NiTi Eğelerin Döngüsel Yorgunluğa Karşı Dayanıklılıklarının Karşılaştırılması**

NiTi eğelerin endodontik tedavilerde yaygın kullanım almasıyla birlikte kök kanal preparasyonu sırasında bu eğelerde meydana gelen kırıklar bir dezavantaj olarak güncelliğini korumaktadır. İdeal bir eğenin esnekliği ve kırılmaya direnci yüksek olmalıdır. Bu amaçlara hizmet edecek şekilde üretici firmalar eğelerin tasarım, üretim ve kullanımlarında değişikliklere gitmektedirler.

Geleneksel üretim aşamalarıyla üretilen eğelerde fabrikasyon işlemlerinin ardından eğe yüzeyinde çatlaklar gözlemlenebilmekte ve bu yapısal bozukluk eğenin yorgunluğa dayanımını azaltmaktadır (G. Cheung ve ark., 2005). Eğeler henüz kullanılmadan bulunan bu çatlaklar çoğunlukla eğenin çalışan yüzeyinde yer almaktadır. Bu çatlakların giderilmesi üzerine gerçekleştirilen ilave aşamalar eğenin yapısal bütünlüğünü arttıracak ve yorgunluğa direnci artacaktır (G. Cheung ve Darvell, 2007a). Elektropolisaj işlemi yüzey düzensizliklerini ortadan kaldırmak amacıyla uygulanmaktadır ve eğelerin yorgunluğa direncini arttırdığı savunulmaktadır (Tripi ve ark., 2006). Elektropolisaj işleminin döngüsel yorgunluğa etkisinin araştırıldığı bir diğer çalışmada kontrol grubu ile elektropolisaj grubu arasında anlamlı bir fark görülmemiştir (G. S. Cheung ve ark., 2007).

Race eğelerinde yapılan çalışmada elektropolisaj yapılan eğelerin yapılmayanlara göre daha üstün yorgunluk direnci olduğu görülmüştür (Tripi ve ark., 2006). K3 eğelerinde

elektropolisaj işleminin döngüsel yorgunluğa direncinin karşılaştırıldığı çalışmada elektropolisaj işlemi döngüsel yorgunluk üzerinde anlamlı bir fark oluşturmamıştır (Barbosa ve ark., 2008). Benzer bir çalışmada Profile eğeleri test edilmiş ve elektropolisaj işlemi döngüsel yorgunluğa dayanımı olumsuz etkilemiştir. Bu sonuçlar ile elektropolisaj işleminin hassas bir uygulama olduğu ve farklı eğeler üzerinde farklı fiziksel değişikliklere sebep olduğu görülmektedir (Bui ve ark., 2008).

Nikel titanyum oranları farklı 3 Profile eğesinin döngüsel yorgunlukları karşılaştırılmıştır. M-wire teknolojisi ile üretilen Profile eğelerinin döngüsel yorgunluğa dirençleri diğer Profile eğelerinden daha üstün bulunmuştur (Johnson ve ark., 2008). Profile GTX eğelerinde döngüsel yorgunluğun karşılaştırıldığı başka bir çalışmada ise M-wire teknolojisi ile üretilen eğelerin diğer eğelere bir üstünlüğü görülmemiştir (Kramkowski ve Bahcall, 2009). Bir diğer çalışma M-Wire teknolojisiyle üretilmiş Profile-GTX eğelerini geleneksel yöntemlerle üretilmiş Profile ve GT karşılaştırmıştır. Benzer kesit, büyüklük ve çapa sahip bu eğelerin döngüsel yorgunluklarının karşılaştırılmasında Profile-GTX üstün bulunmuştur (Al-Hadlaq ve ark., 2010). M-wire ve süperelastik wire (SE-wire) teknolojisi ile üretilen Profile ve Vortex eğelerini döngüsel yorgunluğu karşılaştırılmış ve M-wire teknolojisi üstün bulunmuştur (Gao ve ark., 2010). Bu sonuç eğelerin üretim teknolojilerinin böyle bir farkı oluşturduğu düşüncesini ortaya koymaktadır (Gao ve ark., 2010).

HEDM eğesi farklı üretim teknolojisiyle piyasadaki diğer tek ege sistemlerinin arasına katıldı. Yapılan bir çalışma HEDM eğelerinin döngüsel yorgunluk ve mikroyapısal özellikleri değerlendirilmiştir. Çalışmada kontrollü şekil hafızasına sahip olan HEDM eğeleri HCM eğeleriyle karşılaştırılmıştır. Eğeler çekilmiş dişlerde test edilmiş olup kök kanal kurvatürleri 50° ve 70° arasında olan kanallar kullanılmıştır. Elde edilen gözlemler ışığında HEDM eğelerinde kök kanal preparasyonu ardından daha az bozulma gözlenmiş ve döngüsel yorgunluğa direnci HyFlex CM eğesinden sekiz kat daha üstün bulunmuştur. Bu durum HEDM eğesinin daha homojen bir mikroyapıya sahip olmasına bağlanmıştır (Pirani ve ark. 2016). Yapılan bu çalışmada da HEDM eğesi diğer eğelerden üstün özellik göstermiştir

HEDM eğelerinin döngüsel yorgunluğa dayanımlarının değerlendirildiği başka bir çalışmada HEDM eğesi, R-Pilot eğesinden daha düşük oranda dayanım gösterirken PathFile eğesinden daha yüksek oranda göstermiştir. Çalışma S şekilli paslanmaz çelik yapay kanallarda yapılmış olup ilk eğimin kurvatür açısı 60°, kurvatür yarıçapı 5 mm iken ikinci eğimin kurvatür

açısı 70° kurvatür yarıçapı 2 mm seçilmiştir. R-Pilot egesi resiprokasyon hareketiyle çalışırken diğer eğeler sürekli rotasyon hareketiyle çalıştırılmıştır (Uslu ve ark., 2017).

Kaval ve ark. (2016), elektroerozyon teknolojisiyle üretilen HEDM eğelerinin döngüsel yorgunluğa dayanımının gold wire teknolojisi ile üretilen ProTaper Gold ve geleneksel NiTi ile üretilen ProTaper Universal eğelerinden yüksek oranlarda rapor etmiştir. Çalışmada kurvatür açısı 60° kurvatür yarıçapı 3 mm olan paslanma çelik test düzeneği kullanılmıştır. Bizim çalışmamızda da HEDM Gold wire teknolojisiyle üretilen WOG ve geleneksel NiTi'den üretilen OS'den üstün bulunmuştur. . HEDM eğelerinin bu üstün özelliklerinin sebebi elektroerozyon yöntemi ile üretilmeleri olabilir.

HCM eğelerle geleneksel NiTi eğelerin karşılaştırıldığında kontrollü şekil hafızasına sahip eğeler daha üstün değerlerde döngüsel yorgunluğa direnç göstermektedir (Capar ve ark. 2014). Kontrollü şekil hafızasına sahip HEDM egesi de çalışmamızda en üstün değerleri vermiştir.

Termomekanik işlemler sık sık NiTi alaşımların transformasyon özelliklerini ve mikro yapılarını geliştirerek döngüsel yorgunluğa direnci arttırmak amacıyla yapılmaktadır (Hieawy ve ark. 2015). Çalışmamızda elektroerozyon, Gold wire ve Max wire teknoloji ile üretilen alaşımlar geleneksel NiTi alaşımlardan daha üstün bulunmuştur. Capar, Kaval, ve ark. (2015) HyFlex GPF (Coltene-Whaledent), G Files (Micro-Mega, Besançon, France), ProGlider (Dentsply Sirona), PathFile, ve ScoutRaCe (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, İsviçre) NiTi Glide path eğelerinin döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmıştır. CM alaşımından yapılan HEDM GPF egesi en yüksek dayanımı göstermiştir.

