



T.C.  
SIVAS CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

FARKLI NİKEL-TİTANYUM ALETLERİN CAD/CAM  
KULLANILARAK SERAMİK BLOK ÜZERİNDE SİMÜLE  
EDİLMİŞ FARKLI KÖK KANAL EĞRİLİKLERİNDE  
DÖNGÜSEL YORULMA DİRENÇLERİNİN  
KARŞILAŞTIRILMASI

Dt. Tuğçenur YILDIZ  
UZMANLIK TEZİ

SIVAS  
2022





T.C.  
SIVAS CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

FARKLI NİKEL-TİTANYUM ALETLERİN CAD/CAM  
KULLANILARAK SERAMİK BLOK ÜZERİNDE SİMÜLE  
EDİLMİŞ FARKLI KÖK KANAL EĞRİLİKLERİNDE  
DÖNGÜSEL YORULMA DİRENÇLERİNİN  
KARŞILAŞTIRILMASI

Dt. Tuğçenur YILDIZ  
UZMANLIK TEZİ

Doç. Dr. Recai ZAN  
DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ

SIVAS  
2022

**ONAY SAYFASI**



## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince kıymetli bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, klinik ve teorik tecrübelerinden faydalandığım, daha geniş bir vizyona sahip olmamı sağlayan ve teşvik eden, tez sürecim boyunca sabrını ve desteğini her zaman hissettiğim, hekim olmanın önce insan olmakla mümkün olabileceğini öğreten ve gösteren, öğrencisi olmaktan son derece gurur duyduğum kıymetli danışman hocam Sayın Doç. Dr. Recai ZAN'a,

Uzmanlık eğitimim süresince değerli bilimsel ve mesleki tecrübelerinden yararlandığım, tez sürecim boyunca fikir ve önerileri ile bana destek olan, hoşgörü ve anlayışını her daim hissettiğim, yaşadığım sıkıntılarda hiç çekinmeden kapısını çalabildiğim, sevgisini ve sabrını hiçbir zaman esirgemeyen sevgili hocam Sayın Doç. Dr. Demet ALTUNBAŞ'a,

Bilgi ve tecrübesiyle uzmanlık eğitimim süresince, her konuda rahatlıkla danışabildiğim, desteğini ve sevecenliğini her zaman hissettiğim, bizlere huzurlu bir klinik ortamı sağlayan değerli hocam Sayın Prof. Dr. Kerem Engin AKPINAR'a,

Tez çalışmamın Taramalı Elektron Mikroskobu ile yapılan görüntüleme işlemlerinde bilgi ve tecrübeleriyle yardımcı olan Öğr. Gör. Halil İbrahim ÇETİNTAŞ'a,

Bilgi ve tecrübesiyle her konuda yanımda olan, özellikle tezimin pratik sürecinde maddi-manevi hiçbir yardımını esirgemeyen, sıkıntı yaşadığım her konuda ve anımda sabrıyla destek olan kıymetli arkadaşım Arş. Gör. Bedrettin COŞKUN'a,

Tanıdığım ilk andan beri sevgisini, desteğini, sabrını, insanlığını, arkadaşlığını, dostluğunu sakınmadan sunan canım arkadaşım Uzm. Dt. Ömer BİLGİN'e,

Her türlü akademik ve kişisel konularda desteğini fazlasıyla hissettiğim, sabrını ve sevgisini esirgemeyen kıymetli arkadaşım Dr. Öğr. Üyesi Ayşegül GÖZE SAYGIN'a,

Her konuda desteğini, sevgisini, sabrını, içtenliğini cömertçe sunan canım arkadaşım Arş. Gör. Dt. Büşra KOÇ'a,

Aynı yolu paylaştığımız, desteklerini daima hissettiğim, birlikte çalışmaktan ve tanımış olmaktan mutluluk duyduğum ve şu an bölümümüzde olmayan değerli çalışma arkadaşlarıma,

Desteklerini ve yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen, aynı yolu paylaştığımız, birlikte çalışmaktan ve tanımış olmaktan mutluluk duyduğum değerli arkadaşlarım Melike KEREKLİ, Arş. Gör. Nejla DEMİR, Arş. Gör. Beyza TALU, ve Arş. Gör. İbrahim AKDENİZ'e,

Sahip olduğum ve gurur duyduğum en güzel varlıklarım olan kardeşlerim Seda ve Sudem YILDIZ'a,

Tüm hayatım boyunca bugüne gelmemde ve bugünkü ben olmamda en büyük paya sahip olan, koşulsuz ve sonsuz sevgilerini daima hissettiren, her şeyden önce iyi insan olmanın önemini öğreten ve gösteren, evlatları olmaktan hayatta her şeyden daha çok onur ve gurur duyduğum canım babam Yasin YILDIZ ve canım annem Nermin YILDIZ'a,

Tüm kalbimle teşekkür ederim.

Bu tez çalışması, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri (CUBAP) tarafından DİŞ-262 proje numarası ile desteklenmiştir.

## ÖZET

# FARKLI NİKEL-TİTANYUM ALETLERİN CAD/CAM KULLANILARAK SERAMİK BLOK ÜZERİNDE SİMÜLE EDİLMİŞ FARKLI KÖK KANAL EĞRİLİKLERİNDE DÖNGÜSEL YORULMA DİRENÇLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

**Dt. Tuğçenur YILDIZ**

**Endodonti Anabilim Dalı**

**Sivas**

**2022**

Çalışmamızın amacı, yeni nesil nikel-titanyum eğe sistemlerinin kanal içi sıcaklığın simüle edildiği koşullarda tek ve çift kurvatürlü yapay seramik kanallarda döngüsel yorgunluk dirençlerinin karşılaştırılarak değerlendirilmesidir.

Bu çalışma kapsamında, deney grupları TruNatomy (26/.04), WaveOne Gold (25/.07), Reciproc Blue (25/.08), One Curve (25/.04) Ni-Ti eğe sistemleri olmak üzere dört ana gruba (n=20) ve her ana gruptaki eğe sistemi test edilecekleri farklı kök kanal kurvatürüne göre iki alt gruba (n=10) ayrılmıştır.

L tipi (tek kurvatürlü) ve S tipi (çift kurvatürlü) yapay kök kanalları, Solidworks programı yardımıyla hazırlanan yapay kanal çizimlerinin .stl formatına dönüştürülüp CAM sistemiyle freze tezgahında zirkonyum oksit disklere kazıma yapılmasıyla elde edilmiştir. İşlenen bloklar sinterlenerek kullanıma uygun hâle getirilmiştir. Hazırlanan blok, kanal içi sıcaklığı taklit etmek amacıyla distile suyun  $35 \pm 0,1^{\circ}\text{C}$  sabit sıcaklıkta kalmasını sağlayan termokupl aracılı ısıtıcı tabla üzerine konumlandırılmış cam kabın içerisine yerleştirilmiştir. Her bir gruptan 10 adet eğe, kurvatür yarıçapı 5 mm, kurvatür açısı  $60^{\circ}$  olan L tipi yapay kanalda, koronale yakın kurvatürünün yarıçapı 5 mm, kurvatür açısı  $60^{\circ}$  ve apikale yakın kurvatürünün yarıçapı 2 mm, kurvatür açısı  $60^{\circ}$  olan S tipi yapay kanalda test edilmiştir. Tüm eğeler statik bir test modelinde, 60x büyütme sağlayan optik lens takılmış telefon kamerası ile alet kırılana kadar ağır çekimle kaydedilmiştir. Ağır çekim modu kullanılarak takımın kırılmasına kadar geçen süre kesin olarak belirlenmiş ve bu süre içinde gerçekleştirilen tur sayısı KKTS formülü ile hesaplanmıştır. Kırık parçaların uzunlukları dijital kumpas ile ölçülmüştür. Test sırasında kırılan eğelerden her grup için rastgele 3'er tane

eğe, kırık yüzeylerindeki kırılma tipini değerlendirmek amacıyla taramalı elektron mikroskopunda (SEM) incelenmiştir. Kolmogorov Smirnov testine göre gruplar normal dağılım göstermediği için verilerin analizi Kruskal Wallis-H ve Mann Whitney-U testleri uygulanarak yapılmıştır. Çalışmamızın yapılan istatistiksel analiz sonuçlarına göre, aletlerin kırılıncaya kadar attıkları ortalama tur sayıları açısından dört eğe gurubu arasındaki farklar anlamlı bulunmuştur ( $p < 0,05$ ). L tipi kanalda gerçekleştirilen döngüsel yorgunluk testi sonuçlarına göre dirençler yüksekte düşüğe; RecB, OC, TN, WOG şeklinde bulunurken S tipi kanalda OC, TN, RecB, WOG şeklinde bulunmuştur. SEM ile yapılan fraktografik inceleme sonucunda, kırık aletlerin büyük bir kısmında döngüsel yorulmaya bağlı olarak geliştii düşünilen mikro boşluk ve çukur görünümü ile karakterize sünek yapının var olduğu görülmüştür.

Bu çalışmanın sonuçlarına göre, Ni-Ti eğe sistemlerinin metalürjik, tasarım ve kinematik özellikleri ile hazırlanan yapay kanalların eğrilik şekli, yarıçapları, açıları ve ortam sıcaklığı gibi faktörlerin, sistemin döngüsel yorulma direncini etkilediği düşünülmektedir.

**Anahtar Kelimeler:** Döngüsel yorgunluk, CAD/CAM, Ni-Ti eğe, seramik blok

**ABSTRACT****COMPARISON OF CYCLIC FATIGUE RESISTANCE OF DIFFERENT  
NICKEL-TITANIUM INSTRUMENTS VARIOUS ROOT CANAL  
CURVATURES SIMULATED ON CERAMIC BLOCK USING CAD/CAM****Dt. Tuğçenur YILDIZ****Department of Endodontics****Sivas****2022**

The aim of present study is comparative evaluation of the cyclic fatigue resistance of the new generation nickel-titanium file systems in single and double curvature artificial ceramic canals in conditions where the intracanal temperature is simulated.

Within the scope of this study, the experimental groups were divided into four main groups (n=20) and the file system in each main group was divided into two subgroups (n=10) according to the different root canal curvature to be tested. L type (single curvature) and S type (double curvature) artificial root canals were obtained by converting the artificial canal drawings prepared with the help of Solidworks program into .stl format and scraping the zirconium oxide discs on the milling machine with the CAM system. The processed blocks were sintered and made suitable for use. The prepared block was placed in a glass container positioned on a thermocouple-mediated heating plate, which keeps the distilled water at a constant temperature of  $35 \pm 0.1^{\circ}\text{C}$  in order to imitate the temperature in the canal. 10 files from each group were tested in the L-type artificial canal with a radius of curvature of 5 mm and an angle of curvature of  $60^{\circ}$ , in an S-type artificial canal with a radius of curvature close to the coronal of 5 mm, a radius of curvature of  $60^{\circ}$ , and a radius of curvature close to the apical curvature of 2 mm and an angle of curvature of  $60^{\circ}$  has been done. All files were recorded in slow motion in a static test model with a 60x magnification optical lens mounted phone camera until the instrument was broken. The time elapsed until the instrument broke was determined precisely by using the slow motion mode, and the number of tours performed during this time was calculated with the cycles to failure (NCF) formula. The lengths of the fractured fragment were measured with a digital

caliper. Three random files for each group, which were broken during the test were examined under scanning electron microscope (SEM) to evaluate the fracture type on the fracture surfaces. According to the Kolmogorov Smirnov test, since the groups did not indicate normal distribution, the analysis of the data was performed by applying Kruskal Wallis-H and Mann Whitney-U tests.

According to the results of the statistical analysis of present study, the differences between the four file groups were found to be significant in terms of the average number of cycles to failure ( $p < 0.05$ ). According to the results of the cyclic fatigue test performed on the L-type canal, the resistances ranged from high to low; RecB, OC, TN, WOG was found while OC, TN, RecB, WOG were found in the S-type canal. As a result of the fractographic examination performed with SEM, it was observed that almost all of the fractured instruments had a ductile structure characterized by microcavity and pit appearance, which is thought to develop due to cyclic fatigue.

According to the results of present study, factors such as metallurgical, design, and kinematic properties of Ni-Ti file systems and also curvature shape, radii, angles and ambient temperature of the prepared artificial canals are thought to affect the cyclic fatigue resistance of the files.

**Key Words:** Cyclic fatigue, CAD/CAM, Ni-Ti file, ceramic block

## İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZET.....	v
ABSTRACT.....	vii
İÇİNDEKİLER .....	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xiii
TABLolar DİZİNİ .....	xv
1. GİRİŞ .....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	2
2.1. Kök Kanal Tedavisi ve Amaçları .....	2
2.2. Kök Kanallarında Preparasyon İşlemi ve Önemi.....	2
2.3. Kök Kanal Preparasyonu Amacıyla Kullanılan Aletler .....	3
2.3.1. Paslanmaz Çelik Eğeler.....	4
2.3.2. Nikel-Titanyum Eğeler.....	6
2.4. Kök Kanal Preparasyonunda Kullanılan Ni-Ti Aletlerin Metalürjisi .....	10
2.4.1. R-Faz Ni-Ti Alaşım lar .....	10
2.4.2. M-Wire Ni-Ti Alaşım lar .....	11
2.4.3. Kontrollü Hafıza (CM Wire) Ni-Ti Alaşım lar .....	12
2.4.4. Kontrollü Hafızalı Blue ve Gold Isıl İşlem Görmüş Ni-Ti Alaşım lar... 13	
2.4.5. Max-Wire Ni-Ti Alaşım lar.....	14
2.5. Kök Kanal Preparasyonunda Kullanılan Ni-Ti Aletlerin Dizayn Özellikleri .14	
2.6. Kök Kanal Preparasyonunda Kullanılan Ni-Ti Aletlerin Kinematikleri..... 17	
2.6.1. Sentrik Rotasyonel Hareket.....	17
2.6.2. Resiprokal Hareket.....	17
2.6.3. Kombine (Rotasyonel+Resiprokal) Hareket .....	18
2.6.4. Eksentrik Rotasyonel Hareket.....	19
2.6.5. Transaksiyel Hareket.....	20
2.7. Çalışmamızda Kullanılan Ni-Ti Ege Sistemleri.....	20
2.7.1. TruNatomy (TN) .....	20
2.7.2. WaveOne Gold (WOG).....	21
2.7.3. Reciproc Blue (RecB) .....	22
2.7.4. One Curve (OC) .....	23
2.8. Kök Kanal Preparasyonu Sırasında Karşılaşılan Komplikasyonlar..... 24	
2.8.1. Transportasyon .....	24
2.8.2. Perforasyon.....	25
2.8.3. Blokaj .....	25
2.8.4. Ni-Ti Eğelerde Meydana Gelen Kırılmalar.....	25
2.9. Döngüsel Yorulma Direncini Tespit Etmek Amacıyla Kullanılan Test Düzenekleri .....	37
3. GEREÇ VE YÖNTEM .....	42
3.1. Yapay Kanalların Solidworks Programı ile Çizilmesi ve .stl Formatına Dönüştürülmesi .....	42
3.2. Yapay Kanalların CAM ile Hazırlanması .....	44
3.3. Çalışmamızda Kullanılan Test Düzeneginin Hazırlanması .....	45
3.4. Çalışmamızda Kullanılan Ege Grupları ve Uygulama İşlemleri.....	46
3.5. Döngüsel Yorgunluk Testleri.....	49

3.6. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi .....	54
3.7. İstatistiksel Analiz.....	55
4. BULGULAR .....	56
5. TARTIŞMA .....	62
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	76
KAYNAKLAR .....	78
ÖZGEÇMİŞ .....	112
EKLER.....	113
Ek 1. Etik Kurul İzni .....	113



## SİMGELER VE KISALTMALAR

<b>%</b>	Yüzde
<b>&lt;</b>	'den küçüktür
<b>&gt;</b>	'den büyüktür
<b>°C</b>	Santigrat derece
<b>±</b>	Artı-eksi
<b>p</b>	İstatistiksel anlamlılık
<b>r</b>	Yarıçap
<b>n</b>	Sayı
<b>s.s</b>	Standart sapma
<b>mm</b>	Milimetre
<b>ml</b>	Mililitre
<b>CAD/CAM</b>	Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim
<b>CCW</b>	Saat Yönünün Tersisi
<b>CM</b>	Control Memory
<b>CNC</b>	Computer Numerically Controlled
<b>CW</b>	Saat Yönü
<b>NaOCl</b>	Sodyum Hipoklorit
<b>EDTA</b>	Etilendiamin tetraasetikasit
<b>Ni-Ti</b>	Nikel-Titanyum
<b>HEDM</b>	Hyflex EDM
<b>OC</b>	One Curve
<b>OS</b>	One Shape
<b>OSNG</b>	One Shape New Generation
<b>PTN</b>	ProTaper Next
<b>Rec</b>	Reciproc
<b>RecB</b>	Reciproc Blue
<b>TF</b>	Twisted File
<b>TN</b>	TruNatomy
<b>WO</b>	WaveOne
<b>WOG</b>	WaveOne Gold
<b>Rpm</b>	Revolutions Per Minute (Dakikadaki devir sayısı)

<b>Ncm</b>	Newton santimetre
<b>SE</b>	Süperelastik
<b>SEM</b>	Scanning Electron Microscope (Taramalı Elektron Mikroskobu)
<b>ark.</b>	arkadaşları
<b>SPSS</b>	Statistical Package for the Social Sciences



## ŞEKİLLER DİZİNİ

<b>Şekil 2.1.</b>	K-file (K-tipi eğe) (29).....	4
<b>Şekil 2.2.</b>	K-reamer (30).....	5
<b>Şekil 2.3.</b>	H-tipi eğe (29).....	6
<b>Şekil 2.4.</b>	Ni-Ti alaşımının martensitik dönüşümünün ve şekil hafıza etkisinin şematik gösterimi (7).....	7
<b>Şekil 2.5.</b>	Ni-Ti alaşımının şekil hafıza etkisinin şematik gösterimi (7).....	8
<b>Şekil 2.6.</b>	Ni-Ti alaşımının süper elastikiyet etkisinin şematik gösterimi (7).....	8
<b>Şekil 2.7.</b>	Endodontik aletlerin üretiminde kullanılan NiTi alaşımına genel bakış (53). .....	9
<b>Şekil 2.8.</b>	Ni-Ti aletlerde dizayn özellikleri (145).....	15
<b>Şekil 2.9.</b>	TruNatomy Ni-Ti eğe sistemi (171).....	21
<b>Şekil 2.10.</b>	TruNatomy Prime eğesi (171).....	21
<b>Şekil 2.11.</b>	WaveOne Gold Ni-Ti eğe sistemi (177) .....	22
<b>Şekil 2.12.</b>	WaveOne Gold Primary eğesi (177) .....	22
<b>Şekil 2.13.</b>	SYT 150° ve SY 30° (178).....	22
<b>Şekil 2.14.</b>	S şeklinde kesit ve kesmeyen uca sahip dizayn (180).....	23
<b>Şekil 2.15.</b>	Reciproc Blue Ni-Ti eğe sistemi (180) .....	23
<b>Şekil 2.16.</b>	One Curve Ni-Ti eğe sistemi (182).....	24
<b>Şekil 2.17.</b>	Üçgen ve S şeklinde iki kesit alanına sahip dizayn (182).....	24
<b>Şekil 2.18.</b>	SEM altında aynı yüzeyde hem torsiyonel strese hem de döngüsel yorgunluğa bağlı kırılma görüntüsü (196) .....	26
<b>Şekil 2.19.</b>	Pruett ve ark.na göre (8) ölçülen eğrilik açısı ve yarıçapı. İki kök kanalı aynı açığa ( $a_1=a_2=60^\circ$ ) ancak farklı eğrilik yarıçaplarına ( $r_1=5$ mm, $r_2=2$ mm) sahiptir. ....	28
<b>Şekil 2.20.</b>	Schneider tarafından tek parametre ile tanımlanan kanal kurvatürünü belirlemek için kullanılan metot. Bu yöntemle ölçüldüğünde A $43^\circ$ açığa sahip ve B $52^\circ$ açığa sahip iken, Pruet tarafından tanımlanan metotla $60^\circ$ açığa denk gelmektedir. Kanal kurvatürünün lokasyonu sonuçta belirlenen açıyı etkilemektedir (8). .....	29
<b>Şekil 2.21.</b>	Eğri metal tüp düzeneği (192).....	39
<b>Şekil 2.22.</b>	Oluklu blok düzeneği (175).....	39
<b>Şekil 2.23.</b>	Eğilendirilmiş düzleme karşı çevirme düzeneği (213).....	40
<b>Şekil 2.24.</b>	Dönen bir eğeyi üç noktada eğilendiren düzenek (1).....	41
<b>Şekil 3.1.</b>	Solidworks programı ile TruNatomy ve One Curve eğelerinin test edileceği blok için kanal modelleri çizimi .....	42
<b>Şekil 3.2.</b>	Solidworks programı ile WaveOne Gold ve Reciproc Blue eğelerinin test edileceği blok için kanal modelleri çizimi.....	43
<b>Şekil 3.3.</b>	0,06 taper açısı ile yapılan çizimin .stl görüntüsü .....	44
<b>Şekil 3.4.</b>	0,08 taper açısı ile yapılan çizimin .stl görüntüsü .....	44
<b>Şekil 3.5.</b>	0,06 taper açısı ile hazırlanan seramik blok ve silikon ölçü materyali ile hazırlanan dublike görüntüsü .....	45
<b>Şekil 3.6.</b>	0,08 taper açısı ile hazırlanan seramik blok .....	45
<b>Şekil 3.7.</b>	Distile su sıcaklık kontrol sistemi .....	46
<b>Şekil 3.8.</b>	60x optik lens .....	46
<b>Şekil 3.9.</b>	TruNatomy 26/.04 eğesi.....	47
<b>Şekil 3.10.</b>	WaveOne Gold 25/.07 eğesi.....	48