Üretim teknolojisinin yanında döngüsel yorgunluğu etkileyen başka faktörler de bulunmaktadır. Birkaç çalışma resiprokasyon hareketini sürekli rotasyon hareketi ile karşılaştırmıştır. Bu çalışmalarda resiprokasyon hareketinin döngüsel yorgunluk dayanımını olumlu yönde etkilediği gösterilmiştir (De-Deus ve ark., 2010; Julian Webber, 2015). Ancak bizim çalışmamızda sürekli rotasyon hareketiyle çalışan HEDM egesi daha üstün bulunmuştur ve benzer şekilde daha önce yapılan bir çalışmada HEDM egesi, resiprokal hareketle çalışan Resiproc ve WO eğelerinden daha üstün döngüsel yorgunluk dayanımı göstermiştir (Pedullà ve ark., 2016). Çalışmamızda HEDM egesi diğer tek ege deney gruplarında kullanılan tek ege sistemlerinden daha üstün bulunmuştur. Bu durum HEDM eğelerinin diğer eğelerden farklı bir üretim sürecinden geçmesiyle açıklanabilir. Elektro discharge machine teknolojisiyle üretilen

bu eğerler döngüsel yorgunluğa daha dayanıklı hale gelmiştir. HEDM eğesinin bu yüksek döngüsel yorgunluk dayanımı bu eğenin eğimli kanallarda kullanımını mümkün kılmaktadır.

WOG eğesi üretici firma tarafından piyasaya WO eğesinin bir güncellemesi olarak sunulmuştur. WO eğesindeki resiprokasyon hareketi aynen korunurken eğenin yatay kesitinde, boyutunda ve geometrisinde modifikasyona gidilmiştir. Eğenin dizaynı yatay kesiti paralelkenar ve 2 kesici kenarı olacak şekilde yenilenmiştir. Eğenin yapımında üretim sonrası ısıl işlem uygulanarak Gold wire teknolojisine geçilmesi bir diğer yenilik olmuştur. M-wire teknolojisinin aksine bu teknolojiye ısıl işlem üretim sonrası uygulanmaktadır ve eğelerin fleksibilitesiyle birlikte döngüsel yorgunluğa direnci artmaktadır (Yılmaz ve zyrek, 2017). Gold-wire teknolojisinin daha önce kullanıldığı Protaper Gold eğelerinin M-wire teknolojisine sahip ProTaper Universal eğeleriyle karşılaştırıldığı çalışmalarda ProTaper Gold eğelerinin döngüsel yorgunluğa direnci daha yüksek bulunmuştur (Hieawy ve ark., 2015). İlave olarak kullanılan ısıl işlem iki aşamalı faz transformasyonu ile ilişkili olup WOG eğelerinin yüksek döngüsel yorgunluk direncine katkıda bulunmaktadır (Hieawy ve ark., 2015). Çalışmamızda WOG eğesinin döngüsel yorgunluk dayanımı OS eğesinden yüksek bulundu.

WOG ve OS'nin döngüsel yorgunluklarının karşılaştırıldığı başka bir çalışmada WOG stn bulunmuştur (Gündoğar ve zyrek, 2017) ve bu sonuç çalışmamızın sonuçları ile uyumludur. WOG eğesinde fleksibilitiyi yüksek değerlere çıkarmak amacıyla Gold Alloy ve ısıl işlem uygulanmıştır. Bu teknoloji ile eğede meydana gelen değişimleri daha iyi ortaya koymak amacıyla WOG eğesi tarayıcı kalorimetre ile incelenmiştir. Gold wire teknolojisi ile üretilen alaşımın yüksek fleksibilitesinin nedeni 2 basamaklı faz transformasyonuna ve yüksek Af ısısına bağlanmıştır (Hieawy ve ark., 2015).

WOG eğelerin döngüsel yorgunluğunun değerlendirildiği çalışmada, WOG eğesinin döngüsel yorgunluk dayanımı oranı piyasaya yeni sürülen Reciproc Blue eğesinde düşük oranda Reciproc R25 eğesinden ise yüksek oranda bulunmuştur. Her üç eğe de resiprokasyon hareketiyle çalıştırılmıştır. Reciproc Blue Reciproc'tan farklı bir üretim teknolojisiyle üretilmiş bu gelişim döngüsel yorgunluğunu olumlu yönde etkilemiştir. Çalışmada test dzeneyi olarak kurvatür açısı 60° kurvatür yarıçapı 5 mm olan paslanmaz elik yapay kanal kullanılmıştır (Keskin ve ark. 2017).

Diğer alışmada WOG eğesi ve M-wire teknolojisi ile üretilen RPC ve WO eğelerinden daha üstün döngüsel yorgunluk dayanımı değerleri vermiştir (Topçuoğlu ve ark. 2017).

Çalışmada kurvatür açıları sırasıyla 60°, 70° ve kurvatür yarıçapları 5 mm ve 2 mm olan S şeklinde paslanma çelik yapay kanal kullanılmıştır.

WOG ve WO eğelerinin karşılaştırıldığı bir diğer çalışmada WOG yine daha yüksek dayanım göstermiştir. Bu çalışmada kurvatür açıları ve kurvatür yarıçapları farklı iki ayrı yapay kanal kullanılmıştır. Her iki ege de resiprokasyon hareketiyle çalışırken WO egesi M-wire teknolojisiyle üretilmişken WOG egesi Gold alloy teknolojisiyle üretilmiştir (Adıgüzel ve Capar, 2017).

Yılmaz ve Ozyurek (2017) tarafından yapılan çalışmada WOG egesi piyasaya yeni sürülen Tango-Endo (TE, EDS Dental, S. Hackensack, NJ, USA) egesinden daha düşük döngüsel yorgunluk dayanımı göstermiştir. Tango-Endo egesi geleneksel NiTi alaşımından meydana gelirken farklı resiprokasyon hareketiyle piyasadaki yerini almıştır. Bu harekette tam tur gerçekleşmemektedir ve kesici kenarlarıyla fark meydana getirmektedir. Çalışma statik paslanmaz çelik model kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Araştırmacılar yatay kesit ile döngüsel yorgunluk arasındaki ilişki üzerine çeşitli çalışmalar yapmıştır. HEDM OneFile egesi tüm uzunluğu boyunca apikalde dikdörtgen, orta üçlüde ve koronalde farklı iki yamuk kesiti olmak üzere üç farklı kesitsel özelliğe sahiptir. Böylelikle kırılmaya direnç ve kesme etkinliğinde artış amaçlanmıştır. WOG paralelkenar, off-centered ve iki noktada kanalla temas halinde yatay kesite sahiptir. Üretici firma böylelikle dentinle teması azaltarak vidalanma etkisini azaltmaya çalışmıştır. OS çalışma uzunluğu boyunca değişen yatay kesit şekillerine sahiptir. Ege apikal bölgede üçgen kesite sahipken koronalde S şeklinde kesit görüntüsünü alır. Eğelerin yatay kesitlerinin döngüsel yorgunluk üzerine etkileri ile ilgili daha önce yapılan bazı çalışmalar yatay kesitin herhangi bir etkisinin olmadığı sonucuna varmışken (de Melo ve ark., 2002) bazı çalışmalar aksi yönde görüş bildirmiştir (Grande ve ark., 2006). Bugün hala bu konuda herhangi bir görüş birliğine varılmamıştır. Bu eğelerin kesitsel özelliklerinin döngüsel yorgunluğa etkileri ileri bir çalışma ile açıklanabilir.

Yakın zamanda MaxWire teknolojisi ile üretilen XPS eğeleri dental marketlerdeki yerini aldı. XPS'in MaxWire teknolojisi ürünü olan 30 apikal çapta ve 0.04 konisitede tek egesi bulunmaktadır. XPS egesinin döngüsel yorgunluğu değerlendirildiği çalışmada beş grup ege 60° kurvatür açısı 3 mm kurvatür yarıçapı olan düzenekte test edilmiştir. XPS egesinin döngüsel yorgunluğa dayanımı HCM, TRUShape (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK, ABD), Vortex Blue (Dentsply Tulsa Dental Specialties), iRace (FKG Dentaire) eğelerinden üstün

bulunmuştur (Amr Elnaghy ve Elsaka, 2017). Çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçlara göre XPS eğesi OS egesine göre daha yüksek döngüsel yorgunluk dayanımına sahiptir. Daha önce yapılan çalışmalar NiTi eğerlerin üretim teknolojisindeki değişikliklerin geleneksel NiTi'lere üstünlük sağladığını göstermiştir (Gündoğar ve Özyürek, 2017). XPS egesi MaxWire adı verilen yeni bir teknoloji ile üretilmiştir. Bu teknoloji sayesinde 30° altında martenzit fazda ve düz bir şekilde iken oda sıcaklığında östenit faza geçerek farklı bir şekil alır. XPS egesinin OS egesinden üstün döngüsel yorgunluk dayanımının sahip olmasını ileri bir teknolojinin ürünü olmasına bağlamaktayız.

OS egesinin döngüsel yorgunluğun değerlendirildiği çalışmada HCM egesi OS egesine göre döngüsel yorgunluğa daha dayanıklı çıkmıştır (Capar ve ark., 2015). Başka bir çalışmada geleneksel NiTi eğerlerinden üretilen OS ve ProTaper Universal eğerleri HCM ve ProTaper Next eğerlerinden düşük döngüsel yorgunluk dayanımı göstermiştir (Topçuoğlu ve ark., 2016). Reciprokal hareketle çalışan RPC'nin rotasyon hareketiyle çalışan OS egesine üstünlüğünü gösteren döngüsel yorgunluk çalışmaları da rapor edilmiştir (Dagna ve ark., 2014; Neelakantan ve ark., 2016). Çalışmamıza göre OS egesi diğer deney gruplarındaki tek ege NiTi döner alet sistemleri arasında en az döngüsel yorgunluk dayanımına sahip bulunmuştur. Daha önceki çalışmalar kontrollü şekil hafızasına sahip eğerlerin geleneksel NiTi eğerlerden daha yüksek döngüsel yorgunluk dayanımı gösterdiğini ortaya koymuştur (O. Peters ve ark., 2012; Capar ve ark., 2015). Çalışmamızdaki benzer sonuçlar OS egesinin geleneksel NiTi ile üretilmesine bağlanmaktadır.

Topçuoğlu ve ark. (2016) tarafından yapılan çalışmada geleneksel NiTi alaşımından meydana gelen OS egesi Protaper Next ve HCM eğerlerinden döngüsel yorgunluğa daha düşük dayanım göstermiştir. Çalışmada çift kurvatürlü paslanmaz çelik yapay kök kanalı kullanılmıştır.

Benzer bir çalışmada sürekli rotasyon hareketiyle çalışan OS egesi resiprokasyon hareketiyle çalışan WO egesinden daha düşük döngüsel yorgunluk dayanımı göstermiştir. Eğerlerden M-wire teknolojisiyle üretilen WO'nun 25 apikal çaplı 0.08 konisiteli egesi kullanılmışken geleneksel NiTi alaşımından üretilen OS'nin 25 apikal çaplı 0.06 konisiteli egesi kullanılmıştır (Elsaka ve Elnaghy, 2015).

OS egesinin farklı kinematiklerle çalıştırılarak döngüsel yorgunluğunun test edildiği çalışmada, OS egesinin resiprokal hareketle çalıştırılması eğerin döngüsel yorgunluğa

dayanımının arttığı rapor edilmiştir. Çalışmada 60° kurvatür açılı test modelinde gerçekleştirilmiştir. Çalışmada eğeler 150-30, 210-30, 360-30 açılarındaki resiprokasyon hareketinde ve sürekli rotasyon hareketi ile birlikte 4 farklı harekette çalıştırılmıştır (Karataş ve ark., 2016).

Sürekli rotasyon hareketiyle çalıştırılan OS ile HyFlex egesinin karşılaştırıldığı bir çalışmada HyFlex egesi daha yüksek yorgunluk dayanımı göstermiştir. Çalışma 60° kurvatür açısına 3 mm kurvatür yarıçapına sahip paslanmaz çelik yapay kanallarda gerçekleştirilmiştir. Çalışmada kullanılan eğelerin apikal çapı 25 konisitesi ise 0.06 mm seçilmiştir (Capar, Ertas, ve ark., 2015) .

NiTi alaşımlara uygulanan ısı işlemler bu alaşımların transformasyon davranışlarını güçlü bir şekilde etkilemektedir. Isıl işlemin uygulanmasına bağlı olarak transformasyon ya tek aşamalı fazda (Ö-M) ya da çift aşamalı (Ö-R-M) fazda gerçekleşmektedir (Otsuka ve Ren, 2005). Genellikle bir aşamalı faz nikelden zengin NiTi alaşımlarda görülürken iki aşamalı faz ısı işlemlerin uygulanmasıyla görülür ve östenit matriks içinde dağılmış Ti<sub>3</sub>Ni partikülleri barındırır (Otsuka ve Ren, 2005; Duerig ve ark., 2013). 1 aşamalı faz ve 2 aşamalı faz arasındaki fark R fazının değerlendirilmesiyle anlaşılabilir. R fazı potansiyel bir martenzit fazdır ve içerdiği partiküller itibariyle görece martenzit faza üstünlükleri vardır. Ti<sub>3</sub>Ni<sub>4</sub> partikülleri güçlü bir şekilde martenzit faza geçişe engel olabilirken R fazını da daha dirençli hale getirmektedir. Bu partiküller R fazın oluşmasını kolaylaştırırken martenzit faza geçiş için ilave ısı işlem gerekir hala gelmektedir. Böylelikle martenzit faz iki basamakta ortaya çıkmaktadır (Otsuka ve Ren, 2005). Süperelastisite ya da psödoelastisite NiTi alaşımlarda kritik seviyenin üstünde meydana gelen kuvvetlerde faz transformasyonlarına bağlı olarak ortaya çıkar. Bu faz transformasyonları ortam sıcaklığı materyalin Af sıcaklığının üstüne çıktığında meydana gelir. Böylelikle geleneksel süperelastik NiTi eğelerde psödoelastisite ancak çalışma sıcaklığı Af değerinin üstüne çıktığında görülebilmektedir. Yapılan çalışmada yüksek Af değerine sahip Protaper Gold egesi geleneksel NiTi alaşımından oluşan ProTaper Universal egesinden yüksek dayanım göstermiştir. (Hieawy ve ark., 2015).