<b>Şekil 3.11.</b>	Reciproc Blue 25/.08 eğesi.....	48
<b>Şekil 3.12.</b>	OneCurve 25/.04 eğesi .....	49
<b>Şekil 3.14.</b>	Test düzeneğinin önden görüntüsü.....	50
<b>Şekil 3.15.</b>	Test düzeneğinin üstten görüntüsü.....	50
<b>Şekil 3.16.</b>	Test düzeneğinin yandan görüntüsü.....	51
<b>Şekil 3.17.</b>	Dentsply X-Smart Plus endodontik motor .....	52
<b>Şekil 3.18.</b>	VDW Silver Reciproc endodontik motor.....	52
<b>Şekil 3.19.</b>	Kırık aletlerin yerleştirildikleri eppendorf tüpleri.....	53
<b>Şekil 3.20.</b>	Dijital kumpas .....	53
<b>Şekil 3.21.</b>	SEM cihazı .....	54
<b>Şekil 4.1.</b>	L tipi kanalda kırılan TruNatomy Ni-Ti eğesinin SEM görüntüsü. A: x500 büyütme ile alınan genel görüntü. B: x5000 büyütme ile alınan detay görüntü.....	58
<b>Şekil 4.2.</b>	L tipi kanalda kırılan WaveOne Gold Ni-Ti eğesinin SEM görüntüsü. A: x405 büyütme ile alınan genel görüntü. B: x5000 büyütme ile alınan detay görüntü.....	58
<b>Şekil 4.3.</b>	L tipi kanalda kırılan Reciproc Blue Ni-Ti eğesinin SEM görüntüsü. A: x379 büyütme ile alınan genel görüntü. B: x5000 büyütme ile alınan detay görüntü.....	59
<b>Şekil 4.4.</b>	L tipi kanalda kırılan One Curve Ni-Ti eğesinin SEM görüntüsü. A: x475 büyütme ile alınan genel görüntü. B: x5000 büyütme ile alınan detay görüntü.....	59
<b>Şekil 4.5.</b>	S tipi kanalda kırılan TruNatomy Ni-Ti eğesinin SEM görüntüsü. A: x619 büyütme ile alınan genel görüntü. B: x5000 büyütme ile alınan detay görüntü.....	60
<b>Şekil 4.6.</b>	S tipi kanalda kırılan WaveOne Gold Ni-Ti eğesinin SEM görüntüsü. A: x500 büyütme ile alınan genel görüntü. B: x5000 büyütme ile alınan detay görüntü.....	60
<b>Şekil 4.7.</b>	S tipi kanalda kırılan Reciproc Blue Ni-Ti eğesinin SEM görüntüsü. A: x475 büyütme ile alınan genel görüntü. B: x5000 büyütme ile alınan detay görüntü.....	61
<b>Şekil 4.8.</b>	S tipi kanalda kırılan One Curve Ni-Ti eğesinin SEM görüntüsü. A: x558 büyütme ile alınan genel görüntü. B: x5000 büyütme ile alınan detay görüntü.....	61

**TABLolar DİZİNİ**

<b>Tablo 3.1.</b> Çalışmamızda kullanılan Ni-Ti eğe sistemleri .....	47
<b>Tablo 4.1.</b> Çalışmamızda kullandığımız eğelerin kırılıncaya kadar attıkları ortalama tur sayısı ve standart sapma değerleri .....	56
<b>Tablo 4.2.</b> Çalışmamızda kullanılan eğelerin kırık uzunlukları (mm) ve standart sapma değerleri .....	57



## 1. GİRİŞ

Kök kanal sisteminin kemomekanik preparasyonu, mekanik enstrümantasyon ve irrigasyon solüsyonlarının kombine kullanılması ile sağlanmaktadır. Bu aşama kök kanallarında bulunan mikroorganizmaların eliminasyonunda önemli bir yer tutmaktadır. Mekanik enstrümantasyon yapıldığında; enfekte dokuların uzaklaştırılması, irrigasyon solüsyonlarının kök kanal sistemi boşluğuna rahatça ulaşması ve kök kanal obturasyonu için dolgu materyaline uygun boşluk sağlanması açısından çok önemlidir. Bu aşamalardan sonra, mikroorganizmaların kök kanallarına girebileceği olası anatomik yapılar kapatılmış olur ve tekrardan çoğalmalarını engellemek için üç boyutlu hermetik bir kök kanal dolgusu ve dişte sızdırmazlığı sağlayacak şekilde koronal restorasyon yapılır (1). Yapılan kök kanal tedavilerinde klinik ve radyolojik olarak %90'ın üzerinde başarı elde edilebilmesine rağmen, endodontik tedavi prensiplerine uyulmadan yapılan tedaviler sonucu maalesef başarısızlıklar da meydana gelebilmektedir (2). Başarılı bir endodontik tedavide, kök kanal preparasyonu esnasında kök kanalı apikalden koronale konik bir formda genişletilirken, kanalın orijinal formunun korunması gereklidir (3). Bu bilgiler ışığında farklı aletler ve tekniklerle yapılan biyomekanik preparasyonun önemi artmaktadır. Son yıllarda kanalın orijinal formunda istenmeyen değişiklikleri önlemek amacıyla Ni-Ti'den üretilen esnek kök kanal aletleri kullanılmaktadır (4). Aynı zamanda Ni-Ti eğelerle daha kısa sürede preparasyon gerçekleştirilebilmektedir (5). Yapılan çalışmalarda Ni-Ti eğelerin 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 (6,7). Döngüsel yorgunluk eğerin belirli bir bölgesinin tekrarlayan sıkışma ve gerilme kuvvetlerine maruz kalmasıyla oluşmaktadır (8). Kök kanal preparasyon teknikleri ve preparasyonda kullanılan aletleri geliştirme çalışmaları güncelliğini korumaktadır. Bu amaçla, Ni-Ti eğelerin çapraz kesitlerinde ve üretim teknolojilerinde yenilikler ortaya konulmaktadır.

Çalışmamızın amacı, farklı üretim şekilleri ve alaşım özelliklerine sahip yeni nesil Ni-Ti ege sistemlerinin kanal içi şartları simüle eden, L ve S tipi yapay kanallar içeren statik bir test modelinde döngüsel yorulma dirençlerinin karşılaştırılmasıdır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Kök Kanal Tedavisi ve Amaçları

Kök kanal tedavisinin amacı, kök kanal sisteminin mekanik enstrümantasyonu ve kimyasal debridmanı ile periradiküler dokuların sağlığını korumak veya eski haline getirmek üzere tasarlanmış inert bir materyalle doldurulmasının kombinasyonu olarak tanımlanabilir. Tedavi prosedürlerinin uygulama şekli, önceden belirlenmiş protokoller dahilinde bile o kadar çeşitlidir ki kesin olarak tanımlamak zordur ve bu tedavi müdahalesinin doğası gereği standartlaştırılabilir olmadığı kabul edilmektedir (9).

Kök kanal tedavisinin klinik başarısı; diş hekimini, hastayı veya dişin kendisini içeren belirli değerler ile farklı bakış açılarına dayalı olarak analiz edilebilmektedir. Diş hekimi için referanslar, semptom değeri (klinik sessizlik - ağrının olmaması), görüntünün değeri (periapikal inflamasyon kanıtı olmadan tamamen doldurulmuş kök kanal boşluğu) ve klinik durumun değeri (iyi restore edilmiş ve işlevsel bir diş) olmaktadır. Diş hekiminin becerileri, radyografik özellikleri doğru bir şekilde yorumlamak ve iyi bir tanı hipotezi oluşturmak açısından çok önemlidir. Hasta için semptom değeri (ağrı olmaması) esastır. Bunun dışında, kök kanal tedavisi başarısı, müdahale ihtiyacını ortadan kaldıran ve tedavi sonucunu belirleyen öngörülebilir yönlerle ilişkilidir. Dişin başarısı ise, hastalığın olmaması (kök kanal enfeksiyonu veya periapikal inflamasyon) ile ilişkilidir (10).

### 2.2. Kök Kanallarında Preparasyon İşlemi ve Önemi

Kök kanal sisteminin preparasyonu, kanal tedavisindeki en önemli aşamalardan biri olarak kabul edilmektedir (3). Pulpa dokusu kalıntılarının, mikroorganizmaların ve mikrobiyal toksinlerin kök kanal sisteminden tamamen temizlenmesi gerekir (11). Kök kanal enstrümantasyonu, apikalden koronale doğru genişlemiş bir şekle sahip; mevcut apikal forameni korumalı ve orijinal kanal eğriliğini değiştirmemelidir (3). Mekanik kök kanal preparasyonunun ana hedefleri (12);

- ana kök kanal/kanallarından vital ve nekrotik dokuyu çıkarmak,
- irrigasyon solüsyonu ve medikamentler için yeterli alan yaratmak,
- apikal kanal anatomisinin bütünlüğünü ve konumunu korumak,
- kök kanal sistemine ve yapısına iyatrojenik zarar vermektan kaçınmak,

- kanal obturasyonunu kolaylaştırmak,
- dişin işlevini sürdürebilmesi amacıyla sağlam kök dentinini korumaktır.

Enstrümantasyonun etkinliğini daha da artırmak ve kanal preparasyonunu kolaylaştırmak için çeşitli mekanik cihazlar ve teknikler geliştirilmiştir (13). Özellikle kanalın orijinal şeklini korumak ve böylece daha merkezî şekillendirme yapmak amacıyla farklı kinematiklerle kullanılmak üzere güncel teknikler gündeme getirilmektedir (14,15).

### **2.3. Kök Kanal Preparasyonu Amacıyla Kullanılan Aletler**

Endodontik tedavide kullanılan eğeler 1960 yılına kadar karbon çelik alaşımından imal edilmiştir (16). Hem kök kanal preparasyonu sırasında kullanılan solüsyonlar hem de sterilizasyon işleminin kendisi bu alaşımlardan üretilmiş eğelerde korozyona bağlı deformasyonlar meydana getirmektedir. Karbon çelik alaşımlarının sahip olduğu bu dezavantajlarından dolayı paslanmaz çelikten üretilmiş eğeler kullanılmaya başlanmıştır (17). Paslanmaz çelik alaşımının kullanımı aletlerin gelişimine büyük ölçüde katkı sağlamıştır (18). Sterilizasyon işleminin, aletlerde kırılma direnci ve kesme etkinliği üzerindeki etkisini incelemek amacıyla yapılan bir çalışmada, sterilizasyonun karbon çelik enstrümanlarda ciddi ölçüde korozyona neden olduğu ve paslanmaz çelik aletlerin mekanik özelliklerinde anlamlı bir etki yaratmadığı gözlemlenmiştir (19).

Günümüzde paslanmaz çelikler yapısı gereği esnek olmamalarından dolayı yerlerini Ni-Ti alaşımdan üretilen kanal aletlerine bırakmışlardır (8). Bu gelişme, kanal preparasyonunda büyük ilerlemeler sağlamıştır (6). Ni-Ti döner eğeler ile kök kanal şekillendirmesi paslanmaz çelik eğelere kıyasla daha kısa sürmekte ve zip, basamak, perforasyon gibi prosedürel hatalar daha az meydana gelmektedir (20,21). Ni-Ti eğelerin diğer bir avantajı süper elastik olmalarıdır ve bu sayede uygulanan kuvvet sonucu oluşan deformasyonun ardından orijinal şekillerine geri dönebilmektedirler (12).

Bu gelişmelerin olduğu sırada üretici bir firma ise kanal aletlerinin imalatında titanyum-alüminyum alaşımı kullanmıştır. Alaşım ağırlık olarak yaklaşık %90 titanyum ve %5 alüminyumdan meydana gelmektedir. Manuel olarak kullanılmak üzere K-file, H-file ve reamer şekli bulunmaktadır. Titanyum-alüminyum

enstrümanlar geleneksel paslanmaz çelik eğelere kıyasla daha esnek olup; kesme etkinlikleri ise geleneksel paslanmaz çelik aletlerin kesme etkinliği ile neredeyse aynıdır. Ek olarak titanyum-alüminyum alaşımı Ni-Ti alaşımı gibi süperelastik özelliklere sahip değildir (16).

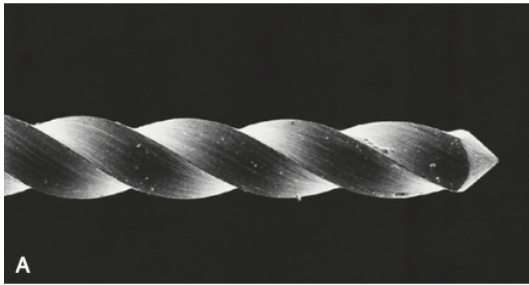
Sonuç olarak, sahip oldukları birçok avantajlı özelliklerinden dolayı Ni-Ti döner aletleri, günümüzde şekillendirme amaçlı kullanılan en yaygın kök kanal aletleridir.

### 2.3.1. Paslanmaz Çelik Eğeler

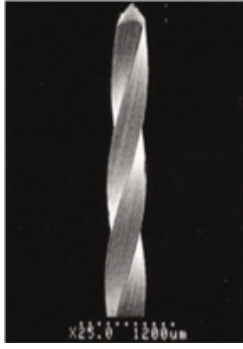
1800'lü yıllarda Edward Maynard yuvarlak bir teli çentiklemek suretiyle (başlangıçta saat yaylarını daha sonra ise piyano tellerini kullanmış) endodontik bir el aleti geliştirip pulpa dokusunun çıkarılmasını sağlamıştır (22,23). 1853'te Robert Arthur, kök kanalını genişletmek için küçük eğeler kullanmıştır (23–26). 1885'te Gates Glidden frezleri, 1915'te ise K-tipi eğeler piyasaya sürülmüştür. Geleneksel paslanmaz çelikten H-tipi, K-tipi ve reamer olmak üzere üç tip eğe üretilmiştir (3,12).

#### a. K-tipi Eğeler

Fabrikasyon olarak ilk kez 1915 yılında Michigan'daki Kerr firması tarafından üretilmişlerdir ve bu nedenle de K-tipi eğeler olarak adlandırılmışlardır. Kök kanal şekillendirmesinde kullanılan en eski eğelerdendirler (18). K-tipi eğeler; K-file ve K-reamer olmak üzere iki çeşit olup aynı şekilde üretilirler. Aralarındaki en temel fark; K-file'in enine kare kesitli, K-reamer'in ise enine üçgen kesitli bir telin saat yönünün tersine bükülmesi ile meydana getirilmesidir (Şekil 2.1 ve 2.2) (27,28).



Şekil 2.1. K-file (K-tipi eğe) (29)



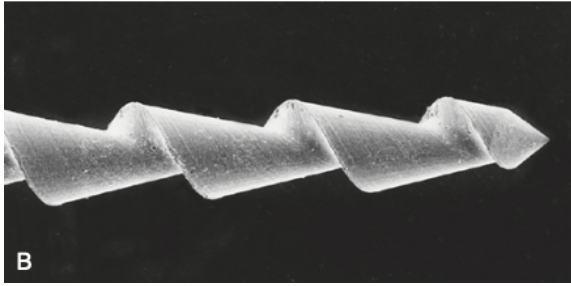
**Şekil 2.2.** K-reamer (30)

K-tipi eğelerde spiraller arası mesafe fazla olduğu için dentinin kaldırılmasında oldukça etkilidirler. K-tipi eğe, kör oluklar ve oluklar arasındaki sığ oyuklar sayesinde kendisini dentine derinlemesine vidalamaz (31). K-tipi eğelerde reamerlardan farklı olarak kesici kenar açısı  $25^\circ$  ile  $40^\circ$  arasındadır. Bu eğeler şekillendirme esnasında saat yönünde çeyrek tur döndürüldükten sonra geri çekilmek suretiyle kullanılmak üzere dizayn edilmişlerdir (27). Böylece reaming hareketi (dönme ve çekme), kök kanalı transportasyonunun çok az oluşmasını ve aletin kanal içinde merkezde kalma eğiliminde olmasını sağlamaktadır (31).

1982'de Kerr firması tarafından piyasaya sürülen K-flex eğeleri, K-tipi eğelerin geliştirilmiş bir modifikasyonudur. Spiral ve bıçak dizaynı sayesinde geleneksel K-tipi eğelerden daha esnektir ve kesme etkinliklerindeki değişim sayesinde debris uzaklaştırılmasında daha etkilidirler (27,28).

### **b. H-tipi Eğeler**

H-tipi (hedström) eğeler enine kesit görüntüsü yuvarlak olan paslanmaz çelik tellerin yontulmasıyla elde edilir. Bundan dolayı H-tipi eğelerin yivleri vida benzeri bir spiral oluşturur (Şekil 2.3) (32). H-tipi eğelerde, kesici kenar ile aletlerin uzun eksenindeki açı yaklaşık  $60^\circ$ -  $65^\circ$  arasındadır. Bu durum H-tipi eğelerin agresif bir biçimde dentin kaldırılmasında etkili olmasını sağlamaktadır. H-tipi eğeler doğrusal eğeleme (itme-çekme) hareketi yapmak üzere tasarlanmışlardır ve kesme etkinlikleri reamer ile K-tipi eğelerden daha iyi olduğu için çevresel eğeleme için daha fazla tercih edilmektedirler (27).

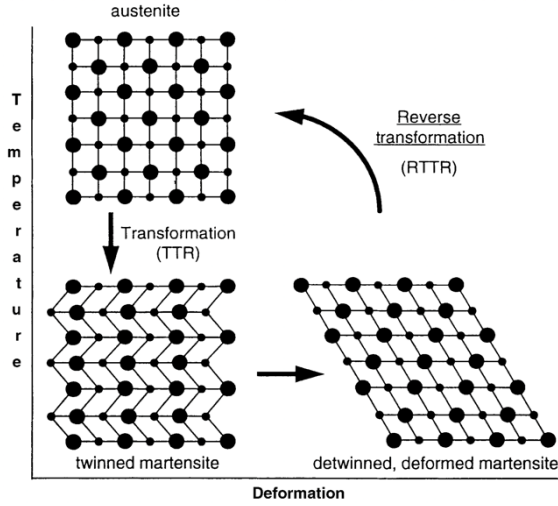


**Şekil 2.3.** H-tipi eĝe (29)

### 2.3.2. Nikel-Titanyum Eĝeler

1960'ların başında Maryland, ABD'deki Naval Ordnance Laboratuvarı'nda uzay araştırma programı için manyetik olmayan, tuza dayanıklı, su geçirmez alaşımları araştıran bir metalürji uzmanı olan W. F. Buehler tarafından bir nikel-titanyum alaşımı geliştirildi. Buehler'in geliştirdiği bu alaşıma, ihtiva ettiği elementlerin ilk heceleri (Ni-Ti) ile keşfedildiği yer olan 'Naval Ordnance Laboratory'nin ilk harflerinin (NOL) birleştirilmesiyle oluşturulan 'NİTİNOL' ismi verilmiştir. Bu intermetalik alaşımın termodinamik özelliklerinin, spesifik, kontrollü ısıl işlem yapıldığında bir Şekil hafıza etkisi üretebildiği bulunmuştur (33).

Ni-Ti aletler endodonti alanında ilk kez 1988 yılında uygulanmışlardır (34). O zamandan beri endodontide giderek daha önemli bir rol oynamaktadırlar (35). Kök kanal tedavisinde kullanılan nikel-titanyum alaşımları yaklaşık olarak %56 (ağırlıkça) nikel ve %44 (ağırlıkça) titanyum içerir. Ortaya çıkan kombinasyon, ana bileşenlerin 1:1 atomik oranıdır (eř atomlu) ve diğer metalik sistemlerde olduğu gibi, alaşım çeşitli kristalografik formlarda bulunabilir (Şekil 2.4) (7). Neredeyse eř atomlu olan Ni-Ti alaşımları, karakter ve nispi oranları metalin mekanik özelliklerini belirleyen 3 mikroyapısal faz (östenit, martensit ve R-fazı) içerir (36).



**Şekil 2.4.** Ni-Ti alaşımının martensitik dönüşümünün ve şekil hafıza etkisinin şematik gösterimi (7)

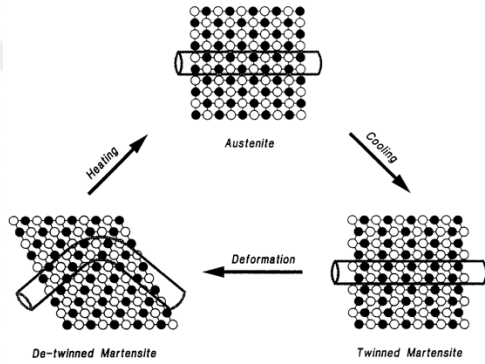
Bu alaşımlar mekanik özelliklerinde ve kristalografik düzenlemesinde benzersiz ve önemli değişikliklere neden olan atomik bağ türlerini değiştirmeye konusunda doğal bir yeteneğe sahiptirler (7). Dönüşüm sıcaklık aralığının üzerindeki bir sıcaklıkta, Ni-Ti alaşımı östenitten oluşurken, daha düşük bir sıcaklıkta martensitten oluşur (37). Sıcaklıktaki bir düşüş, östenitten martensite faz dönüşümünü (martensitik dönüşüm olarak adlandırılır) ve bunun tersini (ters dönüşüm) tetikleyebilir. Bu fenomen stres tarafından da tetiklenebilir (38). Ni-Ti alaşımındaki östenitten martensite geçişin bir sonucu olarak klinik diş hekimliği ile ilgili olan iki benzersiz özellik ortaya çıkar ve bu durumun alaşıma kattığı özellikler şekil hafızası ve süper elastiklik (Şekil 2.5 ve 2.6) (7).

Sıcaklık östenit bitiş sıcaklığının ( $A_f$ ) üzerinde bir değerde ise; alaşım östenitik durumdadır, dolayısıyla katı, sert ve süperelastik özelliklere sahiptir. Sıcaklık martensit bitiş sıcaklığının ( $M_f$ ) altında bir değerde ise; Ni-Ti alaşımı martensitik durumdadır. Buna bağlı olarak da yumuşaktır ve kolaylıkla deforme olabilir (39). Sıcaklık dönüşüm sıcaklığından daha yüksek olduğunda; yani Ni-Ti alaşımı östenitten oluştuğunda, yükleme ve boşaltma ileri martensitik dönüşümüne (yani stres kaynaklı martensitik dönüşüm) ve ters dönüşümüne neden olabilir (7,40). Ayrıca, termoelastik olan eşkenar dörtgen (rhombohedral) (R-) faz dönüşümü, belirli koşullar altında martensitik dönüşümden önce gelir (41). Bu tersine çevrilebilir termoelastik martensitik dönüşüm, Ni-Ti aletlerinin geleneksel paslanmaz çelik aletlere göre artan

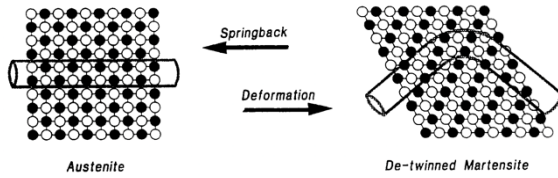
esnekliğinin ana nedenidir, bu da kavisli kök kanallarının enstrümantasyonunu kolaylaştırmaktadır (34,42,43).

Faz dönüşüm davranışı, Ni-Ti aletlerin mekanik özellikleri üzerinde etkiye sahiptir ve kimyasal bileşim, ısıl işlem (44–48), üretim süreçleri gibi faktörlerden kolayca etkilenmektedir (7,49).

Ni-Ti aletlere uygulanan ısıl işlemin (termal prosesin) yani östenit ve martensit arasında sağlanan dönüşümün, aletlerde yorulma direncini olumlu açıdan etkileyen en önemli yaklaşımlardan biri olduğu bildirilmiştir (50). Martensit form, östenit forma kıyasla daha üstün döngüsel yorgunluk direnci sağlamaktadır (51,52).



**Şekil 2.5.** Ni-Ti alaşımının şekil hafıza etkisinin şematik gösterimi (7)



**Şekil 2.6.** Ni-Ti alaşımının süper elastikiyet etkisinin şematik gösterimi (7)

Son zamanlarda, Ni-Ti döner aletlerin tel boşluklarının yapısını optimize etmek amacıyla farklı bir yaklaşım kullanılmıştır. Klinik koşullarda büyük ölçüde kararlı martensit faz içeren süper elastik (SE) tel boşlukları üretmek amacıyla bir dizi özel termomekanik işlem prosedürü geliştirilmiştir. Materyalin bu alanlarında yapılan gelişmeler, yeni nesil endodontik aletlerin geliştirilmesine yol açmıştır (52) (Şekil 2.7).

Alaşım	Faz zellikleri	Ni-Ti Sistem
Konvansiyonel Ni-Ti Alaşım	stenitik: • süperelastik	Mtwo OneShape ProFile ProTaper Universal
Elektropolisaj		RaCe, BioRaCe, iRace F360, F6 Skytaper
R-faz	östenitik: • süperelastik • bükülmüş	Twisted File Twisted File Adaptive K3XF (bükülmemiş)
M-Wire	Az miktarda R-fazı ve martensit içeren östenitik: • süperelastik • bir R-fazı aracılığıyla iki aşamalı stres kaynaklı transformasyon	ProFile Vortex ProFile GT Series X ProTaper Next Reciproc WaveOne
CM-Wire	Değişken miktarlarda östenit ve R-fazlı martensitik: • kontrollü hafıza etkisi • deforme olabilme,psödoplastik • şekil hafıza etkisi • üstün esneklik	Hyflex CM THYPOON Infinite Flex NiTi eğeleri V-açılı 2H Hyflex EDM
Gold ısıl-işlem Blue ısıl-işlem	• gelişmiş döngüsel yorgunluk. • kırılma sırasında daha büyük rotasyon açısı • daha düşük maksimum tork	ProTaper Gold WaveOne Gold ProFile Vortex Blue Reciproc Blue
MaxWire	Martensitik (20 C), östenitik (35 C): • şekil hafıza etkisi • süperelastik	XP-endo Finisher XP-endo Shaper

**şekil 2.7.** Endodontik aletlerin üretiminde kullanılan NiTi alaşımına genel bakış (53).

### Geleneksel Ni-Ti Alaşımlar

Geleneksel Ni-Ti aletlerin östenit bitiş sıcaklığı vücut sıcaklığının altındadır (54,55). Bu nedenle, geleneksel Ni-Ti eğeler esas olarak östenit fazdan oluşur ve süper elastik özelliklere sahiptir. Bu aletler bükülmek yerine taşlanmalıdırlar (7). Taşlama

işlemi, Ni-Ti aletlerin yüzeyinde kesme verimliliği, kırılma ve korozyon direnci açısından olumsuz etkileri olduğu varsayılan kusurlara yol açabilmektedir (7,56–59).

### **Elektrokimyasal Yüzey İşlemi Yapılan Alaşımlar**

Elektro-parlatma (EP) işlemi (elektrokimyasal yüzey işlemi), 1999 yılında FKG (La Chaux-de-Fonds, İsviçre) tarafından tanıtılmıştır. Bu işlem, daha pürüzsüz ve parlak bir yüzey elde etmek amacıyla elektrokimyasal olarak kontrollü bir şekilde uygulanan son faz yüzey bitirme prosedürüdür (60–62). Ni-Ti aletlerin imalatı esnasında, önceki maruz kaldığı işlemlerin neden olduğu yüzey düzensizliklerini, çatlakları ve rezidüel gerilimleri gidermek amacıyla uygulanmaktadır. Yapılan bu işlemin kırılma direncini, kesme verimliliğini ve korozyona karşı direnci artırdığı iddia edilmektedir (56,60,63).

EP teknolojisi kullanılarak üretilen RaCe sistemi (FKG, La Chaux-de-Fonds, İsviçre), çeşitli varyasyonlar ve klinik dizilimlerle piyasaya sürülmüştür (64,65). RaCe eğeleri, üçgen bir enine kesite, aletin eksenine göre uzunlamasına ve eğik yönlerde dönüşümlü olarak düzenlenmiş kesici kenarlara sahiptir. Üreticiye göre bu tasarım, kök kanalı içindeki vidalanma etkisini azaltmaktadır (64). Bu sistemin temel amacı, kimyasal irriganın daha fazla nüfuz etmesine olanak sağlayan daha büyük apikal çapa sahip (66) biyolojik bir kanal preparasyonu elde etmek ve böylece minimum apikal transportasyon ile maksimum antimikrobiyal etkiye katkıda bulunmaktır (67,68). Busquim ve ark. (69), BioRace ile Reciproc sistemini kanal preparasyon etkinliği yönünden karşılaştırmışlardır; Reciproc sisteminin kanalda daha fazla hacimsel kazanç sağladığını ancak, BioRace sisteminin orta ve servikal üçlülerde daha az dokunulmamış dentin duvarı alanı bıraktığı sonucuna varmışlardır.

Yapılan bazı çalışmalar ise elektropolisaj işleminin, mikroçatlakları, işlenme sürecinde oluşan frez izlerini ve yüzey kalıntılarını azaltabileceğini (57,70,71) fakat mikrokırıkların gelişimini engelleyemediğini açıkça ortaya koymuştur (72).

## **2.4. Kök Kanal Preparasyonunda Kullanılan Ni-Ti Aletlerin Metalürjisi**

### **2.4.1. R-Faz Ni-Ti Alaşımlar**

2008 yılında, M-Wire'ın piyasaya sürülmesinden kısa bir süre sonra, SybronEndo (Orange, CA, ABD), Twisted File (TF) adlı yeni bir döner Ni-Ti ege

sistemi oluşturmak üzere farklı bir üretim süreci geliştirmiştir. TF'nin üretim prosedürü üç yeni yöntem içermektedir: R-fazlı ısıtılma işlemi, metal telin bükülmesi ve özel bir yüzey koşullandırma işlemi (73). Büküm işlemi, östenitik durumdaki ham bir Ni-Ti telinin özel bir termal işlem yoluyla R-fazına dönüştürülmesiyle gerçekleştirilmektedir (53).

R-fazı daha düşük bir kesme modülüne sahiptir ve dönüşüm gerilimi martensit dönüşümünün onda birinden daha azdır (74,75). Sonuç olarak, bükülme işlemine izin veren R-fazında plastik bir deformasyona neden olmak için daha az stres gerekmektedir. Bükümden sonra TF, yeni şeklini korumak için ek termal prosedürlerle östenite geri dönüştürülmektedir (35). Bu arada, R-faz teknolojisine sahip iki Ni-Ti sistemi daha tanıtılmıştır (K3XF, TF Adaptive; SybronEndo). TF ve TF Adaptive'in (TFA) aksine, K3XF aletleri, R-faz ısıtılma işlemi sonrası geleneksel işleme tekniğiyle üretilmektedir. TFA aletleri, kanal içi torsiyonel kuvvetlerine bağlı olarak eğenin rotasyonel veya resiprokal hareketine izin veren yeni bir uyarlanabilir hareket teknolojisinde kullanılmaktadır (53).

Çeşitli çalışmalarda, R-fazlı aletler, ısıtılma işlemi görmemiş geleneksel Ni-Ti aletler ile karşılaştırıldığında, döngüsel yorgunluğa karşı üstün direnç (73,76–86) ve esneklik (35,87–90) ortaya koymuşlardır. Geliştirilmiş esnekliğin bir sonucu olarak, R-fazlı aletlerin kullanımı, geleneksel Ni-Ti döner sistemlere göre daha az transportasyon ile daha merkezî bir kanal preparasyonuna olanak tanımaktadır (91–94).

R-fazı enstrümanları, M-Wire'dan üretilenlere kıyasla benzer döngüsel yorulma direnci ortaya koymaktadır (82,95). Ayrıca R-fazı enstrümanlarının, M-Wire ve geleneksel Ni-Ti enstrümanlarıyla karşılaştırıldığında, torsiyonel kırılma durumunda daha büyük bir sapma açısına ve daha düşük bir maksimum torka sahip olduğu ifade edilmiştir (90,96–98).

#### **2.4.2. M-Wire Ni-Ti Alaşımlar**

Johnson ve ark.na (99) göre M-Wire, ham Ni-Ti telinin belirli çekme gerilimleri ve sıcaklıkları altında termomekanik olarak işlenmesi ile oluşmaktadır. Alapati ve ark. (100), belirli işleme koşulları altında M-Wire'in östenit, martensit ve R-fazı içerdiğini ve bunların bağlı oranlarının işleme koşullarına bağlı olduğunu bildirerek M-Wire'in ilk metalürjik karakterizasyonunu gerçekleştirmişlerdir. Ayrıca

M-Wire'in geleneksel olarak işlenmiş Ni-Ti teli ile karşılaştırıldığında daha yüksek dönüşüm sıcaklıklarına sahip olduğunu göstermişlerdir. Bu sonuçlar, M-Wire'in daha düşük görünür elastik modülüne, daha küçük dönüşüm stresine ve mekanik histerezise sahip olduğunu gösteren güncel bir karakterizasyon çalışmasıyla doğrulanmıştır (55).

M-Wire'in torsiyonel yorgunluğa karşı olan durumu hâlâ tartışmalı iken (99,101,102), döngüsel yorgunluk konusunda geleneksel Ni-Ti alaşımına kıyasla önemli ölçüde daha dirençli olduğu ifade edilmiştir (73,99,103–106). Geliştirilmiş yorulma direnci, martensitik varyantların daha iyi yeniden yönlenme kabiliyeti sayesinde yorulmaya bağlı çatlak başlangıcına karşı geliştirilmiş bir dirençle açıklanabilmektedir (104).

### **2.4.3. Kontrollü Hafıza (CM Wire) Ni-Ti Alaşımlar**

2010 yılında, CM-Wire (kontrollü hafıza) termal teknolojisi ile üretilen aletler DS Dental (Johnson City, TN, ABD) tarafından piyasaya sürülmüştür. Bu alaşım hem oda hem de vücut sıcaklığında süper elastik özelliklere sahip olmayan, termomekanik olarak işlenmiş ilk Ni-Ti endodontik alaşımıdır (107). Üretimleri sırasında maruz kaldıkları ısıtma-soğutma işlemleri, alaşıma şekil hafızası etkisi üzerinde kontrol sağlayabilme ile önceden bükülebilme özelliği sağlamaktadır (108). Böylece, östenitik Ni-Ti eğelerinin aksine, CM-Wire aletleri kurvatürlü kök kanallarının preparasyonu sırasında tam olarak düzelme eğiliminde değildir (53) ve üreticiye göre, bu kontrollü hafıza etkisinin, preparasyon hatalarının görülme sıklığını azalttığı iddia edilmektedir (109). Mevcut özellikleri sayesinde daha fazla yorulma direnci (110,111) ile esnekliğe (112,113) sahip oldukları ve daha merkezî kanal preparasyonu ile daha az transportasyona sebep oldukları ifade edilmiştir (114,115).

CM-Wire teknolojisi ile üretilen Hyflex CM (Coltene/Whaledent, İsviçre) Ni-Ti ege sisteminin, diğer süperelastik Ni-Ti ege sistemleriyle (geleneksel Ni-Ti, R-fazı, M-Wire) karşılaştırıldığında kök kanal transportasyon oluşturma riskinin daha düşük olduğu birçok çalışma ile doğrulanmıştır (65,116–119). Yalnızca Revo-S (Micro-Mega, Besancon, Fransa), ProTaper Next (Dentsply Sirona Endodontics, Ballaigues, İsviçre) ve Reciproc (VDW, Münih, Almanya) ile karşılaştırıldığında Hyflex CM, önemli ölçüde daha az kök kanal düzleştirme özelliğine sahip olduğu bulunmuştur (65,117,118). Bu aletler ayrıca geleneksel SE alaşımlarından (%54 ila %57) daha az

nikel (%52) içermektedir, bu da alaşımın mekanik özelliklerinin daha da iyileştirildiği manasına gelmektedir (108).

#### **2.4.4. Kontrollü Hafızalı Blue ve Gold Isıl İşlem Görmüş Ni-Ti Alaşımlar**

2012 senesinde Dentsply Sirona, Ni-Ti CM-Wire alaşımları için yeni bir ısıl işlem sürecini tanıtmış; bu prosedüre göre, aletlerde tekrar tekrar ısıl işleme tabi tutulup sonrasında soğutulurak titanyum oksit tabakasının kalınlığına karşılık gelen bir yüzey rengi elde edilmiş (120) ve yine Dentsply Tulsa Dental (Tulsa, OK, ABD), ayırt edici bir mavi renge sahip ilk endodontik alet olan ProFile Vortex Blue'yu piyasaya sürmüştür. Halihazırda iki adet Gold ve iki adet Blue ısıl işlem görmüş Ni-Ti sistemi mevcuttur. Bunlardan ikisi rotasyonla (ProFile Vortex Blue; ProTaper Gold, Dentsply Sirona Endodontics) diğer ikisi ise resiprokasyonla kullanılmaktadır (Reciproc Blue, VDW; WaveOne Gold, Dentsply Sirona Endodontics). Bu enstrümanlar ayrıca kontrollü bir hafıza etkisi sergiler ve deforme olabilmektedirler (121). Ni-Ti Blue Wire alaşımında titanyum oksit tabakasının kalınlığı 60-80 nm iken Ni-Ti Gold alaşımında bu kalınlık 100-140 nm olarak bulunmuştur (108).

Vortex Blue aletlerindeki sert titanyum oksit tabakası, ProFile Vortex aletlerine kıyasla sertlik kaybını telafi ederek kesme verimliliğini ve aşınma direncini artırdığı ifade edilmiştir (121). Vortex Blue sisteminin ayrıca ProFile Vortex (102), ProTaper Next ve ProTaper Universal sistemlerine (110,122) kıyasla daha iyi yorulma direncine ve esnekliğe sahip olduğu bildirilmiştir.

ProTaper Gold sistemi boyut, konisite, kesit gibi morfolojik özellikleri açısından ProTaper Universal sistemine benzer olup; daha elastik, döngüsel yorgunluğa karşı daha dirençli ve kurvatürlü kanallarda daha merkezî preparasyon sağlayabilmeleri ile ayırt edilmektedir (123).

Çalışmalar tüm Gold ve Blue ısıl işlem görmüş enstrümanların martensit yapılarından dolayı, geleneksel Ni-Ti ve M-Wire enstrümanlarına kıyasla gelişmiş esneklik ve yorulma direncine sahip olduklarını göstermiştir (102,121,122,124–133). Ayrıca tüm Gold ve Blue ısıl işlem görmüş Ni-Ti eğelerin, kurvatürlü kök kanallarında daha merkezî preparasyon yaptığı rapor edilmiştir (115,134–137).