Eğelerin yatay kesitlerinin döngüsel yorgunluğa dirençlerinin değerlendirildiği çalışmada F6 SkyTaper (Komet Brasseler, Lemgo, Germany) egesi daha yüksek yorgunluk dayanımı göstermiştir. F6 SkyTaper sürekli rotasyon hareketiyle çalıştırılan bir tek ege sitemidir. Yatay kesitinde double-S görüntüsü vermektedir. One Shape egesi ise egeenin çalışma boyunca farklı kesitlere sahiptir (Kaval ve ark., 2017).



Döngüsel yorgunluk testi sırasında, eğe ile yapay kanallar arasında meydana gelen sürtünme ısı artışına sebep olmaktadır (Tobushi ve ark., 2000) ve ortaya çıkan bu ısı artışı aletin döngüsel yorgunluğun etkilemektedir (Shen ve ark., 2012). Bu yüzden test sırasında bir lubrikant ya da soğutucu kullanmak meydana gelebilecek ısıyı önleyecektir (Shen ve ark., 2012). Yapılan çalışmada yapay kanallarda sentetik yağ kullanarak 300 ve 500 rpm'de gerçekleştirilen döngüsel yorgunluk testinde sıcaklık 3 C°'yi aşmamıştır (Nguyen ve ark., 2014). Bu bulgular ışığında çalışmamızda test sırasında meydana gelebilecek sürtünmelere bağlı ısı artışını önlemek amacıyla sentetik yağ kullanılmıştır.

Çalışmamızda kırılmalar yaklaşık olarak eğenin ucunun 5 mm uzağında gerçekleşmiştir. Bu durum kırılmaların ortalama olarak eğenin maksimum fleksiyona uğradığı yer olan kurvatür merkezinde gerçekleştiğini göstermektedir. Elde edilen sonuçlarla daha önceki çalışmalar uyumludur (Bhagabati ve ark., 2012; AM Elnaghy, 2014).

Döngüsel yorgunluğa dayanım alette meydana gelen çatlağın açılıp kapanma sayısı ile doğrudan ilişkilidir. Resiprokasyon hareketinde tam bir rotasyon hareketini tamamlamak için birkaç dönüş yapılması gerekir (You ve ark., 2010). Bu da tam bir rotasyon hareketi yapmak için daha çok zaman gerektiğini gösterir. Böylelikle meydana gelen bir çatlağın açılıp kapanma sayısı resiprokasyon hareketinde sürekli rotasyon hareketine göre daha fazla olur. One Shape'in hem resiprokal hem de sürekli rotasyon hareketi ile çalıştırılması ile yapılan karşılaştırmada da OS resiprokasyon hareketiyle daha yüksek döngüsel dayanım göstermiştir (Karataş ve ark., 2016).

Döngüsel yorgunluğa dayanım sadece resiprokasyon hareketi ile sürekli rotasyon hareketi arasında değil, resiprokasyon hareketinin farklı açısız hareketlerinde de değişiklik göstermektedir (150° CW–30° CCW, 210° CW–30° CCW ve 360° CW–30° CCW) (Karataş ve ark., 2016).

ekilmiş dişlerde yapılan bir çalışmada eğelerin dönüş hızının artmasıyla eğelerde meydana gelen kırılmaların arttığı sonucu rapor edilmiştir (Khurana ve Khurana, 2013). Ayrıca artan dönüş hızıyla birlikte eğenin kesme etkinliğinin de arttığı bir başka çalışmada ortaya konmuştur (O. Peters ve ark., 2014). Ancak yapay metal kanallarda yapılan çalışmada döngüsel yorgunluk ile dönüş hızı arasında bir ilişki bulunamamıştır (Pruett ve ark., 1997). Biz de çalışmamızda daha önceki yayınlarda olduğu gibi üretici firmalar tarafından önerilen farklı hız değerlerinde eğenin kırılması için gerekli dönüş sayısını hesaplayarak çalışmamızı

gerçekleştirdik (Plotino ve ark., 2014). Farklı çalışmalar kırma için gerekli dönüş sayısını hesaplamak yerine kırılmaya kadar geçen zamanı hesaplamışlardır (Grande ve ark., 2006). Klinik çalışmalar için bu metot daha uygun olabilir ancak dönüş zamanı tur sayısı cinsinden değerlendirmek dönüş hızına bağlı kalmadan ölçümü olanaklı kılmaktadır (Larsen ve ark., 2009).

SEM analizleri meydana gelen kırık yüzeyinin çeşitli büyütmelelerde fotografik görüntülerini ortaya çıkarmaktadır. Döngüsel yorgunluğa bağlı kırıklar kırık yüzeyi boyunca görülen çukurcuklar ve mikro boşluklar ile karakterizedir (Parashos ve Messer, 2006). Çalışmamızda SEM görüntülerinde tüm yüzeyin büyük bölümünde yer alan çukurcuklar ve mikro boşlukların varlığı kırıkların döngüsel yorgunluğa bağlı olduğunu ortaya çıkarmaktadır.



## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Klinik şartları taklit eden özel tasarım statik bir test düzeneği üzerinde dört farklı NiTi tek ege döner alet sisteminin döngüsel yorgunluk dayanımının karşılaştırıldığı çalışmamızdan elde edilen bulgular ışığında elde edilen sonuçlar şu şekildedir:

1- Gerçekleştirdiğimiz çalışmada, kurvatür yarıçapı 5 mm ve kurvatür açısı 60° olan kanallarda tüm NiTi ege gruplarında döngüsel yorgunluğa bağlı olarak farklı oranlarda kırılma gözlemlenmiştir.

2- Eğeler karşılaştırıldığında döngüsel yorgunluğa karşı en dayanıklı ege elektroerozyon teknolojisiyle üretilen HyFlex EDM bulunmuş ve diğer gruplarla arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmüştür.

3- Çalışmada yapay paslanmaz çelik kanallarda kırılıncaya kadar gerçekleşen ortalama tur sayısı en az olan geleneksel NiTi alaşımından üretilen ve sürekli rotasyonel hareketle çalışan One Shape egesi olmuştur.

4- SEM incelemesinde kırık yüzeylerde geniş yayılım gösteren çukurcuk ve mikro boşlukların varlığı tespit edildi. Bu bulgu ışığında eğelerin döngüsel yorgunluk nedeniyle kırılmaya uğradığı teyit edilmiştir.

5- Endodontide kullanılan NiTi döner alet sistemlerinin gelişim süreci incelendiğinde endodonti pratiğinde umut vaat eden gelişmeler söz konusudur. İleri düzeyde araştırmalar ve teknolojik gelişmeler NiTi döner alet sistemlerinin üretim teknolojisinde ve ege tasarımlarında birçok gelişmeye aracı olmuştur.

NiTi döner alet sistemlerdeki eğelerin çapraz kesit alanı, bıçak şekli, kesim yüzeyleri ve açıları gibi geometrik özelliklerini içeren tasarım farklılıkları ve üretim aşamasındaki farklılıkların, egeenin esneklik, dayanıklılık ve eğri kanallarda kullanıma bağlı olarak görülen metal yorgunluğuna karşı direnci gibi mekanik özellikleri üzerindeki etkilerinin ileri düzeyde çalışmalarla araştırılması gerektiğini düşünmekteyiz. Endodontik eğelerin geometrik özelliklerinin, egeenin dayanıklılığı ve kullanım ömrü açısından bir fark oluşturup oluşturmadığı incelenmelidir. Bunun yanı sıra, üretim şeklinin ne derece önemli olduğu ve ne gibi pozitif özellikler sağladığı araştırılmalıdır.