#### 2.4.5. Max-Wire Ni-Ti Alaşım lar

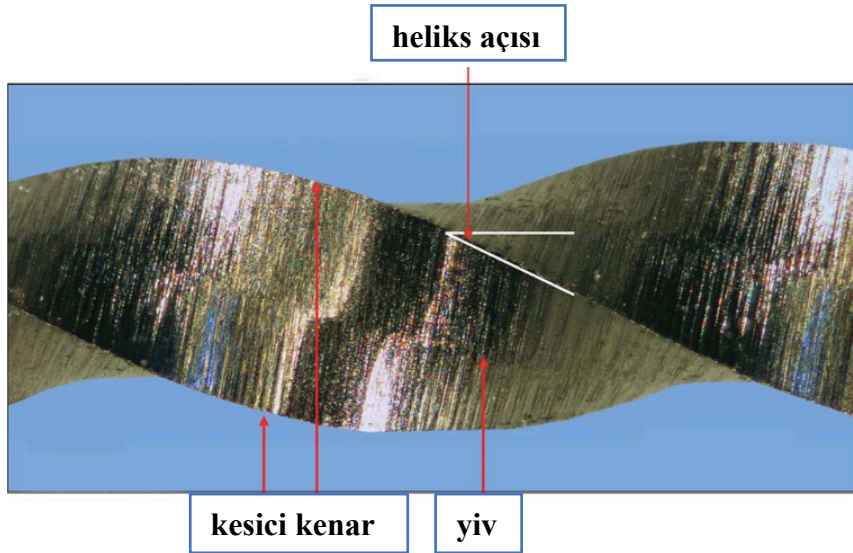
Son zamanlarda, FKG Dentaire farklı bir termomekanik işleme tabi tutulmuş, klinik uygulamada hem şekil hafızası etkisini hem de süperelastikyeti birleştiren ilk endodontik Ni-Ti alaşımı olan Max-Wire (Martensite-Austenite-electropolish-fileX) alaşımını piyasaya sürmüştür (53). Halihazırda Max-Wire'dan üretilen Ni-Ti sistemleri: XP-endo Finisher (XP-F), XP-endo Retreatment (XP-R) ve XP-endo Shaper (XP-S) şeklindedir. XP-endo aletleri, çalışma uzunluğu boyunca ilerledikçe genişleyerek veya daralarak kök kanal sisteminin morfolojisine uyum sağlayabilir ki (108) zaten kanal düzensizliklerine uyum sağlama potansiyeline sahip bir biçimde karmaşık kök kanal morfolojilerinin preparasyonunu sağladığı iddia edilmektedir (53). 35°C'ye eşit veya daha yüksek sıcaklıklarda martensitten östenit faza geçerek eksentrik dönme hareketi gerçekleştirmektedirler (108).

XP-S eğe sistemi Hyflex CM, Vortex Blue ve iRaCe (FKG Dentaire) sistemleri ile karşılaştırıldığında önemli ölçüde üstün döngüsel yorulma direnci göstermiştir (138,139) ancak, Vortex (Dentsply Tulsa) ve FlexMaster (VDW) ile karşılaştırıldığında daha az torsiyonel dirence sahip olduğu bildirilmiştir (139,140).

XP- F'nin mekanik etkisinin, irrigan ajitasyonu ile birleştiğinde, daha fazla bakteri azalmasını (141) ve ana kanal ile dentin tübüllerinden daha fazla biyofilm uzaklaştırılmasını sağladığı bildirilmiştir (142). Ayrıca Leoni ve ark. (143), pasif ultrasonik irrigasyona (PUI) kıyasla XP-F cihazı ile dentin debrisinde daha fazla azalma sağlandığını ifade etmişlerdir.

#### 2.5. Kök Kanal Preparasyonunda Kullanılan Ni-Ti Aletlerin Dizayn Özellikleri

Ni-Ti aletlerde dizayn özellikleri koniklik (taper) açısı, uç dizaynı, radyal alan, yiv (oluk), eğim (rake) açısı, heliks açısı, marjinal genişlik, kesici kenar/bıçak, sarmal yapı ve kesme açısı gibi kavramlardan oluşmaktadır (Şekil 2.8) (144). Bu özellikler üzerinden yapılacak dizayn farklılıkları Ni-Ti aletlerin kesme etkinliklerini, torsiyonel ve/veya döngüsel yorulma dirençlerini, esnekliklerini etkilemektedirler (12).



**Şekil 2.8.** Ni-Ti aletlerde dizayn özellikleri (145)

Ni-Ti aletin ucu ile sap kısmı arasında kesici spirallerin bulunduğu gövde bölümüne ‘çalışan kısım’ adı verilmektedir. Geleneksel bir eğenin ucundan sapına doğru çalışan kısım boyunca her bir milimetresindeki çap artış miktarına ‘koniklik açısı’ denilmektedir. Üreticilerden bazıları konikliği yüzde ile ifade etmektedirler. İlk zamanlarda ISO normlarına göre aletlerin koniklik açıları 0,2 ve çalışan kısım uzunlukları 16 mm iken günümüzde aletlerin hem koniklik açıları hem de çalışan kısım uzunlukları markadan markaya değişiklik ve çeşitlilik göstermektedir. Halihazırda piyasada bulunan Ni-Ti aletlerden bazıları standart bir konisiteye sahip iken bazıları değişken konisiteye sahiptirler. Değişken konisiteye sahip Ni-Ti aletlerle preparasyon yapılırken art arda kullanılan her eğenin kanal duvarına teması minimum olmaktadır. Bu sayede sürtünmeye maruziyet azalır; eğenin kullanım ömrü artabilmektedir (146).

Ni-Ti aletlerde uç dizaynı çeşitli şekillerde olabilmektedir. Başlangıçta üretilen aletler sadece kesici uçlara sahipken günümüzde kesici olmayan uçlara sahip aletler de mevcuttur (147). Özellikle kurvatürlü kök kanallarında, kesici uca sahip aletlerin uzun süreli çalıştırılması perforasyon ya da transportasyon gibi komplikasyonlara neden olabilmektedir (146).

Ni-Ti aletlerde diğer bir kritik tasarım özelliği radyal alan kavramıdır. Radyal alan yivler arasında, orta eksenenden kesme kenarına kadar aksenel olarak çıkıntı yapan bir yüzeydir. Bir eğeyi kanal içerisinde merkezde tutan şey kesici olmayan bir uç ve radyal alanın birleşimidir. Radyal alanları değerlendirmenin başka bir yolu da bıçak desteğidir. Ni-Ti eğelerin çoğu, gücünü merkezindeki malzeme külesinden

almaktadır. Radyal alanın genişliğini artırarak bir eğeye çevresel güç de eklenebilmektedir (146).

Ni-Ti aletlerde yiv (oluk) dizaynı, preparasyon sırasında kanal duvarından yumuşak doku ve dentin artıklarının kaldırmasında büyük öneme sahiptir. Yivin etkinliği; genişliğine, derinliğe ve konfigürasyonuna bağlıdır (18).

Eğim (rake) açısı da Ni-Ti aletlerde önemli bir dizayn özelliğidir ve aletin kesme verimini etkilemektedir. Rake açısı, eğeden yatay bir kesit alındığında eğenin yarıçapı ile kesici kenarının yaptığı açıdır. ‘Pozitif rake açısı’ kesici kenar ve kesilen yüzeyin oluşturduğu açı genişse oluşan açı olup ‘kesici’ olarak da adlandırılmaktadır. ‘Negatif rake açısı’ ise kesici kenar ile kesilen yüzeyin oluşturduğu açının dar olduğu durumda olmaktadır ve ‘kazıyıcı’ olarak da adlandırılmaktadır (18).

Ni-Ti aletlerde bir diğer dizayn özelliği olan heliks açısı, aletin kesici kenarının aletin uzun aksı ile yaptığı açıdır. Alet üzerinde çok az sayıda spiral varsa, dentin artıkları hızla birikerek olukları tıkayabilir ve böylece kesme işlemi verimsiz hâle gelebilmektedir. Öte yandan, alet üzerinde çok fazla sayıda spiral olursa, dentin talaşları tahliye edilmeden önce çok uzun bir mesafeye sahip olur ve sürtünme direnci artıkların sıkışarak kanalın tıkanmasına neden olabilmektedir. İdeal heliks açısı, kanal içini tıkamadan dentin kalıntılarının verimli bir şekilde çıkarılmasını sağlamaktadır. Eğe uzunluğu boyunca uçtan uca heliks açısını artırmak gibi tasarım özellikleri, artıkların çıkarılmasına yardımcı olabilmektedir (144).

Ni-Ti aletin, rotasyon sırasında yivi (oluğu) takip eden en büyük çapa sahip yüzey (yiv ve arazinin kesiştiği yer), eğenin ön (kesme) kenarını veya diğer adıyla bıçağını oluşturmaktadır. Kesici kenar, kanal duvarı boyunca dentin dokusunda aşındırma ya da koparma yaparak dentin talaşı oluşturmaktadır. Etkinliği, insidans açısına ve keskinliğine bağlıdır (29).

Sarmal kavramı, eğenin ön kenarındaki bir nokta ile bitişik ön kenarındaki karşılık gelen nokta arasındaki mesafedir (diğer bir ifade ile ‘spiral bükümden’ diğerine olan mesafe). Sarmal ne kadar küçükse veya karşılık gelen noktalar arasındaki mesafe ne kadar kısaysa, eğe üzerindeki spiral sayısı o kadar fazla ve heliks açısı o kadar büyük demektir. K-tipi eğeler 1 mm aralığında sabit bir sarmala sahipken, birçok Ni-Ti eğenin çalışma yüzeyi boyunca değişken bir sarmal yapısı bulunmaktadır (29).

Kesme açısı, bir eğenin kesme kabiliyetinin en iyi göstergelerinden biri olarak kabul edilir ve eğenin ön kenarı ile temas hâlindeki kanal duvarına çizilen bir teğet tarafından oluşturulan açının ölçülmesiyle belirlenmektedir (29). Rake açısı ve kesme açısı terimlerinin bazen aynı şeyi ifade ettiği düşünülse de aslında farklı açıları ifade etmektedirler. Yalnızca Ni-Ti eğenin olukları simetrik olursa kesme açısı ve rake açısı aynı olmuş olur (18). Kesme açısı ile rake açısının toplamı  $90^\circ$ 'dir (29).

## **2.6. Kök Kanal Preparasyonunda Kullanılan Ni-Ti Aletlerin Kinematikleri**

### **2.6.1. Sentrik Rotasyonel Hareket**

Rotasyonel hareket, 1980'lerin sonlarında tanıtılan ve bugün piyasada bulunan mekanik preparasyon sistemlerinin çoğu tarafından halen kullanılmakta olan bir sistemdir (108). Hülsmann ve ark.na göre (12), rotasyonel enstrümantasyona ilk referans, dental bir el aletine takılabilen dikdörtgen kesitli ince iğneler kullanan Oltramare (148) tarafından yapılmıştır. Rollins, 100 rpm'de özel olarak tasarlanmış iğnelerle kullanılan kök kanal enstrümantasyonu için ilk endodontik el aletini geliştirmiştir (149). Ni-Ti endodontik el aletlerinin Walia ve ark. (34) tarafından piyasaya sürülmesinden sonra, birçok döner Ni-Ti aleti pazara sunulmuştur. Ni-Ti eğelerini kök kanalı içerisinde tam dönüşle ( $360^\circ$ ) çalıştıran bu hareket elektrik motorları ve redüksiyonlu angldruvalar tarafından gerçekleştirilmektedir (108).

### **2.6.2. Resiprokal Hareket**

1985 yılında, kök kanallarının hazırlanmasında dengeli kuvvetlerin kullanımı yani saat yönünde ve saat yönünün tersine hareketlerin (manuel resiprokasyon) kullanımı gündeme getirilmiştir (150). Bu teknik, preparasyon sırasında doğal kanal eğriliğine karşı koymak üzere daha büyük paslanmaz çelik eğelerin kullanımına izin vermektedir (151). Bununla birlikte, paslanmaz çelik el eğelerinin kullanımı zaman alıcı, yorucu olmakta ve çok sayıda prosedürel hatalara yol açabilmektedir (152).

Endodontide otomatik resiprokasyon ilk kez 1964 yılında Giromatic sistem (MicroMega) ile saat yönünde ve saat yönünün tersine  $90^\circ$  hareket eden paslanmaz çelik eğeler kullanılarak tanıtılmıştır (152). Bu eğelerin manuel eğelemeye kıyasla daha fazla prosedür hatasına sebep olduğu bildirilmiştir (153).

Resiprokal sistem, bu kez kök kanallarını şekillendirmek amacıyla tekli Ni-Ti aletler (ProTaper) kullanılarak 2008’de yeniden tanıtılmıştır (154). Bu sistemin, kök kanallarını temizlemede, çok eğeli ProTaper sistemi kadar etkili olduğu (155) ve apikal kalıntıları benzer miktarlarda ekstrüze ettiği (156) gösterilmiştir.

Endodontik aletlerin kırılma riskini en aza indirmek amacıyla önerilen bu sistem, Reciproc (VDW) ve Wave One (Dentsply) tek eğe sistemleri ile 2011’de daha güncel bir şekilde piyasaya sürülmüştür (152). Bu hareketin gerçekleştirilmesi için elektrikli motorlar ve redüksiyonlu angldruvalar kullanılır; bu harekette aletler hem saat yönünde hem de saat yönünün tersi yönünde farklı açılarla dönüş yapmaktadır (108). Malentacca ve Lalli (157), Ni-Ti aletlerin resiprokal hareketle kullanıldığında rotasyonel hareketle kullanımına göre önemli ölçüde daha güvenli olduğunu gözlemlemişlerdir. Şeffaf bloklarla yapılan diğer bir çalışmada, alet kırılma insidansının rotasyonel harekete göre resiprokal harekette daha düşük olduğunu göstermiştir (158). Yapılan çalışmalar ‘resiprokal hareket’ in, alet üzerindeki baskı ve gerilme kuvvetini azalttığını ve bu sayede rotasyonel harekete kıyasla daha fazla döngüsel yorgunluk direnci sağladığını göstermiştir (159–161).

### **2.6.3. Kombine (Rotasyonel+Resiprokal) Hareket**

Bazı sistemler her iki hareketin de avantajlarından yararlanmak üzere rotasyonel ve resiprokal hareketleri birleştirecek biçimde tasarlanmışlardır. Ultradent, Sybron Endo, Easy ve J Morita gibi firmalar kök kanalında her iki kinematik ile çalışabilen motor ve/veya alet sistemleri önerileri sunmuştur. 2016’da piyasaya sürülen Genius sistemi (Ultradent, Güney Jordan, UT, ABD) öncelikle güvenli bir preparasyon sağlamak üzere resiprokal hareket ile başlayıp rotasyonel hareket ile sonlanmaktadır. Bu sayede daha etkin bir biçimde dentin uzaklaştırılması ve apikalden daha minimum düzeyde debris ekstrüzyonu hedeflenmektedir (108). Özyürek ve ark. Genius sisteminin çift kurvatüre sahip kanallarda, Reciproc Blue ve WaveOne Gold sistemlerine kıyasla torsiyonel kırılmalara karşı daha dayanıklı olduğunu göstermişlerdir (162).

Sybron Endo tarafından, kullanım sırasında alete uygulanan yükü yorumlayabilen ve dönme direncinde bir artış olduğunda otomatik olarak rotasyonel hareketten resiprokal harekete geçebilen Elements elektrik motorunun tanıtımıyla yenilikçi bir öneri sunulmuştur (108). Bu sistem, dentini daha kolay kesen ve debris

daha kolay dışarı atan simetrik dönme hareketinin yanı sıra alet üzerindeki yükler arttığında ileri geri hareketin faydalarını sağlayarak kırılma riskinde önemli bir azalma sağlamaktadır (163). Ayrıca Twisted Eğe sisteminin bir varyasyonu olarak aynı tasarım özelliklerine, R-faz işlemine ve özel yüzey işlemi ile büküm bazlı üretim sürecine sahip olan Twisted File Adaptive System de bu amaçla piyasaya sürülmüş diğer bir sistem çeşitidir (164).

Üreticiye göre (J Morita MFG. Corp Kyoto, Japonya) Optimum Tork Revers hareketi (OTR), simetrik resiprokal hareket kinematığının faydalarını araştırmak ve dezavantajlarını en aza indirmek amacıyla geliştirilmiştir. Saat yönünde sürekli rotasyon sırasında tork otomatik olarak ölçülmektedir. Bu nedenle, sunulan tork önceden tanımlanan belirli bir eşikten daha büyükse, cihaz saat yönünün tersine ve saat yönünde 90°'lik bir salınım hareketi gerçekleştirir. Bu işlem, mevcut tork eşik değerinden daha düşük olana kadar tekrarlanmakta ve ardından sürekli rotasyon yeniden sağlanmaktadır. Bu kinematik, saat yönünde aktif kesme açısı sunan herhangi bir Ni-Ti sistemi ile kullanılabilir (108). Son zamanlarda, Pédulla ve ark. (161), sürekli rotasyona kıyasla OTR hareketinde kullanılan aletlerin döngüsel yorgunluğa karşı daha büyük direnç gösterdiklerini bildirmişlerdir.

#### **2.6.4. Eksentrik Rotasyonel Hareket**

Bazı sistemlerde, aletlerin sahip oldukları özelliklerinden dolayı dönüş eksenleri merkez dışı olabilmektedir. Bunlar arasında asimetrik dikdörtgen kesitli ProTaper Next sistemi ve 35°C'ye eşit veya daha yüksek sıcaklıklarda çekirdeğinin boyutunun ötesinde genişleyen XP-endo Shaper yer almaktadır (108).

TRUShape sistemi (Dentsply Sirona), değişken konikliği ve eksentrik bir kütle merkezine sahip modifiye edilmiş kesiti sayesinde asimetrik dönme hareketi gerçekleştirebilmektedir, öyleki preparasyon sırasında kesitin sadece iki noktası dentin duvarlarına dokunmaktadır (165,166). Aletler, preparasyon sonrası ısıl işleme tabi tutulur; üçgen kesitli, .06 değişken konisiteli ve uzun ekseni S şeklindedir (167). Bu nedenle, bu sistem özellikle düzensiz geometrilere sahip kanallar için tavsiye edilmektedir, çünkü daha konservatif şekillendirmeye olanak sağlamasının yanı sıra, aynı anda aletin kanal duvarlarıyla daha büyük bir yüzey temasını desteklemektedir (168). Bu sistem, oval kanallardan debris uzaklaştırmada Twisted File sistemine göre daha etkili bulunmuştur (169).

### 2.6.5. Transaksiyel Hareket

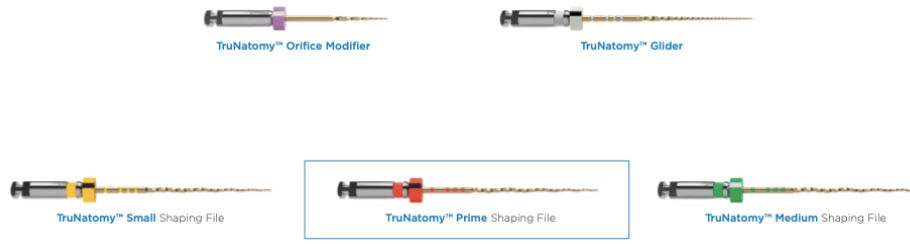
Mevcut sistemlerden tamamen farklı bir tasarım ve kinematik ile piyasaya sürülen SAF (Self-Adjusting File) cihazı 2010 yılında ReDent-Nova (Ra'anana, İsrail) tarafından geliştirilmiştir. Bu cihaz silindirik şeklinde, içi boş, kök kanalının duvarlarına uyum sağlayabilen aşındırıcı bir yüzeye sahip ince Ni-Ti yapısından üretilmiş ağ örgüsüne sahip bir eğe sistemidir. Eğe, enstrümantasyon sırasında sürekli bir irrigan akışı sağlayan silikon irrigasyon cihazına (VATEA, ReDent-Nova) bağlı olarak çalışır. El aleti 3000 ila 5000 titreşim/dk frekans ve 0,4 mm genlik ile dikey olarak titreşirken, içeri ve dışarı gagalama hareketi ile çalıştırılır. Kanalın çevresinden yaklaşık 60 ila 75 mm kalınlığında bir dentin tabakasının çıkarılmasına izin veren, kanal başına toplam 4 dakikalık enstrümantasyon süresi için 2 dakikalık iki döngü gerçekleştirilir (108). Eğenin kanal duvarlarıyla yakın çevresel temasıyla birleşen gagalama hareketi, dentini aşındırarak uzaklaştırmaktadır (170).

### 2.7. Çalışmamızda Kullanılan Ni-Ti Eğe Sistemleri

Çalışmamızda dört farklı Ni-Ti eğe sistemi kullanılmış olup bu sistemler TruNatomy, WaveOne GOLD, Reciproc Blue ve One Curve olarak sıralanabilir.

#### 2.7.1. TruNatomy (TN)

TruNatomy (TN; Dentsply Sirona, Maillefer, Ballaigues, İsviçre), eğelerin çoğunun üretiminde kullanılan 1,2 mm Ni-Ti tel yerine 0,8 mm Ni-Ti telden üretilen ve özel bir ısıl işlem uygulanarak piyasaya sürülen yeni bir eğe sistemidir (171). Üretici firma tarafından, bu eğelerin üretiminde kullanılan özel ısıl işlem sayesinde geleneksel ısıl işlemle üretilen eğelere kıyasla dört kat daha fazla elastikiyete ve yorulma direncine sahip olduğu iddia edilmiştir (172). TN eğe sistemi paralelkenar kesitli ve merkezden uzak tasarımıyla kanal içinde boşluklu bir alan oluşturarak smear tabakasının etkin bir biçimde çıkarılmasını sağlamaktadır. Ayrıca sahip olduğu ince tasarımı yardımıyla yapısal dentin ve diş bütünlüğünü koruduğu bildirilmiştir (Şekil 2.9 ve 2.10) (171,173).



**Şekil 2.9.** TruNatomy Ni-Ti eğe sistemi (171)



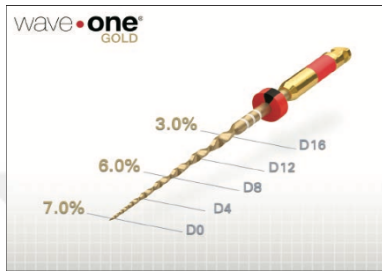
**Şekil 2.10.** TruNatomy Prime eğesi (171)

### 2.7.2. WaveOne Gold (WOG)

2015 senesinde yeni bir “resiprokal” sistem olan WaveOne Gold (WOG; Dentsply Sirona, Maillefer, Ballaigues, İsviçre) sistemi tanıtılmıştır. Aynı hareket kinematığında kullanılan WaveOne’dan farklı olarak gelişmiş bir metalürjiyle, Gold-Wire isimli yeni bir ısıl işlem prosedürü ile üretilmiştir (130,174,175). Eşsiz altın rengi, maruz kaldığı termal döngü prosedürünün sonucudur (birçok kez yavaşça ısıtılıp soğutulularak) (132). Üretici firma, Gold teknoloji tasarımının eğenin döngüsel yorgunluk direncini ve esnekliğini arttırdığını iddia etmektedir (176). WOG eğeleri, WO eğelerine kıyasla değiştirilmiş bir kesite, boyuta ve geometriye sahiptir (132). WO eğeleri, dışbükey üçgen kesit tasarımına sahipken (97), WOG eğeleri iki kesme kenarı, aktif olmayan bir uç ile merkez dışı paralelkenar bir tasarıma ve kesici kenarlar, saat yönünün tersine döndüklerinde aktif olan alternatif noktalarda kanal duvarına temas eden 85°’lik bir açığa sahiptir (132,176). Bu eğe sisteminde 20/.07 (Small), 25/.07 (Primary), 35/.06 (Medium) ve 45/.05 (Large) olmak üzere dört farklı eğe bulunmaktadır (Şekil 2.11 ve 2.12) (176).



**Şekil 2.11.** WaveOne Gold Ni-Ti ege sistemi (177)



**Şekil 2.12.** WaveOne Gold Primary egesi (177)

Tüm eğerler, dentini korumaya yönelik olarak D1-D3'te sabit ve D4-D16'da kademeli azalan konikliğe sahip bir tasarımla üretilmişlerdir (177). WaveOne Gold sistemi, saat yönünün tersine  $150^\circ$  ve saat yönünde  $30^\circ$  dönüş yaparak toplamda üç siklusta  $360^\circ$ 'lik dönüşü tamamlamaktadır (Şekil 2.13) (178).

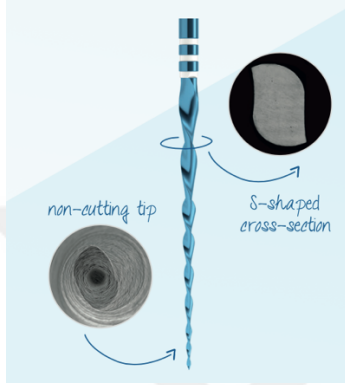


**Şekil 2.13.** SYT  $150^\circ$  ve SY  $30^\circ$  (178)

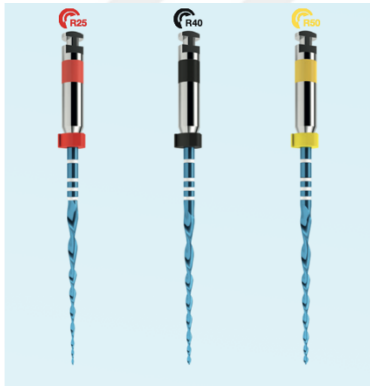
### 2.7.3. Reciproc Blue (RecB)

Yeni nesil resiprokal tek ege sistemi olan Reciproc Blue (RecB) (VDW, Münih, Almanya), S şeklinde kesite, iki adet kesme kenarına ve kesmeyen bir uca sahiptir (Şekil 2.14) (179). RecB eğerleri, "Blue Wire" denilen yeni bir ısıtma işlemi

sayesinde moleküler yapının değiştirilmesiyle üretilir (180). Uygulanan bu işlemle eğenin, döngüsel yorulma direncini ve esnekliğini artırmak amaçlanmıştır (133,181). Aynı zamanda bu yeni prosedür, eğeye mavi rengi verir (179). RecB sistemi, saat yönünün tersine  $170^\circ$  ve saat yönünde  $50^\circ$  dönüş yaparak toplamda üç siklusta  $360^\circ$ 'lik dönüşü tamamlamaktadır. RecB eğe sisteminde üç farklı enstrüman bulunmaktadır (Şekil 2.15) (180).



**Şekil 2.14.** S şeklinde kesit ve kesmeyen uca sahip dizayn (180)



**Şekil 2.15.** Reciproc Blue Ni-Ti eğe sistemi (180)

#### 2.7.4. One Curve (OC)

One Curve (OC) (Micro Mega, Besancon, Fransa), kök kanalını tek bir eğe kullanarak prepare etmek amacıyla üretilmiş yeni bir Ni-Ti eğe sistemidir (Şekil 7.1). C-Wire teknolojisi kullanılarak imal edilen bu eğe sistemi kontrol hafızasına sahiptir. Ayrıca üretici firmanın iddiasına göre, bu eğe sistemi kök kanalının şeklini ve eğriliğini korumak amacıyla önceden bükülebilmektedir. OC Ni-Ti eğe sistemi iki

farklı kesit alanına sahiptir; birinci bölge değişken üç kesici kenar tasarımı sunarken, ikinci bölge (koronal) ise iki kesici kenar tasarımına sahiptir (Şekil 2.16) (182).



Şekil 2.16. One Curve Ni-Ti eğe sistemi (182)



Şekil 2.17. Üçgen ve S şeklinde iki kesit alanına sahip dizayn (182)

## 2.8. Kök Kanal Preparasyonu Sırasında Karşılaşılan Komplikasyonlar

Kök kanal preparasyonunda, kanalın orijinal yapısını bozmadan şekillendirmek ve preparasyon sırasında meydana gelebilecek komplikasyonları önlemek amacıyla farklı özelliklere sahip birçok Ni-Ti eğe sistemi geliştirilmiştir. Buna rağmen enstrümantasyon sırasında transportasyon, perforasyon, blokaj ve alet kırığı gibi komplikasyonlar meydana gelebilmektedir (147).

### 2.8.1. Transportasyon

Transportasyon, kanal preparasyonu sırasında eğelerin kendilerini orijinal şekillerine döndürme eğilimi nedeniyle, kanalın apikal yarısındaki kurvatürün dış kısmında bulunan kanal duvarı yapısının kaldırılması olarak tanımlanabilir (183). Genel görüşe göre, kanal preparasyonu yapıldıktan sonra diş kökünden alınan enine kesitlerde genellikle ağırlık merkezi olarak belirlenen kanal ekseninin kaydığı kabul edilmektedir. Yaklaşık 100 ila 150  $\mu\text{m}$ 'lik bir transportasyonun klinik olarak kabul

edilebilir olabileceği düşünülmektedir (12). Eğer kanal transportasyonu basamak oluşumuna yol açmışsa, sonraki aletler basamak alanını yalnızca yeterince ön eğim yapıldığında atlayabileceklerdir. Döner aletlerle enstrümantasyon yaparken bir taraftan da eşit boyutlardaki el aletlerinin kullanımı tavsiye edilmektedir (29).

### **2.8.2. Perforasyon**

Perforasyon, kök kanal transportasyonunun nihai sonucu olarak oluşabileceği gibi giriş kavitesinin hazırlanması sırasında da meydana gelebilmektedir. Özellikle kalsifiye kanalların preparasyonu ileri düzeyde operatör becerisi gerektirmektedir. Üç tip perforasyon tanımlanabilmektedir; çok köklü dişlerde furkasyona doğru meydana gelen strip perforasyonlar, kanal eğrilikleri ile ilişkili perforasyonlar ve apikal foramenlerdeki perforasyonlar (29).

### **2.8.3. Blokaj**

Kök kanalları, temizleme ve şekillendirme işlemleri sırasında tıkanabilmektedir. Bazı zamanlarda kanal duvarının dışbükey tarafını düzleştiren ve kazıyan aletler tarafından şekillendirilme sırasında basamak adı verilen bir dentin çıkıntısı meydana gelebilmektedir. Daha az ciddi olan durumlarda basamak, ön eğim verilmiş aletlerle düzeltilebilirken daha ciddi olduğu durumlarda optimal obturasyonu engelleyebilmektedir (29).

Blokaj, esas olarak yoğun şekilde sıkıştırılmış artıklar veya kollajenöz pulpa kalıntıları ile dolu bir kök kanalı alanını ifade etmektedir. Ayrıca kırık eğeler veya önceden var olan koronal ya da radiküler dolgu materyallerinin kalıntıları gibi diğer engellerden de kaynaklanabilmektedir. Klinik olarak basamak veya blokajın varlığı, düz esnek bir aletin kök kanalında daha derine ilerleyememesi ile anlaşılır; ancak bu durumun kalsifiye kanalda ilerleyememekten ayırt edilmesi gerekmektedir (29).

Kanal blokajının diğer bir nedeni ani kanal eğriliği olabilmektedir. Sonuç olarak blokaj durumu maalesef kök kanalının apikal bölümünün dezenfekte edilmesini engelleyebilmektedir.

### **2.8.4. Ni-Ti Eğelerde Meydana Gelen Kırılmalar**

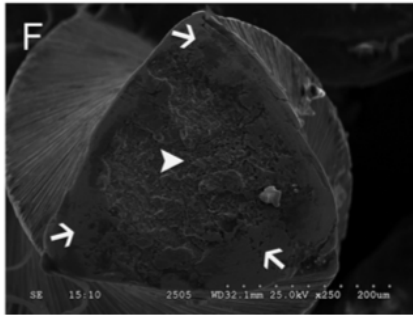
Kök kanal preparasyonu sırasında endodontik enstrümanların kırılması, nadir görülen bir komplikasyon değildir (184). Paslanmaz çelik aletler için vakaların %1-6'sında, döner Ni-Ti aletler için ise yaklaşık %0,4-3,7 oranında ortaya çıkabilir (185).

Temel olarak enstrüman kırılmalarından sorumlu iki mekanizma vardır (184,186–188).

**Torsiyonel strese bağlı olarak gelişen kırılma:** enstrümanın uç veya herhangi bir parçası kök kanalının içerisinde sıkıştıktan sonra aletin gövde kısmının dönmeye devam ettiğinde meydana gelen kırılmadır (184,187–189). Bu duruma bağlı olarak tork elastik limiti aşar ve alette kırılma meydana gelmesi kaçınılmaz olmaktadır (184). Enstrümantasyon sırasında aşırı apikal kuvvetin uygulanması ile ilişkilendirilen bu tip kırılmanın önüne geçilmesi amacıyla tork kontrolü olan motorların kullanılması gerektiği bildirilmiştir (188,190,191).

**Döngüsel yorgunluğa bağlı olarak gelişen kırılma:** kanal içerisinde serbestçe dönen aletin kök kanalının en eğimli kısmında tekrarlayan sıkışma ve çekme kuvvetleri döngülerine maruz kalması sonucu oluşan kırılmadır (76,192). Bu tip kırılma, kök kanal eğriliğinin açısı ve yarıçapının yanı sıra kullanılan aletin boyutu ve konikliğine bağlıdır (8,193,194).

Ni-Ti döner aletlerde meydana gelen bu kırılmalar ayrı ayrı gerçekleşebileceği gibi döngüsel ve torsiyonel strese bağlı olarak kombine bir şekilde de gerçekleşebildiği bildirilmiştir (195). Klinik kullanım sonrası eğelerde oluşan kırık yüzeyleri SEM ile incelendiğinde, eğelerin hem torsiyonel hem de döngüsel yorgunluğa bağlı kırılmaya dair işaretler taşıdığı tespit edilmiştir (Şekil 2.18) (196).



**Şekil 2.18.** SEM altında aynı yüzeyde hem torsiyonel strese hem de döngüsel yorgunluğa bağlı kırılma görüntüsü (196)

### Ni-Ti Eğelerde Kırılmaya Etki Eden Faktörler

Boutsoukis ve Lambrianidis'e (197) göre enstrüman kırılmalarına etki eden faktörler;

- i. Operatör ile ilişkili olan (beceri, yeterlilik, muhakeme yeteneği),

- ii. Anatomi ile ilişkili olan (giriş kavitesi, kök kanal anatomisi),
- iii. Enstrüman ile ilişkili olan (materyal, dizayn, üretim süreci ve hataları),
- iv. Kullanılan teknik ile ilişkili olan (motor çalışma parametreleri, enstrümantasyon tekniği, kullanım sıklığı ile sterilizasyon, irrigan solüsyonları) faktörler şeklinde sıralanabilmektedir.

### **i. Operatör ile İlişkili Olan Faktörler:**

Diğer birçok dental prosedürde olduğu gibi, kök kanal tedavisi de yeterli eğitim ve el becerisi gerektiren bir dizi hassas ve titiz manipülasyon içermektedir; kök kanallarının preparasyonu teknik olarak en zorlu aşamalardan biri olarak kabul edilmektedir. Bu nedenle operatörün beceri ve yeterliliğine ilişkin faktörlerin, alet kırılmasına katkıda bulunanlar arasında en önemlileri olarak sıralanması şaşırtıcı olmamaktadır (185,198).

Operatör deneyiminin etkisini değerlendirmek amacıyla yapılan birçok çalışmada, alet kırılma insidansını en aza indirmek için uygun eğitim veya deneyimin gerekli olduğu bildirilmiştir (199–201). Ek olarak, operatörün şüpheli bir kusur gösteren veya preparasyonu zor görünen bir kök kanalında kullanılmış bir aleti atması gerektiği muhakemesini geliştirmesi gerekmektedir (197).

### **ii. Anatomi ile İlişkili Olan Faktörler:**

#### **a. Giriş Kavitesi**

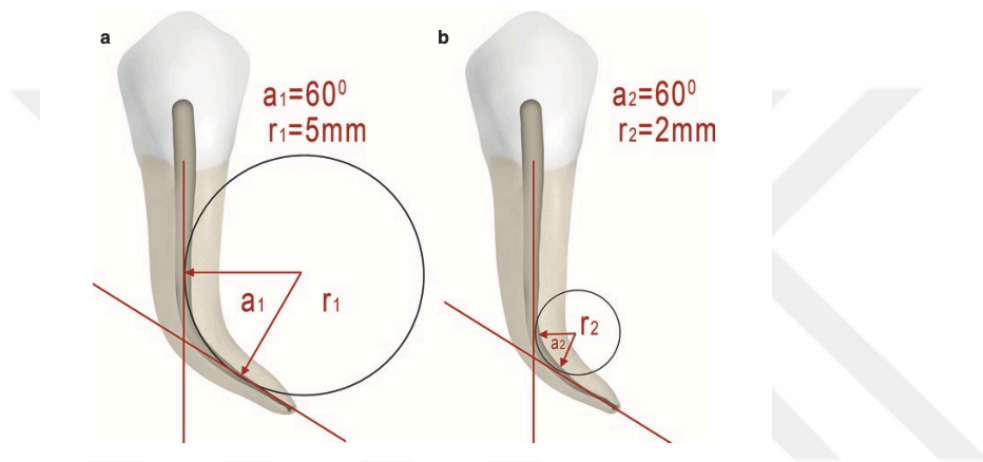
Giriş kavitesi, tüm kök kanallarına engelsiz görsel erişime izin vermeli ve aletleri kanala, doğrudan apekse veya ilk eğrilik noktasına yönlendirmek üzere bir huni görevi görmelidir (202). Uzaklaştırılmayan dentin çıkıntıları ile oluşan engeller, aşılması gereken eğriliklerin sayısını ve şiddetini artırarak preparasyon sırasında aletlere uygulanan stresi artırabilmektedir (203). Tam tersine, giriş kavitesinin pulpa odası sınırlarının ötesinde genişletilmesi ise eğelerin kök kanallarına girişini engelleyebilir ve uçların kazara bükülmesine neden olabilmektedir (197).

#### **b. Kök Kanal Anatomisi**

Karmaşık kök kanal anatomisine sahip vakalarda, alet kırılma riskinin arttığı görülmektedir (204). Alet kırıklarının premolar veya anterior dişlere kıyasla molar dişlerde daha sık görüldüğü ifade edilmiştir (205–208). Ayrıca, alet kırılmalarına maksiller ve mandibular molarların meziobukkal kanalında diğer kanallardan daha sık

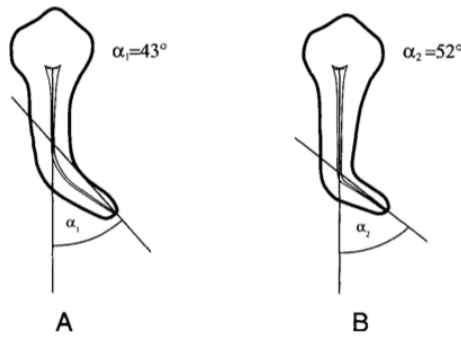
rastlandığı bildirilmiştir (206,208). Bu durum, molar kök kanal sisteminin genel morfolojik karmaşıklığı ve her dişte birden fazla kanalın varlığı ile açıklanabilir; ancak birincil neden, büyük olasılıkla bu kök kanallarının eğriliğidir (197).

Bir kök kanalının eğriliği, açısı ve yarıçapı ile tanımlanır (8); açı ne kadar geniş, yarıçap ise ne kadar küçükse, eğrilik o kadar keskin olmaktadır. Bu iki parametre birbirinden bağımsız olarak değişebilir; bu nedenle iki kök kanalının aynı açıya ancak çok farklı eğrilik yarıçaplarına sahip olması veya tam tersi olması mümkün olabilmektedir (Şekil 2.19) (197).



**Şekil 2.19.** Pruett ve ark.na göre (8) ölçülen eğrilik açısı ve yarıçapı. İki kök kanalı aynı açıya ( $a_1=a_2=60^\circ$ ) ancak farklı eğrilik yarıçaplarına ( $r_1=5\text{ mm}$ ,  $r_2=2\text{ mm}$ ) sahiptir.