## 7. KAYNAKLAR

- Al-Hadlaq S. M., AlJarbou F. A. ve AlThumairy R. I. (2010). Evaluation of cyclic flexural fatigue of M-wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*, 36 (2), 305-307.
- Alaçam T. (2000). Kök Kanallarının İrrigasyonu, Endodonti. *Fakülteler Kitabevi Ankara. s*, 289-312.
- Alaçam T. (2012). Endodonti. S: 359.
- Alapati S. B., Brantley W. A., Svec T. A., Powers J. M., Nusstein J. M. ve Daehn G. S. (2005). SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use. *Journal of endodontics*, 31 (1), 40-43.
- Alfoqom Alazemi M., Bryant S. ve Dummer P. (2015). Deformation of HyFlex CM instruments and their shape recovery following heat sterilization. *International endodontic journal*, 48 (6), 593-601.
- Anderson M. E., Price J. W. ve Parashos P. (2007). Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*, 33 (10), 1212-1216.
- Arens F. C., Hoen M. M., Steiman H. R. ve Dietz G. C. (2003). Evaluation of single-use rotary nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics*, 29 (10), 664-666.
- Arias A., Perez-Higueras J. J. ve Macorra J. (2014). Influence of clinical usage of GT and GTX files on cyclic fatigue resistance. *International endodontic journal*, 47 (3), 257-263.
- Aydin C., Inan U. ve Tunca Y. M. (2010). Comparison of cyclic fatigue resistance of used and new RaCe instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 109 (3), e131-e134.
- Bahia M. G. A. ve 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. ve de Araújo M. C. P. (2007). Influence of previous angular deformation on flexural fatigue resistance of K3 nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*, 33 (12), 1477-1480.
- Barbosa F. O. G., Gomes J. A. d. C. P. ve de Araújo M. C. P. (2008). Influence of electrochemical polishing on the mechanical properties of K3 nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*, 34 (12), 1533-1536.
- Bergenholtz G. ve Reit C. (2013). Textbook of endodontology: John Wiley & Sons.
- Berutti E., Chiandussi G., Gaviglio I. ve Ibba A. (2003). Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments: ProTaper versus ProFile. *Journal of endodontics*, 29 (1), 15-19.
- Bhagabati N., Yadav S. ve Talwar S. (2012). An in vitro cyclic fatigue analysis of different endodontic nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*, 38 (4), 515-518.
- Boessler C., Peters O. A. ve Zehnder M. (2007). Impact of lubricant parameters on rotary instrument torque and force. *Journal of endodontics*, 33 (3), 280-283.
- Buehler W. J. ve Wang F. E. (1968). A summary of recent research on the Nitinol alloys and their potential application in ocean engineering. *Ocean Engineering*, 1 (1), 105IN7109-7108IN10120.
- Bui T. B., Mitchell J. C. ve Baumgartner J. C. (2008). Effect of electropolishing ProFile nickel-titanium rotary instruments on cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and cutting efficiency. *Journal of endodontics*, 34 (2), 190-193.
- Bürklein S., Benten S. ve Schäfer E. (2013). Shaping ability of different single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth. *International endodontic journal*, 46 (6), 590-597.
- Camps J. ve Pertol W. (1994). Relationship between file size and stiffness of stainless steel instruments. *Dental Traumatology*, 10 (6), 260-263.

Camps J. ve Pertot W. (1995). Torsional and stiffness properties of nickel–titanium K files. *International endodontic journal*, 28 (5), 239-243.

Capar I. D., Ertas H. ve Arslan H. (2015). Comparison of cyclic fatigue resistance of novel nickel-titanium rotary instruments. *Australian Endodontic Journal*, 41 (1), 24-28.

Carrotte P. (2004a). Endodontics: Part 1 The modern concept of root canal treatment. *British dental journal*, 197 (4), 181-183.

Carrotte P. (2004b). Endodontics: Part 7 Preparing the root canal. *British dental journal*, 197 (10), 603-613.

Casper R. B., Roberts H. W., Roberts M. D., Himel V. T. ve Bergeron B. E. (2011). Comparison of autoclaving effects on torsional deformation and fracture resistance of three innovative endodontic file systems. *Journal of endodontics*, 37 (11), 1572-1575.

Castelló-Escrivá R., Alegre-Domingo T., Faus-Matoses V., Román-Richon S. ve Faus-Llácer V. J. (2012). In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of ProTaper, WaveOne, and Twisted Files. *Journal of endodontics*, 38 (11), 1521-1524.

Cheung G. (2006). PhD Thesis: Low-cycle fatigue of nickel-titanium rotary root-canal instruments.

Cheung G. ve Darvell B. (2007a). Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 1: strain–life relationship. *International endodontic journal*, 40 (8), 612-618.

Cheung G. ve Darvell B. (2007b). Low-cycle fatigue of Ni-Ti rotary instrument'.

Cheung G., Peng B., Bian Z., Shen Y. ve Darvell B. (2005). Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *International endodontic journal*, 38 (11), 802-809.

Cheung G. S. (2007). Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endodontic topics*, 16 (1), 1-26.

Cheung G. S., Shen Y. ve Darvell B. W. (2007). Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of a nickel–titanium rotary instrument in hypochlorite? *Journal of endodontics*, 33 (10), 1217-1221.

Cohen K. H. S. (2011). Pathways of the Pulp (10. bs.). S: 231.

Dagna A., Poggio C., Beltrami R., Colombo M., Chiesa M. ve Bianchi S. (2014). Cyclic fatigue resistance of One Shape, Reciproc, and WaveOne: An in vitro comparative study. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 17 (3), 250.

Dagna A., Renata Arciola C., Visai L., Selan L., Colombo M., Bianchi S. ve ark. (2012). Antibacterial efficacy of conventional and single-use Ni-Ti endodontic instruments: an in vitro microbiological evaluation. *International Journal of Artificial Organs*, 35 (10), 826.

Daneshmand S., Kahrizi E. F., Abedi E. ve Abdolhosseini M. M. (2013). Influence of machining parameters on electro discharge machining of NiTi shape memory alloys. *Int. J. Electrochem. Sci*, 8 (3), 3095-3104.

de Melo M. C. C., de Azevedo Bahia M. G. ve Buono V. T. L. (2002). Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*, 28 (11), 765-769.

Diemer F. ve Calas P. (2004). Effect of pitch length on the behavior of rotary triple helix root canal instruments. *Journal of endodontics*, 30 (10), 716-718.

Dietz D. B., Di Fiore P. M., Bahcall J. K. ve Lautenschlager E. P. (2000). Effect of rotational speed on the breakage of nickel-titanium rotary files. *Journal of endodontics*, 26 (2), 68-71.

Duerig T. W., Melton K. ve Stöckel D. (2013). Engineering aspects of shape memory alloys: Butterworth-Heinemann.

Eggert C., Peters O. ve Barbakow F. (1999). Wear of nickel-titanium Lightspeed instruments evaluated by scanning electron microscopy. *Journal of endodontics*, 25 (7), 494-497.

Elnaghy A. (2014). Cyclic fatigue resistance of ProTaper Next nickel-titanium rotary files. *International endodontic journal*, 47 (11), 1034-1039.

Elnaghy A. ve Elsaka S. (2017). Cyclic fatigue resistance of XP-endo Shaper compared with different nickel-titanium alloy instruments. *Clinical oral investigations*, 1-5.

Fife D., Gambarini G. ve 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.

Fishelberg G. ve Pawluk J. W. (2004). Nickel-titanium rotary-file canal preparation and intracanal file separation. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 25 (1), 17-18, 20-12, 24; quiz 25, 47.