Kök kanal eğriliğinin durumunu tespit etmek amacıyla çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. İlk yöntem 1971 yılında Schneider tarafından ortaya konulmuştur. Bu yöntemde göre ilk doğru kanalın uzun eksenine paralel olacak şekilde, diğer doğru ise apikal foramenden başlayıp kanal eğriliğinin başladığı noktaya doğru ilk çizilen doğru ile kesişecek şekilde çizilmektedir. Bu kesişimle oluşan dar açı kanalın eğrilik derecesi olarak tanımlanmaktadır. Schneider yönteminde kanal eğriliği tek bir parametreye bağlı olarak tanımlanmaktadır (Şekil 2.20) (209).



**Şekil 2.20.** Schneider tarafından tek parametre ile tanımlanan kanal kurvatürünü belirlemek için kullanılan metot. Bu yöntemle ölçüldüğünde A 43° açıya sahip ve B 52° açıya sahip iken, Pruett tarafından tanımlanan metotla 60° açıya denk gelmektedir. Kanal kurvatürünün lokasyonu sonuçta belirlenen açiyı etkilemektedir (8).

Sonrasında Pruett ve ark. (8) kök kanal eğriliğinin derecesini hesaplamak amacıyla, iki parametre (kurvatür açısı ve yarıçapı) kullanarak ve daha güvenilir olduğunu iddia ederek yeni bir hesaplama metodu geliştirmişlerdir. Bu parametreleri belirlemek amacıyla, ilk olarak kanalın koronal düz kısmının uzun eksenini boyunca düz bir çizgi çizilir. Sonrasında kanalın apikal düz kısmının uzun eksenini boyunca ikinci çizgi çizilir. Çizilen her iki çizgi üzerinde kanal eğriliğinin başladığı ve bittiği noktalar bulunmaktadır. Kanalın kurvatürlü kısmı, bu iki noktadan teğetleri geçen bir çember çizilerek temsil edilir. Kurvatür açısı, bu iki nokta arasındaki dairenin yayı gören merkez açısıdır. Çizilen çizgilerin uzunluğu, oluşturulan dairenin yarıçapıdır ve bu yarıçap aynı zamanda kurvatür yarıçapı olarak kabul edilmektedir (8).

Yapılan *ex vivo* çalışmalarla, kurvatürlü kanallarda kullanılan Ni-Ti aletlerin maruz kaldıkları artan baskı ve gerilme stresi sonucu oluşan döngüsel yorgunluk nedeniyle kullanım ömürlerinin kısaldığı öne sürülmüş (210–213) ve klinik çalışmalar bu bulguları doğrulamıştır (205,206). Kurvatür açısı arttıkça ve kurvatür yarıçapı azaldıkça eğenin kırılması için gereken döngü sayısının azaldığı gösterilmiştir (210,214,215).

### c. Enstrüman ile İlişkili Olan Faktörler:

Ham maddelerin tasarım ve üretim süreci, enstrüman kırılması üzerinde önemli bir etkiye sahip olabilir (145,190). Ni-Ti alaşımlardan üretilen aletlerin çoğu sahip

oldukları şekil hafızası nedeniyle bükülerek üretilmek yerine bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) teknolojisi ile karmaşık şekillerin oluşturulmasına izin veren (7), fakat aynı zamanda oluk, çatlak, çukur gibi yüzey kusurlarına neden olabilen bir süreç olan frezeleme yöntemiyle imal edilmektedirler (56,190,216–224). Bu düzensizliklerin aletleri kırılmaya daha yatkın hale getirebileceği iddia edilmektedir (222). Çünkü bunlar stres konsantrasyon noktaları olarak hareket ederek çatlakların başlamasını sağlayabilir ve bu çatlakların yayılması daha az stresle meydana gelebileceğinden sonucunda kırılmalara yol açabilmektedir (145,225). Argon, bor veya nitrojen iyonlarının implantasyonu, termal nitrürleme, plazmaya daldırma, derin kuru kriyojenik işlem ve elektro-parlatma gibi çeşitli yöntemler, bu yüzey kusurlarını azaltmak ve sonuç olarak aletlerin kırılmalara karşı direncini artırmak için uygulanmıştır (57,58,226,227); ancak sonuçlar çoğu durumda yetersiz bulunmaktadır (197).

Frezlenerek üretilen aletlere yüzey modifikasyonları uygulamak yerine, ham Ni-Ti alaşımının veya tamamlanmış aletlerin termomekanik işleme tabi tutulması (73,76,99,102,228–231) eğelerin esnekliğini ve yorulma direncini artırarak daha etkili olduğu düşünülmektedir (124,129,231,232).

Ni-Ti alaşımının kalitesinden kaynaklı bazı sorunlar da ortaya çıkabilir. Oksit parçacıkları, üretim sırasında alaşıma dahil olabilir ve daha sonra stres uygulaması sırasında, kırılma süreciyle ilgili olabilecek mikro boşluklar için çekirdeklenme bölgeleri olarak hizmet edebilirler. Bu parçacıkların göreceli konsantrasyonu, alaşımın metalürjik kalitesini gösterebilir (190).

Bir aletin kesit alanı da alet kırılmasını etkileyebilmektedir (145). Bu alan, aletin boyutu ve konikliği ile özel tasarımı da dahil olmak üzere bir dizi başka parametre tarafından belirlenmektedir (198,233). Ya boyutu ya da konisiteyi artırarak enine kesit alanını artırmak, torsiyonel gerilmeye karşı direnci artıracaktır (186,234,235), ancak aynı zamanda, aksi yönde belirtiler bildirilmiş (236) olsa da döngüsel yorgunluğa karşı direnci azaltacaktır (6,186,193,237–240). *In vivo* alet kırılmalarında birincil neden (torsiyonel yükleme, fleksürel yorgunluk veya her ikisinin kombinasyonu) hakkında kesin kanıt bulunmamakla birlikte klinik kullanım sırasında daha küçük eğelerin daha sık kırıldığı görülmektedir (241).

Enstrüman tasarımı, olukların sayısını veya derinliğini artırarak bir enstrümanın kesit alanını daha da azaltabilir (145,242), daha derin oluklar stres konsantrasyonunu kolaylaştırıyor gibi görünmektedir (243); ancak Biz ve Figueiredo'ya göre (244) sap-yiv oranı, kırılmaların oluşumunda katkıda bulunan bir faktör gibi görünmemektedir. Enine kesit şeklindeki ani değişimler, stres yoğunlaşma noktaları olarak da hizmet edebilir ve çatlak başlangıcını destekleyebilir (145,243). Son olarak, dentin duvarı ile temas eden geniş metal alanlar (örn. radyal alanlar) kullanım sırasında sürtünmeyi artırır (6,243) ve ayrıca kırılma riskini de yükseltebilir (197).

#### **d. Kullanılan Teknik ile İlişkili Olan Faktörler:**

##### **a. Motor Çalışma Parametreleri**

Günümüzde elektrikli motorlar, döner alet sistemleri için basınçlı hava ile çalışan motorlara kıyasla neredeyse ittifakla tavsiye edilmektedir, çünkü temel olarak sabit bir dönme hızını koruyabilirler ve ayrıca enstrümanlara uygulanan maksimum torku sınırlandırabilirler; her iki parametre de operatör tarafından kolayca ayarlanabilmektedir. Basınçlı hava ile çalışan motorlar bu tür hassas kontrollerden yoksundur ve hava basıncı farklılıklarından da etkilenebilirler (197). Bununla birlikte, alet kırılma hızı her iki motor tipi için de benzer olabilmektedir (245).

Elektrikli motorların yaygın olarak benimsenmesi, düşük hızlı düşük torklu enstrümantasyon konseptinin yaygınlaşmasına paralel olarak meydana gelmiştir (246). Döner Ni-Ti eğelerin üreticileri genellikle dakikada 250 ila 600 devir (rpm) aralığında belirli bir dönme hızını önermektedirler, ancak bunun alet kırılması üzerindeki etkisi tartışmalıdır; yapılan birkaç çalışma alet kırılması üzerinde hiçbir etki bulmazken (8,72,210,239,247), diğerlerinde artan hız ile kırıklarda bir artış olduğunu bildirmişlerdir (189,213). Ayrıca, manuel kullanılan aynı eğelere kıyasla motorla çalışan Ni-Ti eğelerde yorulmaya bağlı kırılmalar daha sık meydana geliyor gibi görünmektedir, bunun nedeninin muhtemelen manuel olarak kullanılan eğelerin çok daha düşük bir hızda dönmesi olduğu düşünülmektedir (248). İlginç bir şekilde, döngüsel yorgunluğun dönüş hızından etkilenmediğini bulan çalışmalar bile, bir aletin sonlu bir yorulma ömrüne (kırılmaya kadar olan devir sayısı) sahip olduğundan, daha yüksek bir dönüş hızının bu ömrü daha kısa sürede tüketmesi gerektiğini kabul etmektedir (8). Dönme hızı, aletler tarafından sağlanan dokunsal geri bildirim de

değiştirebilmektedir. Birçok kanal düzensizliği alet aracılığıyla düşük hızda hissedilebilirken daha yüksek hızda en azından *in vitro* olarak, herhangi bir duyunun neredeyse tamamen kaybolmasına neden olabilmektedir (249). Genel olarak, üreticinin dönme hızıyla ilgili tavsiyelerine uyulması önerilmektedir (197). Tork, dönüş hızına kıyasla daha az etkili kabul edilen bir parametredir. Aletin sürtünmeyi yenmesi ve dönmeye devam etmesi için alete uygulanan döndürme kuvvetinin bir ölçüsüdür. Elektrik motorları sabit bir dönme hızını korumaya çalıştığından, alete uygulanan tork, sırasıyla alet bıçakları ve dentin arasındaki temas alanı ile aletin kullanımı tarafından belirlenen sürtünmeye bağlı olarak sürekli olarak değişebilir (197). Temas alanı esas olarak hem enstrümanın hem de kök kanalının boyutundan, konikliğinden ve kesit şeklinden etkilenir; daha geniş bir temas alanı sürtünmeyi artırır, bu nedenle daha büyük bir aletin dar bir kök kanalı içinde dönmesi için daha yüksek tork gerekmektedir (250,251). Örneğin, aynı kök kanalında aynı konikliğe sahip olan ancak daha büyük boyutta bulunan aletler ardışık olarak kullanıldığında temas alanı önemli ölçüde artar; ilkinden sonra gelen her alet aşırı sürtünmeye maruz kalır ve dönmek için çok daha yüksek tahrik torku gerektirir, bu da torsiyonel kırığa yol açabilmektedir. Aletin kök kanalının içine agresif bir şekilde yerleştirilmesi gibi hatalı kullanımlar da sürtünmeyi ve dönüş için gereken torku artırır. Uygulanabilecek maksimum tork, aletin plastik deformasyona veya kırılmaya uğramadan uygulanan strese dayanma kabiliyeti ile sınırlıdır (246,252,253).

#### **b. Enstrümantasyon Tekniği**

Enstrümantasyon tekniğinin de alet kırılması üzerinde etkisi bulunmaktadır (254). Örneğin, klinik olarak modifiye edilmiş dengeli bir kuvvet hareketiyle kullanılan Ni-Ti el aletleri, esas olarak aşırı torsiyonel yüklenme nedeniyle kırılırken, aynı tip motorla çalıştırılan aletler çoğunlukla döngüsel yorgunluk nedeniyle kırılıyor gibi görünmektedir (248). Sürtünmeyi azaltmak ve kırılma riskini en aza indirmek amacıyla döner Ni-Ti aletlerin büyük çoğunluğunun kullanımında crown-down tekniği tavsiye edilmektedir (214), ancak bu "tek eğe sistemi" olarak savunulan diğer Ni-Ti eğeleri için gerekli olmayabilir ve bu aletler boyutundan bağımsız olarak çalışma uzunluğuna kadar ilerletilmelidir (255,256). Halihazırda mevcut olan çoğu resiprokal çalışan eğeler de tek eğe sistemi şeklinde bulunmaktadır (257,258).

Tekniğe ilişkin olarak, aşırı torsiyonel yüklenmeyi önlemek ve yorulma ömrünü uzatmak amacıyla (80,213,251,259) hafif apikal basınç, sürekli aksel hareket (gagalama hareketi) ve kök kanalı içinde kısa süreli kullanım neredeyse ittifakla tavsiye edilmektedir (260). Ayrıca artan sürtünmeyi önlemek üzere, el aleti kanal açıklığında kök kanal ekseninden uzağa eğilmemelidir. Genel olarak, belirli bir sistemin deneyimsiz kullanıcılarının önerilen cihaz sırasına uyması tavsiye edilir, ancak farklı sistemlerin eğeleri, bireysel klinik ihtiyaçlarla başa çıkmak için hibrit protokollerle birleştirilebilir; bunun için belirli bir uzmanlık düzeyi gerekmektedir (197).

Ni-Ti aletlerin dentinle kilitlenmesini ve buna bağlı olarak gelişebilecek torsiyonel kırılmaları önlemek amacıyla preparasyonda kullanılacak Ni-Ti alet serisinin kullanımından önce kök kanalının apikal ucuna kadar kesintisiz düzgün bir yol (rehber yolu) meydana getirilebilir (197). Rehber yolu, küçük boyutlu paslanmaz çelik el aletleri (261–263) veya özel olarak dizayn edilmiş döner Ni-Ti aletler ile (263–266) hazırlanabilmektedir.

### **c. Kullanım Sıklığı ve Sterilizasyon**

Kök kanal aletlerinin ve özellikle Ni-Ti eğelerin artan maliyeti nedeniyle, bunların tekrar kullanılıp kullanılmayacakları sorusu her zaman önem arz etmektedir. Bir eğenin kaç kez güvenli bir şekilde kullanılabileceği halen devam eden bir tartışma konusudur. Üreticiler, kırılmayı önlemenin tek öngörülebilir yolunun döner aletleri düzenli olarak atmak olduğunu iddia etmektedirler; bazı durumlarda, sterilizasyondan sonra yeniden kullanılmasını önlemek ve tek kullanımlık bir politika uygulamak amacıyla Ni-Ti alet sapına bazı özellikler yerleştirilmiştir. Bununla birlikte, bu tavsiyeler ve politikalar, ilgili ticari çıkarlardan bir dereceye kadar etkilenebilmektedir (197). Grossman (267), küçük numaralı paslanmaz çelik el aletlerinin iki kereden fazla kullanılmamasını tavsiye etmiştir. Daha yakın zamanlarda, bir önlem olarak tüm döner Ni-Ti aletlerin tek seferlik kullanımı önerilmiştir (8,268), Haapasalo ve Shen (269) ise, bu katı kuralı yalnızca daha küçük eğeler için savunmaktadır, çünkü küçük numaralı eğelerde muhtemel herhangi bir kusurun tespit edilmesi daha zor olabilmektedir (197). Bir araştırma, belirli sayıda kullanımdan sonra eğeleri elden çıkarmanın diş hekimleri arasında yaygın bir uygulama olduğunu (270); alaşımın tipinin, aletin tasarımının,

boyutunun ve klinik zorluğun enstrümanın ne zaman atılacağına karar vermek için dikkate alınan parametreler olduğunu rapor etmiştir (185).

Bu önerilerin ardındaki kanıtlar çelişkili olabilmektedir. Ni-Ti döner eğelerin uzun süreli klinik kullanımı, sonraki *in vitro* testler sırasında döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerini azaltıyor gibi görünmektedir (193,237,246,271). Bu nedenle özellikle kavisli kök kanallarını şekillendirirken büyük boyuta sahip eğeler küçük olanlardan -döngüsel yorgunluğa karşı daha düşük dirençli oldukları için- daha erken atılmalıdırlar (271). Kırılma öncesi kullanım sayısı çok değişkendir (198,212), deneyimli klinisyenlerin bile ilk kullanımlarında kırık oluşabilmektedir (268). Buna rağmen operatörün yetkinliğinin ve kök kanal anatomisi gibi faktörlerin diğer değişkenlere göre, alet kırılma hızında çok daha önemli belirleyiciler olabileceği düşünülmektedir (198). Ni-Ti aletlerin çoklu kullanımları, mekanik bir bakış açısı ile kabul edilebilirdir (198), ancak güvenli bir kullanım sayısı önermenin mümkün olmadığı görülmektedir (197).

Enstrümanlar, ilk (üretici firma tarafından önceden sterilize edilmiş kapalı ambalajlarda teslim edilmedikçe) ve her yeniden kullanımlarından önce temizlenerek sterilize edilmelidir; ancak bu sürecin enstrüman kırıkları üzerindeki etkisi hâlâ tartışmalı bir konudur (197). Çoklu sterilizasyon döngüleri, korozyon ve defektler dahil olmak üzere Ni-Ti eğelerinde, yüzey değişikliklerine neden olabilir (272,273) ve muhtemelen yüzeylerini kaplayan pasif titanyum oksit tabakasındaki değişiklikler nedeniyle de (215,274) yüzey pürüzlülüğünü artırabilirler (220,275). Bununla birlikte, bu yüzey değişiklikleri alet kırılmasıyla açık bir şekilde bağlantılı değildir ve bu nedenle klinik olarak anlamlı olamayabilir (221).

Hem kuru ısı hem de otoklav sterilizasyonunun, Ni-Ti eğelerin döngüsel yorulma direnci üzerinde olumsuz bir etkisi yok gibi görünmektedir (20,230,236,276–278), ancak bu durum her tür Ni-Ti ege sistemi için geçerli değildir (193,236,278). Torsiyonel mukavemet ile ilgili de tutarsız sonuçlar yayınlanmıştır; bazı eğelerde hiçbir etki görülmezken (96,279,280), diğerlerinde azalma görülmüştür (280,281). Klinik önemi sorgulanmasına rağmen (282), sterilizasyonun aletler üzerinde olası bir faydalı etkisi de rapor edilmiştir; özellikle tekrarlanan döngülerden sonra (96), sterilizasyonun ardından belirli türdeki eğelerin hem döngüsel yorgunluğa karşı direncinin hem de torsiyonel mukavemetinin arttığı bulunmuştur (230,277,283–285).

Bu nedenle kuru ısı veya otoklav sterilizasyonu bir ısı işlem biçimi olarak da işlev görebilmektedir (197).

#### **d. İrrigasyon Solüsyonları**

Aletler, kök kanal preparasyonu ve sterilizasyon işlemleri sırasında olmak üzere iki farklı durumda irriganlarla temas edebilir. Her iki amaç için de aynı solüsyonlar kullanılabilse de maruz kalma koşulları farklı olabilmektedir. Her şeyden önce, enstrümantasyon asla kuru bir kök kanalında yapılmamalıdır; çünkü aşırı sürtünme aletin kırılmasına neden olabilir (197). Üreticiler, aletlere uygulanan stresi azaltmak amacıyla, Ni-Ti aletler ile birlikte kullanılmak üzere jel bazlı kayganlaştırıcıları tavsiye etmektedirler (286); bu jellerin ya doğrudan aletin kesici kısmına ya da kök kanalına tekrar tekrar uygulanması tavsiye edilir ve lubrikasyona ek olarak, enstrümantasyonu kolaylaştırmak için kök dentinini de yumuşatabilmektedirler (287).

Bazı çalışmaların sonuçları bu jellerin kullanımını desteklememektedir. Bu jeller, alet ile kök kanal duvarı arasındaki sürtünmeyi azaltmada başarısız olabilirler ve bazı durumlarda oluşan sürtünme, kuru bir kök kanalına kıyasla daha da artabilmektedir (288,289). Sulu solüsyonlar veya distile su bu amaç için çok daha etkilidir (288,289) ve ayrıca aletlerin kesici kanallarından dentin kalıntılarını temizleyebilirler (287) ki bu, jeller tarafından gerçekleştirilmesi pek mümkün olmayan bir işlemdir (197). Ek olarak jel tipi lubrikanların çoğu, çeşitli şelatlayıcılar içermektedir ve sulu şelatör çözeltilerine benzer şekilde sodyum hipoklorit ile güçlü bir şekilde etkileşime girerek serbest halde bulunan kloru çok hızlıca tüketebilir (290,291). Şelatör solüsyonları kayganlaştırıcı olarak sudan sadece çok az farkla daha iyi olduğundan (288,289), etkisi dentinin kimyasal yumuşamasına bağlı olarak değil, öncelikle mekanik lubrikasyondan dolayı meydana gelebilir, bu nedenle herhangi bir sıvı şelatör solüsyon yeterli olabilmektedir (288,289). Ayrıca enstrümantasyon sırasında kök kanalları ve pulpa odası, kayganlaşma sağlamanın yanı sıra bakterileri öldürmek ve doku kalıntılarını çözmek gibi birçok amaca hizmet edebilen irrigan ve tercihen sodyum hipoklorit ile doldurulmalıdır (287).