Gambarini G. (2000). Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation. *Dental Traumatology*, 16 (3), 95-100.

Gambarini G. (2001). Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *International endodontic journal*, 34 (5), 386-389.

Gambarini G., Grande N. M., Plotino G., Somma F., Garala M., De Luca M. ve ark. (2008). Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *Journal of endodontics*, 34 (8), 1003-1005.

Gambarini G., Plotino G., Grande N., Al-Sudani D., De Luca M. ve Testarelli L. (2011). Mechanical properties of nickel–titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique. *International endodontic journal*, 44 (4), 337-341.

Gao Y., Shotton V., Wilkinson K., Phillips G. ve Johnson W. B. (2010). Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of ProFile Vortex rotary instruments. *Journal of endodontics*, 36 (7), 1205-1209.

Grande N., Plotino G., Pecci R., Bedini R., Malagnino V. ve 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.

Guilford W. L., Lemons J. E. ve Eleazer P. D. (2005). A comparison of torque required to fracture rotary files with tips bound in simulated curved canal. *Journal of endodontics*, 31 (6), 468-470.

Gutmann J. L. ve Lovdahl P. E. (2011). Problem solving in endodontics: prevention, identification, and management: Elsevier Brasil.

Günday M., Sazak H. ve Garip Y. (2005). A comparative study of three different root canal curvature measurement techniques and measuring the canal access angle in curved canals. *Journal of endodontics*, 31 (11), 796-798.

Gündoğar M. ve Özyürek T. (2017). Cyclic Fatigue Resistance of One Shape, HyFlex EDM, WaveOne Gold, and Reciproc Blue Nickel-titanium Instruments. *Journal of endodontics*.

Haapasalo M. ve Shen Y. (2013). Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. *Endodontic topics*, 29 (1), 3-17.

Haikel, Serfaty R., Bateman G., Senger B. ve Allemann C. (1999). Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*, 25 (6), 434-440.

Haikel Y., Gasser P. ve Allemann C. (1991). Dynamic fracture of hybrid endodontic hand instruments compared with traditional files. *Journal of endodontics*, 17 (5), 217-220.

Haikel Y., Serfaty R., Bateman G., Senger B. ve Allemann C. (1999). Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*, 25 (6), 434-440.

Haikel Y., Serfaty R., Bateman G., Senger B. ve Allemann C. (1999). Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*, 25 (6), 434-440.

Hankins P. J. ve ElDeeb M. E. (1996). An evaluation of the canal master, balanced-force, and step-back techniques. *Journal of endodontics*, 22 (3), 123-130.

Hashem A. A. R., Ghoneim A. G., Lutfy R. A., Foda M. Y. ve Omar G. A. F. (2012). Geometric analysis of root canals prepared by four rotary NiTi shaping systems. *Journal of endodontics*, 38 (7), 996-1000.

Hieawy A., Haapasalo M., Zhou H., Wang Z.-j. ve Shen Y. (2015). Phase transformation behavior and resistance to bending and cyclic fatigue of ProTaper Gold and ProTaper Universal instruments. *Journal of endodontics*, 41 (7), 1134-1138.

Hilt B. R., Cunningham C. J., Shen C. ve Richards N. (2000). Torsional properties of stainless-steel and nickel-titanium files after multiple autoclave sterilizations. *Journal of endodontics*, 26 (2), 76-80.

Hülsmann M., Peters O. A. ve Dummer P. M. (2005). Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic topics*, 10 (1), 30-76.

Hülsmann M., Schade M. ve Schäfers F. (2001). A comparative study of root canal preparation with HERO 642 and Quantec SC rotary Ni–Ti instruments. *International endodontic journal*, 34 (7), 538-546.

HyFlex CM brochure. Coltene/Whaledent GmbH +Co.KG; 2015. Langenau, Germany. Erişim: [http://hyflexcm.com/DevDownloads/HyFlexCM\\_brochure.pdf](http://hyflexcm.com/DevDownloads/HyFlexCM_brochure.pdf) .

- Inan U., Aydin C. ve Demirkaya K. (2011). Cyclic fatigue resistance of new and used Mtwo rotary nickel-titanium instruments in two different radii of curvature. *Australian Endodontic Journal*, 37 (3), 105-108.
- Inan U., Aydin C. ve Tunca Y. M. (2007). Cyclic fatigue of ProTaper rotary nickel-titanium instruments in artificial canals with 2 different radii of curvature. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 104 (6), 837-840.
- Inan U. ve Gonulol N. (2009). Deformation and fracture of Mtwo rotary nickel-titanium instruments after clinical use. *Journal of endodontics*, 35 (10), 1396-1399.
- Ingle J. I. (2008). Ingle's endodontics 6: PMPH-USA.
- Jameson E. C. (2001). Electrical discharge machining: Society of Manufacturing Engineers.
- Johnson E., Lloyd A., Kuttler S. ve Namerow K. (2008). Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/. 04 rotary instruments. *Journal of endodontics*, 34 (11), 1406-1409.
- Takehashi S., Stanley H. ve Fitzgerald R. (1965). The effects of surgical exposures of dental pulps in germ-free and conventional laboratory rats. *Oral surgery, Oral medicine, Oral pathology*, 20 (3), 340-349.
- Karataş E., Arslan H., Bükler M., Seçkin F. ve Çapar I. (2016). Effect of movement kinematics on the cyclic fatigue resistance of nickel-titanium instruments. *International endodontic journal*, 49 (4), 361-364.
- Kaval M. E., Capar I. D., Ertas H. ve Sen B. H. (2017). Comparative evaluation of cyclic fatigue resistance of four different nickel-titanium rotary files with different cross-sectional designs and alloy properties. *Clinical oral investigations*, 21 (5), 1527-1530.
- Khurana P. ve Khurana K. K. (2013). Effect of curvature angle and rotational speed on fracture of various Ni-Ti rotary files used in extracted molars. *Journal of Restorative Dentistry*, 1 (2), 49.
- Kim H.-C., Cheung G. S.-P., Lee C.-J., Kim B.-M., Park J.-K. ve Kang S.-I. (2008). Comparison of forces generated during root canal shaping and residual stresses of three nickel-titanium rotary files by using a three-dimensional finite-element analysis. *Journal of endodontics*, 34 (6), 743-747.
- Kitchens G. G., Liewehr F. R. ve Moon P. C. (2007). The effect of operational speed on the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*, 33 (1), 52-54.
- Kramkowski T. R. ve 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 endodontics*, 35 (3), 404-407.
- Krupp J. D., Brantley W. A. ve Gerstein H. (1984). An investigation of the torsional and bending properties of seven brands of endodontic files. *Journal of endodontics*, 10 (8), 372-380.
- Kuhn G., Tavernier B. ve Jordan L. (2001). Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *Journal of endodontics*, 27 (8), 516-520.
- Kyomen S. M., Caputo A. A. ve White S. N. (1994). Critical analysis of the balanced force technique in endodontics. *Journal of endodontics*, 20 (7), 332-337.
- Larsen C. M., Watanabe I., Glickman G. N. ve He J. (2009). Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*, 35 (3), 401-403.
- Li U.-M., Lee B.-S., Shih C.-T., Lan W.-H. ve Lin C.-P. (2002). Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *Journal of endodontics*, 28 (6), 448-451.
- Lopes H. P., Elias C. N., Vieira M. V., Siqueira J. F., Mangelli M., Lopes W. S. ve ark. (2013). Fatigue life of Reciproc and Mtwo instruments subjected to static and dynamic tests. *Journal of endodontics*, 39 (5), 693-696.
- Lopes H. P., Elias C. N., Vieira V. T., Moreira E. J., Marques R. V., de Oliveira J. C. M. ve ark. (2010). Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of BioRace nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*, 36 (10), 1653-1657.

Lopes H. P., Ferreira A. A., Elias C. N., Moreira E. J., de Oliveira J. C. M. ve Siqueira J. F. (2009). Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*, 35 (7), 1013-1016.

Lopes H. P., Moreira E. J. L., Elias C. N., de Almeida R. A. ve Neves M. S. (2007). Cyclic fatigue of ProTaper instruments. *Journal of endodontics*, 33 (1), 55-57.

Low D., Ho A. W., Cheung G. S. ve Darvell B. W. (2006). Mathematical modeling of flexural behavior of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*, 32 (6), 545-548.

Luebke N. H., Brantley W. A., Sabri Z. I., Luebke F. L. ve Lausten L. L. (1995). Physical dimensions, torsional performance, bending properties, and metallurgical characteristics of rotary endodontic instruments: VI. Canal master drills. *Journal of endodontics*, 21 (5), 259-263.

Machtou P. ve Reit C. (2009). Non-surgical retreatment. *Bergenholtz G, Hørsted-Bindslev P, Reit C. Textbook of endodontology*.

Marending M., Lutz F. ve 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. ve ark. (2003). Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *International endodontic journal*, 36 (4), 262-266.

Materials C. o. D. ve Devices. (1976). New American Dental Association Specification No. 28 for endodontic files and reamers. *The Journal of the American Dental Association*, 93 (4), 813-817.

McSpadden J. (2007). Mastering endodontic instrumentation. *Chattanooga, TN: Cloudland Institute*, 51-52.

Metzger Z., Teperovich E., Cohen R., Zary R., Paqué F. ve Hülsmann M. (2010). The self-adjusting file (SAF). Part 3: removal of debris and smear layer—a scanning electron microscope study. *Journal of endodontics*, 36 (4), 697-702.

Metzger Z., Teperovich E., Zary R., Cohen R. ve Hof R. (2010). The self-adjusting file (SAF). Part 1: respecting the root canal anatomy—a new concept of endodontic files and its implementation. *Journal of endodontics*, 36 (4), 679-690.

Mounce R. (2004). Rotary nickel titanium instrumentation. A literature review. *Dent Today*, 23 (2), 119-120, 124-116, 128; quiz 129.

Neelakantan P., Reddy P. ve Gutmann J. L. (2016). Cyclic fatigue of two different single files with varying kinematics in a simulated double-curved canal. *Journal of investigative and clinical dentistry*, 7 (3), 272-277.

Nguyen H. H., Fong H., Paranjpe A., Flake N. M., Johnson J. D. ve Peters O. A. (2014). Evaluation of the resistance to cyclic fatigue among ProTaper Next, ProTaper Universal, and Vortex Blue rotary instruments. *Journal of endodontics*, 40 (8), 1190-1193.

Otsuka K. ve Ren X. (2005). Physical metallurgy of Ti–Ni-based shape memory alloys. *Progress in materials science*, 50 (5), 511-678.

Parashos P., Gordon I. ve Messer H. H. (2004). Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *Journal of endodontics*, 30 (10), 722-725.

Parashos P. ve Messer H. H. (2006). Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *Journal of endodontics*, 32 (11), 1031-1043.

Pedullà E., Savio F. L., Boninelli S., Plotino G., Grande N. M., La Rosa G. ve ark. (2016). Torsional and cyclic fatigue resistance of a new nickel-titanium instrument manufactured by electrical discharge machining. *Journal of endodontics*, 42 (1), 156-159.

Peters O. ve Barbakow F. (2002). Dynamic torque and apical forces of ProFile. 04 rotary instruments during preparation of curved canals. *International endodontic journal*, 35 (4), 379-389.

Peters O., Barbakow F. ve Peters C. (2004). An analysis of endodontic treatment with three nickel-titanium rotary root canal preparation techniques. *International endodontic journal*, 37 (12), 849-859.

Peters O., Gluskin A., Weiss R. ve Han J. (2012). An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel–titanium rotary instruments. *International endodontic journal*, 45 (11), 1027-1034.



Peters O., Morgental R., Schulze K., Paqué F., Kopper P. ve Vier-Pelisser F. (2014). Determining cutting efficiency of nickel-titanium coronal flaring instruments used in lateral action. *International endodontic journal*, 47 (6), 505-513.

Peters O. A., de Azevedo Bahia M. G. ve Pereira E. S. J. (2017). Contemporary Root Canal Preparation. *Dental Clinics*, 61 (1), 37-58.

Peters O. A. ve Paqué F. (2010). Current developments in rotary root canal instrument technology and clinical use: A review. *Quintessence International*, 41 (6).

Peters O. A. ve Peters C. I. (2006). Cleaning and shaping of the root canal system. *Pathways of the Pulp*, 9, 290-357.

Peters O. A., Roehlike J. O. ve Baumann M. A. (2007). Effect of immersion in sodium hypochlorite on torque and fatigue resistance of nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics*, 33 (5), 589-593.

Pirani C., Iacono F., Generali L., Sassatelli P., Nucci C., Lusvarghi L. ve ark. (2015). HyFlex EDM: superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments. *International endodontic journal*.

Pirani C., Iacono F., Generali L., Sassatelli P., Nucci C., Lusvarghi L. ve ark. (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., Cordaro M., Testarelli L. ve Gambarini G. (2009). A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*, 35 (11), 1469-1476.

Plotino G., Grande N. M., Sorci E., Malagnino V. ve 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., Testarelli L., Al-Sudani D., Pongione G., Grande N. M. ve Gambarini G. (2014). Fatigue resistance of rotary instruments manufactured using different nickel-titanium alloys: a comparative study. *Odontology*, 102 (1), 31-35.

Pruett J. P., Clement D. J. ve Carnes D. L. (1997). Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*, 23 (2), 77-85.

Rapisarda E., Bonaccorsob A., Tripib T. R., Fragalk I. ve Condorellid G. G. (2000). The effect of surface treatments of nickel-titanium files on wear and cutting efficiency. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 89 (3), 363-368.

Ray J. J., Kirkpatrick T. C. ve Rutledge R. E. (2007). Cyclic fatigue of EndoSequence and K3 rotary files in a dynamic model. *Journal of endodontics*, 33 (12), 1469-1472.

Rodrigues R. C., Lopes H. P., Elias C. N., Amaral G., Vieira V. T. ve De Martin A. S. (2011). Influence of different manufacturing methods on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*, 37 (11), 1553-1557.

Ruddle C. J. (2002). Cleaning and shaping the root canal system. *Pathways of the Pulp*.

Saber S., Nagy M. ve Schäfer E. (2015). Comparative evaluation of the shaping ability of ProTaper Next, iRaCe and Hyflex CM rotary NiTi files in severely curved root canals. *International endodontic journal*, 48 (2), 131-136.

Sattapan B., Nervo G. J., Palamara J. E. ve Messer H. H. (2000). Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *Journal of endodontics*, 26 (3), 161-165.

Sattapan B., Palamara J. E. ve Messer H. H. (2000). Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *Journal of endodontics*, 26 (3), 156-160.

Schäfer E. (1997). Root canal instruments for manual use: a review. *Dental Traumatology*, 13 (2), 51-64.

Schäfer E. (2002). Effect of physical vapor deposition on cutting efficiency of nickel-titanium files. *Journal of endodontics*, 28 (12), 800-802.