NaOCl ve diğer irrigasyon solüsyonlarının kök kanal aletleri üzerindeki olası koroziv etkisi ek bir endişe kaynağıdır (292). Enstrümantasyon sırasında eğenin yalnızca kesme kısmının irrigasyon solüsyonu ile temas etmesi kuvvetle muhtemeldir.

Paslanmaz çeliğin veya Ni-Ti eğerlerin %5'lik NaOCl veya %17'lik EDTA solüsyonuna in vitro olarak uzun süreler boyunca (1-24 saat) kısmen daldırılmasının (yalnızca kesme kısmı) bile saptanabilir herhangi bir korozyona neden olmadığı (293,294) ve eğerlerin yorulma direncini azaltmadığı ifade edilmiştir (295). Benzer bulgular, önceden ısıtılmış (50°C) %5'lik NaOCl'ye 5 dakika boyunca kısmi daldırma (296) veya oda sıcaklığında %2,5'lik bir çözeltiye 5 dakika tekrar tekrar daldırma (84) sonrasında da rapor edilmiştir. Ek olarak Zinelis ve Margelos (297), klinik olarak %2,5'lik NaOCl irrigasyonu ile birlikte kullanılan paslanmaz çelik el eğerlerinde yüzey korozyonu belirtisi bulunmadığını bildirmişlerdir.

Aletlerin kullanım sonrası sterilizasyon işleminden önce mekanik olarak temizlemek üzere NaOCl'ye tamamen daldırılması daha belirgin bir etkiye sahip gibi görünmektedir (197). Korozyon, Ni-Ti aletlerin oda sıcaklığında veya önceden ısıtılmış (50°C) %5'lik NaOCl'ye 5 dakika (295,296) veya 30 dakika (298) daldırılmasından sonra ortaya çıkmaya başlar ve etkisi daldırma süresiyle artabilmektedir (299). Korozyona, en azından bazı Ni-Ti ege türleri için, döngüsel yorgunluğa karşı dirençte bir azalma eşlik ediyor gibi görünmektedir (295,296,299). Daha düşük konsantrasyonlu (%1) bir çözeltinin, Ni-Ti eğerlerini 2,5 saatlik kümülatif maruziyetten sonra aşındırabildiği öne sürülmüştür. Ayrıca eğerin torsiyonel mukavemetini ve/veya döngüsel yorulma direncini azaltmadığı düşünülmektedir; fakat gece boyunca daldırmanın (18 saat) açık korozyon belirtileri üretebildiği görülmüştür (300). Son olarak, döngüsel bir yorgunluk testi sırasında vücut sıcaklığında (37°C) %5'lik NaOCl solüsyonuna çok kısa süreli daldırmanın sonuçları etkilemiyor gibi olduğu görülebilmektedir (128).

NaOCl'ye kısmi veya tam daldırma arasındaki temel fark, alet sapının daldırılmış olup olmadığıdır (296,300,301). Bazı alet türlerinin sapı, kesme parçasından farklı bir metalden yapılmıştır (71,299) ve NaOCl çözeltisi içerisinde aynı anda iki metalin bulunması, iyon salınımını etkileyebilir ve korozyon sürecini hızlandırabilecek galvanik reaksiyonlar oluşturabilir (295,296,301). Bu parametre, korozyon çalışmalarında rapor edilen geniş sonuç aralığını kısmen açıklayabilmektedir.

NaOCl solüsyonu ile ilgili değişkenler, solüsyonun aletler üzerindeki etkisini de değiştirebilir. Daha düşük pH'lı çözeltiler, korozyon açısından daha az agresif

görülmektedir (301) ve önceden ısıtılmış çözeltilerin (60°C), cihazlarda yalnızca az miktarda korozyona neden olmalarına rağmen yorulma direncini azalttıkları bildirilmiştir (299). İrriganlar olarak kullanılan önceden ısıtılmış solüsyonların klinik önemi çok sınırlıdır (302), ancak yine de aletlerin kullanım sonrası dezenfeksiyonu için kullanılabilirler (197).

Ni-Ti eğelerinin korozyon direncini iyileştirmeye yönelik çabalar üreticiler tarafından üstlenilmiştir; ancak maalesef sonuçlar yetersizdir. Elektro-parlatma veya fiziksel buhar çökeltme yoluyla yapılan yüzey işlemleri, normal salin solüsyonu ile temas sırasında korozyonu azaltabilir (60), ancak NaOCl solüsyonu varlığında yapamayabilir (299). Bununla birlikte, farklı markalar arasında ve ayrıca aynı markanın tek tek eğeleri arasında korozyon derecesinde farklılıklar olabileceği (300) ve etkileyici *in vitro* sonuçlara rağmen klinik kullanım sırasında tek başına korozyona atfedilebilecek doğrulanmış bir ege kırığı raporunun bulunmadığı akılda tutulmalıdır (197).

## **2.9. Döngüsel Yorulma Direncini Tespit Etmek Amacıyla Kullanılan Test Düzenekleri**

‘Döngüsel yorgunluk’ terimi, Sattapan ve ark. (188) tarafından, kurvatürlü bir kanalda sürekli rotasyondan sonra Ni-Ti aletlerinin kırılmasını tanımlamak için kullanılmıştır. Kurvatürlü kanalda sürekli dönen bir alet, yüzeyinde tamamen tersine çevrilmiş (yani eşit büyüklükte gerilme ve sıkıştırma) döngüsel bir yüklemeye (sinüs fonksiyonu şeklinde) etkin bir biçimde maruz kalmaktadır (192). Döngüsel yorulmaya bağlı olarak gerçekleşen kırılmalar, klinik olarak Ni-Ti döner eğelerde görülen kırılmaların yaklaşık %44-91’ini oluşturmakta olduğu bildirilmiştir (185,188,196,303). Çoğu kök kanalı belirli bir dereceye kadar eğimli olduğundan, yorulma kırılmasına direnç gösteren döner bir eğeye sahip olmanın klinik açıdan açık bir avantajı vardır. Bu durum, son birkaç yıldır endodontik literatürde, çeşitli marka Ni-Ti döner aletlerin ‘yorulma direnci’ (genellikle kırılmadan önce sürdürülen devir sayısı olarak tanımlanır) olarak adlandırılan rapor sayısında ciddi bir artışa neden olmuştur. Bu çalışmaların tümü, alette yorulmaya bağlı kırığın meydana gelmeden önce rotasyonun ne kadar süreceğini (zaman veya devir sayısı açısından) belirlemek için eğimli bir kanal içindeki dönüşünü simüle etmeyi hedeflemiştir (192).

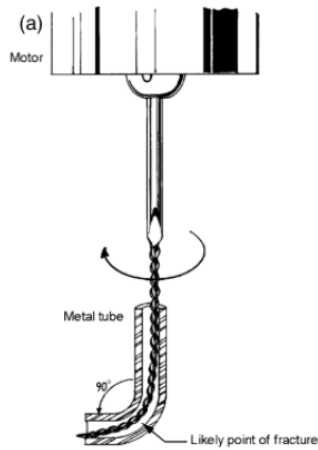
Döngüsel yorgunluğu test etmek amacıyla 4 yöntem ifade edilmiştir (192);

1. Eğri metal tüp düzeneği
2. Oluklu blok düzeneği
3. Eğilendirilmiş düzleme karşı çevirme düzeneği
4. Dönen bir eğeyi üç noktada eğilendiren düzenek

Serene ve ark. (304), bazı Ni-Ti döner eğelerin '**eğri bir metal tüp**' içinde sıkışma olmaksızın rotasyon yaptırmak suretiyle kırılmalarını test etmişler (Şekil 2.21) ve Ni-Ti döner eğelerin K-tipi paslanmaz çelik eğelere kıyasla kırılma gerçekleşene kadar önemli ölçüde daha fazla sayıda dönüşü sürdürebildiklerini göstermişlerdir. Benzer şekilde, Pruett ve ark. (8) eğrilik yarıçapı standardize edilmiş eğri bir metal tüp kullanarak LightSpeed marka Ni-Ti aletler ile testi gerçekleştirmişlerdir. Eğrilik yarıçapının, genel yorulma ömrü üzerinde, eğrilik açısından daha önemli bir etkiye sahip olduğunu ifade etmişlerdir.

Eğri metal tüp yöntemi, diğer bazı araştırmacılar tarafından, her bir deney için biraz farklı parametrelere sahip çeşitli Ni-Ti döner eğe markalarını test etmek amacıyla kullanılmıştır. Örneğin, bazıları yaklaşık 1 mm çapında bir metal boru kullanırken (8,282,304,305), diğerleri çapı 2 mm'ye yakın borular kullanmıştır (276,306,307); bazıları ise paslanmaz çelik yerine cam borular kullanmışlardır (57,308,309). İlk deneylerin kuru olarak gerçekleştirildiği görülmektedir (8,276,282,284,304) çünkü bu çalışmalarda, endodontik tedavide rutin olarak kullanılan irrigasyon solüsyonu gibi hiçbir kayganlaştırıcı veya sulu solüsyondan söz edilmemektedir (192).

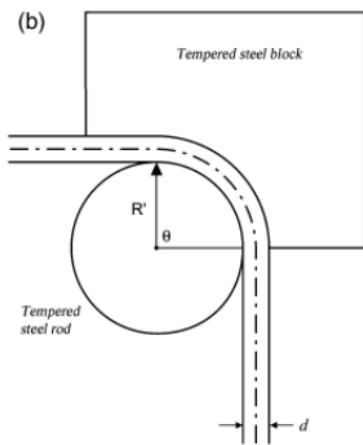
Bu deney düzeneğinin en büyük handikabı, farklı boyutlardaki döner aletlerin aynı tüp içerisinde test edilmeleridir. Küçük çapa sahip olan eğeler daha gevşek ve dolayısıyla daha az strese maruz kalarak test edileceğinden yorulma dirençlerinin daha yüksek olduğu kanısına varılacaktır (271,310). Bu durum, dental literatürde bu yöntemin kullanıldığı bilinen birçok raporda göz ardı edilmiştir (192).



**Şekil 2.21.** Eğri metal tüp düzeneği (192)

İlk olarak Haikel ve ark. (311) tarafından paslanmaz çelik aletleri test etmek amacıyla önerilen '**oluklu blok düzeneği**', Ni-Ti döner eğeleri test etmek üzere revize edilmiştir (6). Düzenek, eğelerin rahatça dönebileceği kök kanalını simüle eden 'V' şekilli bir oluktan oluşmaktadır (Şekil 2.22). Bu revizyon kapsamında, Ni-Ti aletlerin test edilmesi sırasında sürtünmeye bağlı açığa çıkacak ısıyı önlemek amacıyla soğutucu ya da yağlayıcı bir maddenin kullanımı gündeme gelmiştir (192).

Ayrıca oluk içindeki uyum derecesi; gerçek eğriliği, alete uygulanan yüzey gerilimini ve dolayısıyla rapor edilen yorulma ömrünü etkileyebilmektedir (192). Bu nedenle bazı araştırmacılar (193,194,312), oluğun iç çapını test edilecek eğenin çapından 0,2 mm daha büyük olacak şekilde özel olarak yapmışlar ve bu yaklaşımla ortaya çıkabilecek tutarsız sonuçları en aza indirmeyi amaçlamışlardır.



**Şekil 2.22.** Oluklu blok düzeneği (175)



ve apikal bölgelerindeki bükülme özelliklerinin farklı olmasından kaynaklanan uyumsuzluk, aletin orijinal formundan sapmasına neden olabilmektedir (316).



**Şekil 2.24.** Dönen bir eğeyi üç noktada eğilendiren düzenek (1)

Çalışmamızda kullanılan blok, ‘oluklu blok düzeneği’nin modifikasyonu niteliğinde olup güncel gelişmeleri tatbik etmek amacıyla revize edilmiştir. Özellikle Ni-Ti döner aletlerin kanal içerisindeki hareketleri sırasında sürtünmeye bağlı çıkaracakları ısıyı minimuma indirmek amacıyla güncel çalışmalarda kullanılan, kanal içini birebir taklit eden, yeni düzenekler baz alınmıştır. Plotino ve ark.nın (317) kullandıkları sisteme benzer şekilde, standardizasyonu sağlamak amacıyla hazırlanan oluklar, çalışmamızda kullanılan Ni-Ti eğelerden apikalde 0,1 mm, koronalde ise 0,4 ve 0,5 mm daha büyük çaplara sahip olacak biçimde, tek ve çift kurvatürlü olarak seramik bloklarda hazırlanmışlardır.

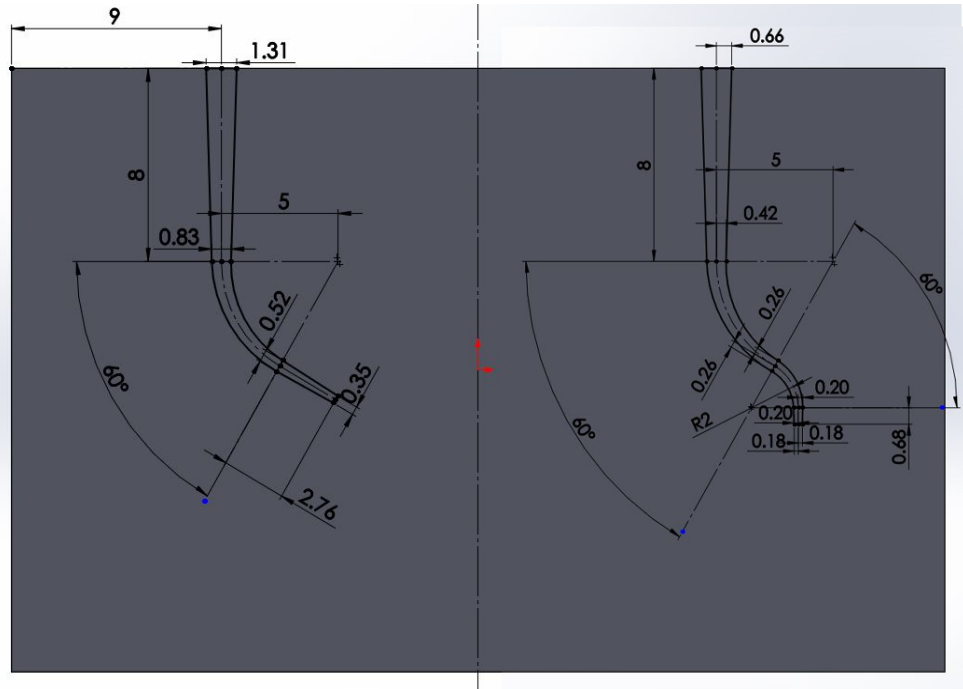
### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı tarafından 2020-09/23 karar numarası ile 23.09.2020 tarihinde onaylandı (Bknz. Ek 1) ve Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalında gerçekleştirildi.

#### 3.1. Yapay Kanalların Solidworks Programı ile Çizilmesi ve .stl Formatına Dönüştürülmesi

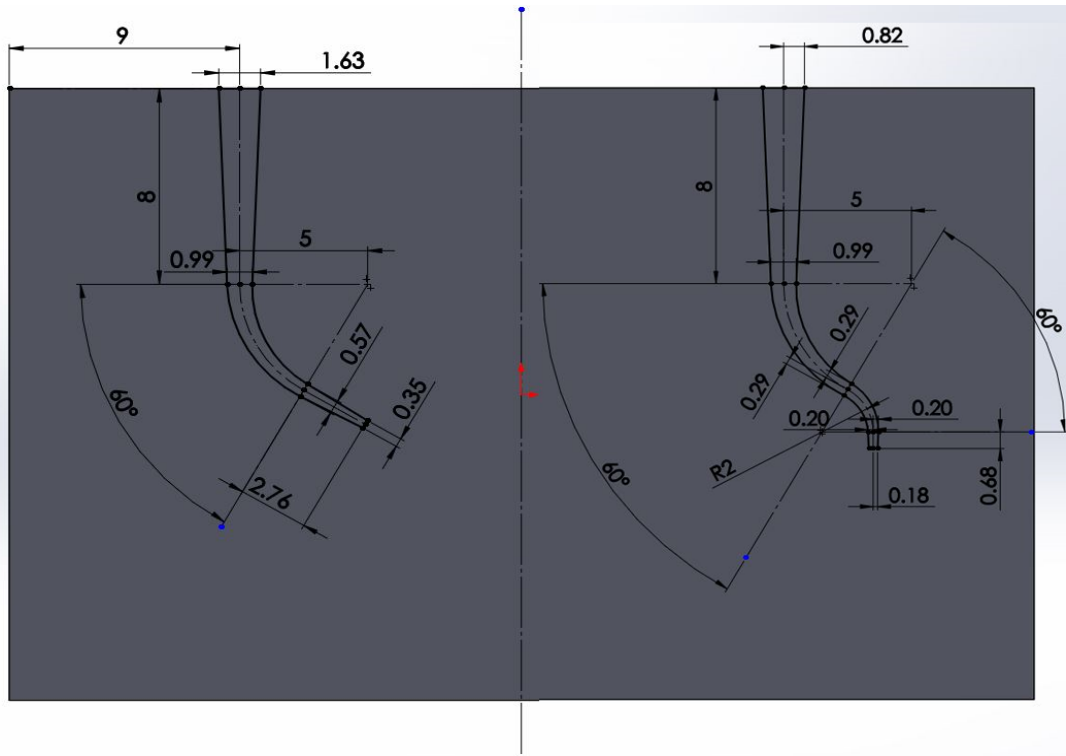
Döngüsel yorulma direncini tespit etmek amacıyla gerçekleştirilen test sırasında eğelerin üzerinde stres oluşmaması adına TN-OC ve WOG-RecB için Solidworks programıyla dört farklı yapay kanal çizimi elde edildi.

TruNatomy ve One Curve ege grupları için 16 mm uzunluğunda, apikalde 0,35 mm çap ile başlayıp; kanal uzunluğu boyunca her bir milimetrede 0,06 mm taper açısı ile genişleyerek kanalın koronal kısmında 1,31 mm çap elde edildi. L tipi yapay kanal 60° kurvatür açısı ve 5 mm kurvatür yarıçapında hazırlandı. S tipi yapay kanal koronale yakın kurvatür yarıçapı 5 mm, kurvatür açısı 60° ve apikale yakın kurvatür yarıçapı 2 mm, kurvatür açısı 60° olacak şekilde hazırlandı (Şekil 3.1).



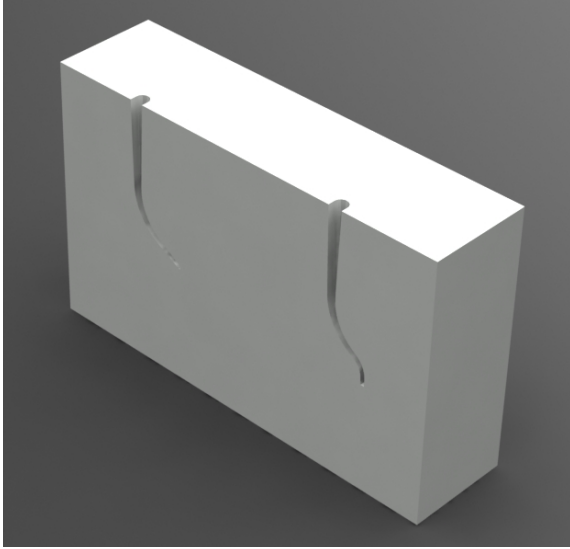
**Şekil 3.1.** Solidworks programı ile TruNatomy ve One Curve eğelerinin test edileceği blok için kanal modelleri çizimi

WaveOne Gold ve Recipro Blue eğe grupları için 16 mm uzunluğunda, apikalde 0,35 mm çap ile başlayıp; kanal uzunluğu boyunca her bir milimetrede 0,08 mm taper açısı ile genişleyerek kanalın koronal kısmında 1,63 mm çap elde edildi. L tipi yapay kanal 60° kurvatür açısı ve 5 mm kurvatür yarıçapına sahip olacak şekilde hazırlandı. S tipi yapay kanal ise koronale yakın kısmında kurvatür açısı 60°, kurvatür yarıçapı 5 mm ve apikale yakın kısmında kurvatür açısı 60°, kurvatür yarıçapı 2 mm olacak şekilde hazırlandı (şekil 3.2).