Schäfer E. ve Oitzinger M. (2008). Cutting efficiency of five different types of rotary nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics*, 34 (2), 198-200.

Schneider S. W. (1971). A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral surgery, Oral medicine, Oral pathology*, 32 (2), 271-275.

Schrader C. ve Peters O. A. (2005). Analysis of torque and force with differently tapered rotary endodontic instruments in vitro. *Journal of endodontics*, 31 (2), 120-123.

Serene T. P., Adams J. D. ve Saxena A. (1995). Nickel-titanium instruments: applications in endodontics: Ishiyaku EuroAmerica.

Shen Y., Cheung G. S.-p., Bian Z. ve Peng B. (2006). Comparison of defects in ProFile and ProTaper systems after clinical use. *Journal of endodontics*, 32 (1), 61-65.

Shen Y., Qian W., Abtin H., Gao Y. ve Haapasalo M. (2012). Effect of environment on fatigue failure of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*, 38 (3), 376-380.

Spanaki-Voreadi A., Kerezoudis N. ve Zinelis S. (2006). Failure mechanism of ProTaper Ni-Ti rotary instruments during clinical use: fractographic analysis. *International endodontic journal*, 39 (3), 171-178.

Standardization ISO3630-1 I. O. f. (2008). Root-canal instruments –Part 1: General requirements and test methods.

Thompson S. (2000). An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *International endodontic journal*, 33 (4), 297-310.

Tobushi H., Nakahara T., Shimeno Y. ve Hashimoto T. (2000). Low-cycle fatigue of TiNi shape memory alloy and formulation of fatigue life. *Journal of Engineering Materials and Technology*, 122 (2), 186-191.

Topçuoğlu H., Düzgün S., Aktı A. ve Topçuoğlu G. (2016). In Vitro Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of ProTaper Next, HyFlex CM, OneShape, and ProTaper Universal Instruments in a Canal with a Double Curvature. *Journal of Endodontics*, 42(6), 969-71

Topçuoğlu H., Düzgün S., Aktı A. ve Topçuoğlu G. (2017). Laboratory comparison of cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold, Reciproc and WaveOne files in canals with a double curvature. *International endodontic journal*, 50 (7), 713-717.

Tripi T. R., Bonaccorso A. ve 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-e114.

Turpin Y., Chagneau F. ve Vulcain J. (2000). Impact of two theoretical cross-sections on torsional and bending stresses of nickel-titanium root canal instrument models. *Journal of endodontics*, 26 (7), 414-417.

Uei-Ming L., Chow-Shing S., Wan-Hong L. ve Chun-Pin L. (2006). Application of nondestructive testing in cyclic fatigue evaluation of endodontic Ni-Ti rotary instruments. *Dental materials journal*, 25 (2), 247-252.

Ullmann C. J. ve Peters O. A. (2005). Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*, 31 (3), 183-186.

Viana A., Gonzalez B., Buono V. ve Bahia M. (2006). Influence of sterilization on mechanical properties and fatigue resistance of nickel–titanium rotary endodontic instruments. *International endodontic journal*, 39 (9), 709-715.

Walia H., Brantley W. A. ve Gerstein H. (1988). An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *Journal of endodontics*, 14 (7), 346-351.

Walsch H. (2004). The hybrid concept of nickel–titanium rotary instrumentation. *Dental Clinics*, 48 (1), 183-202.

Waplinton M. ve McRobert A. (2014). Shaping the root canal system. *British dental journal*, 216 (6), 293-297.

Webber J. (2015). Shaping canals with confidence: WaveOne GOLD single-file reciprocating system. *Roots*, 1, 34-40.

Webber J., Moser J. ve Heuer M. (1980). A method to determine the cutting efficiency of root canal instruments in linear motion. *Journal of endodontics*, 6 (11), 829-834.

Wei X., Ling J., Jiang J., Huang X. ve Liu L. (2007). Modes of failure of ProTaper nickel–titanium rotary instruments after clinical use. *Journal of endodontics*, 33 (3), 276-279.

Weine F. (1982). Initiating endodontic therapy in posterior teeth. Part II. Maxillary molars. *The Compendium of continuing education in dentistry*, 3 (6), 455.

- Wolcott J. ve Himel V. T. (1997). Torsional properties of nickel-titanium versus stainless steel endodontic files. *Journal of endodontics*, 23 (4), 217-220.
- Wolcott S., Wolcott J., Ishley D., Kennedy W., Johnson S., Minnich S. ve ark. (2006). Separation incidence of protaper rotary instruments: a large cohort clinical evaluation. *Journal of endodontics*, 32 (12), 1139-1141.
- Yao J. H., Schwartz S. A. ve Beeson T. J. (2006). Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *Journal of endodontics*, 32 (1), 55-57.
- Yared G. (2008). Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *International endodontic journal*, 41 (4), 339-344.
- Yared G., Dagher F. ve Machtou P. (1999). Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. *International endodontic journal*, 32 (2), 115-119.
- Yared G., Dagher F. ve Machtou P. (2000). Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use. *International endodontic journal*, 33 (3), 204-207.
- Yared G., Kulkarni G. ve Ghossayn F. (2003). An in vitro study of the torsional properties of new and used K3 instruments. *International endodontic journal*, 36 (11), 764-769.
- Yılmaz K. ve Özyürek T. (2017). Cyclic fatigue life of Tango-Endo, WaveOne GOLD, and Reciproc NiTi instruments. *Restorative dentistry & endodontics*, 42 (2), 134-139.
- You S.-Y., Bae K.-S., Baek S.-H., Kum K.-Y., Shon W.-J. ve Lee W. (2010). Lifespan of one nickel-titanium rotary file with reciprocating motion in curved root canals. *Journal of endodontics*, 36 (12), 1991-1994.
- Zamany A., Safavi K. ve Spångberg L. S. (2003). The effect of chlorhexidine as an endodontic disinfectant. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 96 (5), 578-581.
- Zelada G., Varela P., Martín B., Bahillo J. G., Magán F. ve Ahn S. (2002). The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments. *Journal of endodontics*, 28 (7), 540-542.

## 8. ÖZGEÇMİŞ

**Adı Soyadı** : MEHMET ÇITAK  
**Doğum Yeri** : GAZİANTEP  
**Doğum Tarihi** : 13.08.1985  
**Yabancı Dili** : İNGİLİZCE  
**E-posta** : [mehmetcitak20@gmail.com](mailto:mehmetcitak20@gmail.com)  
**İletişim Bilgileri** : 5050447756

### Öğrenim Durumu :

Derece	Bölüm/ Program	Üniversite	Yıl
Lisans	DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ	ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ	2004- 2013

### İş Deneyimi:

Görev	Görev Yeri	Yıl
DİŞ HEKİMİ	ÖZEL BUHARA HASTANESİ/ERZURUM	2013- 2014
DİŞ HEKİMİ	KARLIOVA DEVLET HASTANESİ/BİNGÖL	2014- 2014
ARAŞTIRMA GÖREVLİSİ	ORDU ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ ENDODONTİ ANABİLİM DALI	2014-

### Yayınlar :

1. Cıtak M., Cakici EB., Benkli YA., Cakici F., Bektas B., Buyuk SK. Dental anomalies in an orthodontic patient population with maxillary lateral incisor agenesis. *Dental Press J Orthod.* 2016 Nov-Dec,21(6),98-102.

2. Citak M., Özyürek T. Effect of different nickel-titanium rotary files on dentinal crack formation during retreatment procedure. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2017 Spring;11(2)