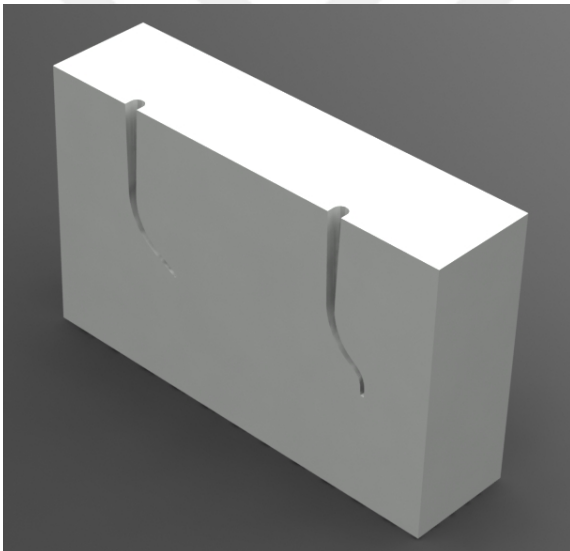


**şekil 3.2.** Solidworks programı ile WaveOne Gold ve Recipro Blue eğelerinin test edileceği blok için kanal modelleri izimi

Solidworks programı yardımıyla hazırlanan çizimler .stl formatına donüştürülerek CAM sisteminin çizimleri tanınması sağlandı (şekil 3.3 ve 3.4).



**Şekil 3.3.** 0,06 taper açısı ile yapılan çizimin .stl görüntüsü



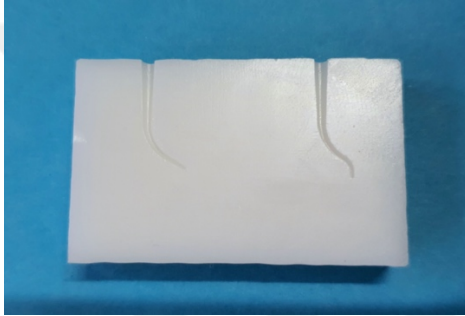
**Şekil 3.4.** 0,08 taper açısı ile yapılan çizimin .stl görüntüsü

### **3.2. Yapay Kanalların CAM ile Hazırlanması**

Solidworks programında çizimleri yapılan yapay kanalların olduğu 3 boyutlu model, .stl formatına dönüştürülerek CAM sistemi ile CNC freze tezgahında mikron hassasiyetinde zirkonya disklerle işlendi. İşlenen bloklar sinterlenerek aşınmaya karşı yüksek dirençli bir forma getirildi (Şekil 3.5 ve 3.6).



**Şekil 3.5.** 0,06 taper açısı ile hazırlanan seramik blok ve silikon ölçü materyali ile hazırlanan dublike görüntüsü

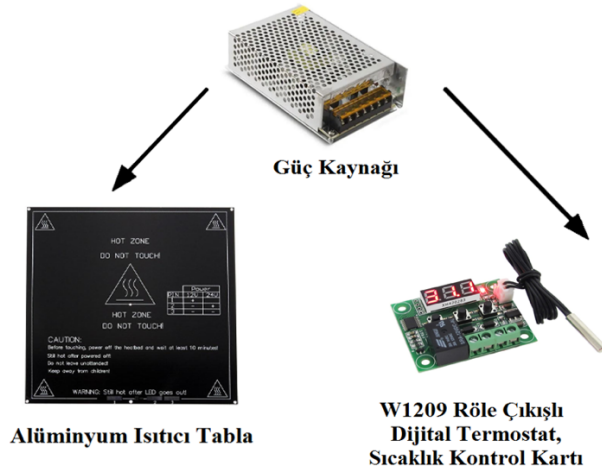


**Şekil 3.6.** 0,08 taper açısı ile hazırlanan seramik blok

### 3.3. Çalışmamızda Kullanılan Test Düzeneginin Hazırlanması

Kanal içi sıcaklığı simüle etmek amacıyla Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Makine Mühendisliği bölümünde bir deneysel kurulum yapıldı. 6x6x6 cm boyutlarında cam kap içerisine yapay kanalları içeren seramik bloğu yerleştirmek üzere elastomerik ölçü maddesi kullanılarak bir yuva hazırlandı. Böylece seramik bloğun bir sonraki test için değiştirilmesine imkân sağlanarak tekrarlanabilir bir deney düzeneği elde edildi. Cam kap içerisine distile su konularak kanalların distile su ile dolması sağlandı. Distile suyun sıcaklığını sabit tutabilmek amacıyla bir ısıtıcı tabla, güç kaynağı, W1209 sıcaklık kontrol kartı ve bir adet termokupl kullanılarak sıcaklık kontrol sistemi hazırlandı (Şekil 3.7). Bu sistem sayesinde cam kap içerisindeki distile suyun sıcaklığı 0,1°C hassasiyetle sabit tutuldu ( $35 \pm 0,1^{\circ}\text{C}$ ). Cam kabı ısıtıcı tabla üzerine ve endodontik motoru ayarlanabilir manyetik tutucuya sabitlemek amacıyla Solidworks programında plastik aparatlar tasarlandı ve 3 boyutlu yazıcıda imal edildi. Manyetik tutucu, sökülüp takılabilen aparatları aracılığıyla endodontik motora üç

eksende hareket imkânı sağladı. Bu sayede manyetik tutucuya sabitlenen endodontik motorun eksenleri ile seramik bloktaki yapay kanalların eksenleri birbirlerine göre paralel pozisyona getirilerek yapılan deneylerde standardizasyon sağlanmış oldu.



**Şekil 3.7.** Distile su sıcaklık kontrol sistemi

Telefon kamerasına 60x büyütme sağlayan bir optik lens takılarak testler ağır çekim video kaydına alındı. Daha sonra video kayıtları tekrar izlenerek alet kırılma süreleri hassas bir şekilde tespit edildi (Şekil 3.8).



**Şekil 3.8.** 60x optik lens

### 3.4. Çalışmamızda Kullanılan Eğe Grupları ve Uygulama İşlemleri

Çalışmamız kapsamında; döngüsel yorulma dirençlerini kıyaslamak amacıyla 4 farklı Ni-Ti eğe sisteminin her birinden 20'şer adet olmak üzere toplam 80 adet eğe kullanıldı. Çalışmada kullanılan Ni-Ti eğe sistemleri Tablo 3.1'de gösterilmiştir.

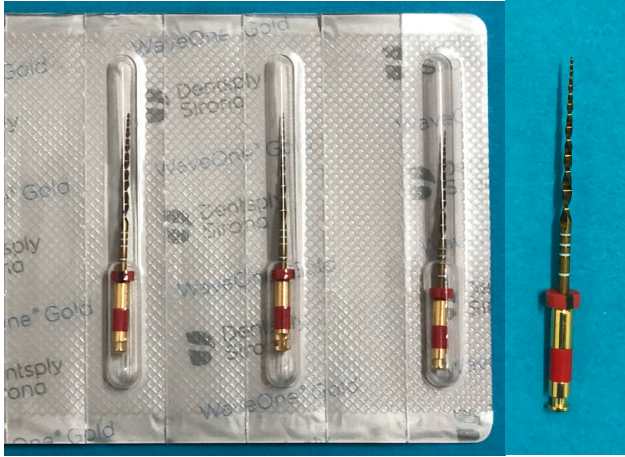
**Tablo 3.1.** Çalışmamızda kullanılan Ni-Ti eğe sistemleri

Ni-Ti Eğe Sistemi	Lot Numarası	Üretim Şekli	Boyut	Firma
TruNatomy	1557969	Special Heat Treatment	26/.04	Dentsply Sirona
WaveOne Gold	1649429	Gold Wire	25/.07	Dentsply Sirona
Reciproc Blue	277773	Blue Wire	25/.08	VDW
One Curve	96435016	C Wire	25/.04	Micro Mega

**TruNatomy:** Çalışmamızda yeni nesil TruNatomy 26/.04 eğesi üretici firmanın önerdiği hız (500 rpm) ve tork (1,5 N) değerinde kullanıldı (Şekil 3.9).

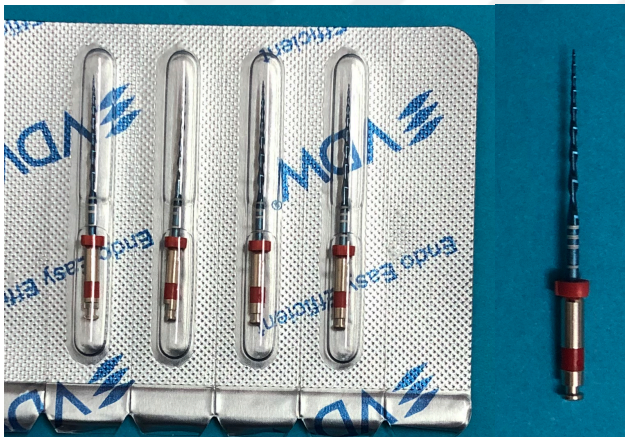
**Şekil 3.9.** TruNatomy 26/.04 eğesi

**WaveOne Gold:** Çalışmamızda WaveOne Gold 25/.07 eğesi üretici firmanın talimatı üzerine WDV Silver Reciproc cihazı ile 'WaveOne ALL' modunda kullanıldı (Şekil 3.10).



**Şekil 3.10.** WaveOne Gold 25/.07 egesi

**Reciproc Blue:** Çalışmamızda Reciproc Blue 25/.08 egesi üretici firmanın talimatı üzerine WDV Silver Reciproc cihazı ile 'Reciproc ALL' modunda kullanıldı (Şekil 3.11).



**Şekil 3.11.** Reciproc Blue 25/.08 egesi

**One Curve:** Çalışmamızda One Curve 25/.04 egesi üretici firmanın önerdiği hız (300 rpm) ve tork (2,5 N) değerinde kullanıldı (Şekil 3.12).



**Şekil 3.12.** OneCurve 25/.04 eğesi

Çalışmamızda, kullanılan Ni-Ti eğe sistemlerine göre 4 ana grup oluşturulmuş ve bu her ana gruptaki eğe sistemi test edilecekleri farklı kök kanal kurvatürüne göre iki alt gruba ayrılmıştır:

Grup TN (L) (n=10): TruNatomy (L tipi)

Grup TN (S) (n=10): TruNatomy (S tipi)

Grup WOG (L) (n=10): WaveOne Gold (L tipi)

Grup WOG (S) (n=10): WaveOne Gold (S tipi)

Grup RecB (L) (n=10): Reciproc Blue (L tipi)

Grup RecB (S) (n=10): Reciproc Blue (S tipi)

Grup OC (L) (n=10): One Curve (L tipi)

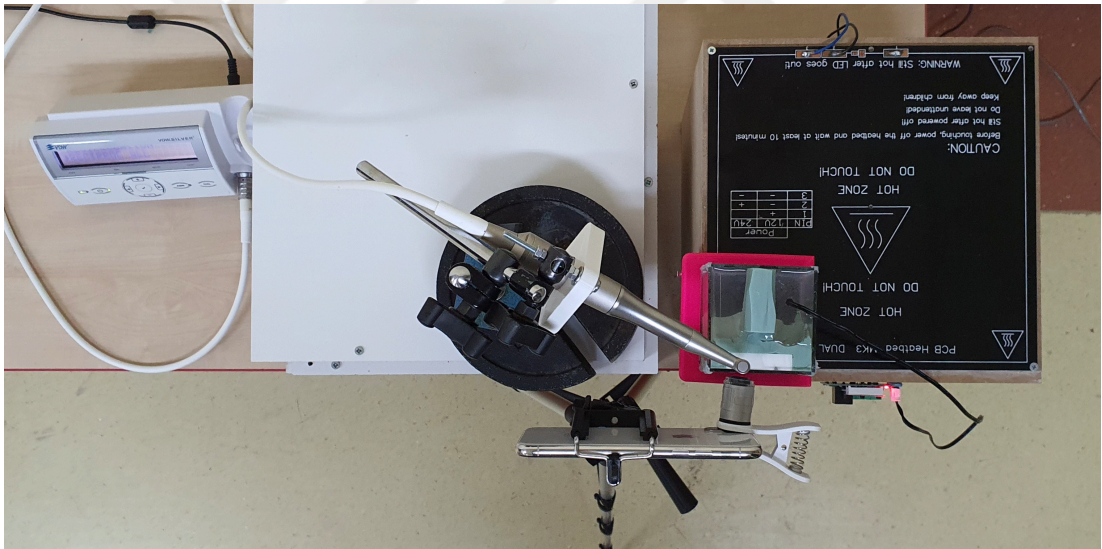
Grup OC (S) (n=10): One Curve (S tipi)

### 3.5. Döngüsel Yorgunluk Testleri

Çalışmamızda kullanılan Ni-Ti döner eğe sistemlerinin döngüsel yorulma dirençlerini ölçmek amacıyla özel olarak hazırlanmış statik bir test cihazı kullanıldı (Şekil 3.14, 3.15 ve 3.16). Ahşap bir sehpa üzerine monte edilen ısıtıcı tablaya plastik bir çerçeve yerleştirildi. Cam kap plastik çerçeve sayesinde sabitlendi. Cam kap distile su ile doldurularak ısıtıldı. Standardizasyonu sağlamak amacıyla, distile suyu kanal içi sıcaklık olan  $35 \pm 0,1^{\circ}\text{C}$ 'lik sabit bir sıcaklıkta tutmak üzere su içerisine termokupl daldırıldı.



Şekil 3.14. Test düzeneğinin önden görüntüsü



Şekil 3.15. Test düzeneğinin üstten görüntüsü



**Şekil 3.16.** Test düzeneğinin yandan görüntüsü

Tork ve hız ayarlı 6:1 redüksiyonlu X-Smart Plus endodontik motor (Dentsply Sirona, Ballaigues, İsviçre) (Şekil 3.17) ve VDW Silver Reciproc (VDW, Münih, Almanya) (Şekil 3.18) endodontik motor hazırlanan test düzeneğine manyetik tutucu yardımıyla bağlanarak kullanıldı. Bütün eğeler test edilmeden önce x24 büyütmede, stereomikroskop altında deformasyon ve üretim hatası bulunup bulunmadığı yönünde incelendi. Eğeler paketlerinden çıkarıldıktan sonra başka bir işleme tabi tutulmadan üretici firmanın önerdiği hız ve tork değerlerinde kırılıncaya kadar test edildi:

TruNatomy: rpm= 500, gcm= 1,5 N

WaveOne Gold: rpm= 350, gcm= -

Reciproc Blue: rpm= 300, gcm= -

One Curve: rpm= 300, gcm= 2,5 N



Şekil 3.17. Dentsply X-Smart Plus endodontik motor



Şekil 3.18. VDW Silver Reciproc endodontik motor

Tüm gruplardaki eğeler anguldruvaya takıldıktan sonra çalışma boyunda (16 mm) ve üç eksene paralel olacak şekilde yapay kanala yerleştirildi. Motorun çalıştırılıp eğenin dönmesiyle birlikte 60x büyütme sağlayan optik lens takılmış telefon kamerası ile ağır çekim video kaydına başlandı. Ağır çekim kaydı sayesinde aletlerin kırılıncaya kadar geçen dönme süreleri salise cinsinden tespit edildi. Kırılan eğeler kırık parçaları ile birlikte eppendorf tüplerine yerleştirildi (Şekil 3.19). Kırık parça uzunlukları dijital bir kumpas (Cadars) yardımıyla ölçüldü (Şekil 3.20). Kırılan eğelerden her grup için rastgele 3'er tane eğe, SEM ile incelenmek üzere seçildi. Yapılan birçok çalışmaya benzer olacak şekilde (125,318,319) eğeler, alkol doldurulmuş cam tüplerin içine yerleştirilerek ultrasonik cihazla aktive edilip temiz yüzeyler elde edildi.



**Şekil 3.19.** Kırık aletlerin yerleştirildikleri eppendorf tüpleri



**Şekil 3.20.** Dijital kumpas

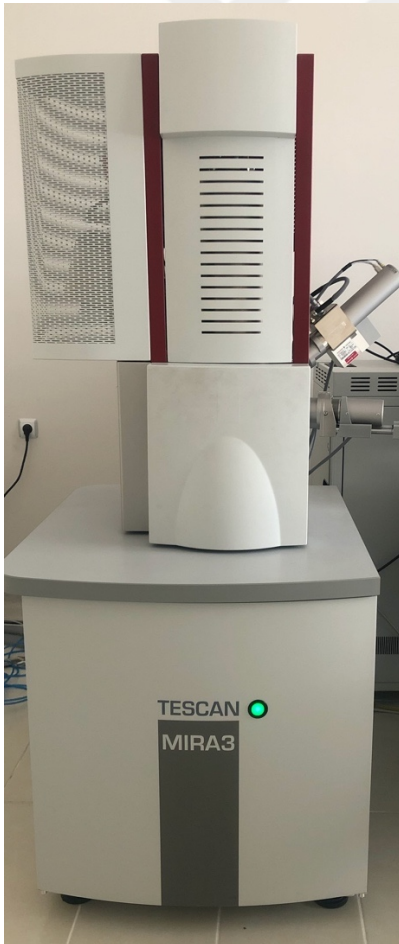
Her bir eğenin kullanım talimatı birbirinden farklı olduğu için standart bir kıyaslama ölçütü elde etmek üzere eğelerin kırılıncaya kadar yapmış oldukları tur sayıları KKTS formülü ile hesaplandı;

$$\text{KKTS} = \text{Eğelerin dakikada attığı tur sayısı (rpm)} \times \text{süre (sn)} / 60$$

### 3.6. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi

Her gruptan rastgele üç adet ege kırılma türlerini belirlemek amacıyla Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Teknik Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde bulunan SEM cihazı (Tescan Mira 3 Im) ile incelenmek üzere ayrılmıştır (Şekil 3.21).

Kırık eğeler üzerindeki kalıntılar ultrasonik cihaz ile aktive edilen etil alkol yardımıyla temizlenmiş ve kırık yüzeylerinden değişik büyütmeler altında fotomikrograflar alınmıştır. SEM görüntüleri, kırılma çeşidini tespit etmek amacıyla, kırık başlangıç noktaları ve yorgunluk çizgilerinin varlığı yönünden incelenmiştir.



Şekil 3.21. SEM cihazı

### 3.7. İstatistiksel Analiz

Çalışmamızdan elde edilen veriler SPSS (Ver:22.0) paket programı ile değerlendirilmiştir. Tanımlayıcı istatistiklerden frekans dağılımı, ortalama, ortanca, min-max ve standart sapma değerleri elde edilmiştir. Kolmogorov Smirnov testine göre gruplar normal dağılım göstermediği için non-parametrik testler uygulanmıştır. Analiz için Kruskal Wallis-H ve Mann Whitney-U testleri kullanılmıştır.  $p < 0,05$  anlamlı kabul edilmiştir.



#### 4. BULGULAR

Çalışmamızda, dört farklı Ni-Ti eğe sisteminin kanal içi sıcaklıkta ve farklı kurvatürlere sahip yapay seramik kanallarda, döngüsel yorgunluğa bağlı kırılma dayanımları karşılaştırılmıştır. Test düzeneğinde kırılan örneklerin kırılıncaya kadar attıkları ortalama tur sayıları ve standart sapma değerleri Tablo 4.1’de verilmiştir.

**Tablo 4.1.** Çalışmamızda kullandığımız eğelerin kırılıncaya kadar attıkları ortalama tur sayısı ve standart sapma değerleri

<b>KKTS (ort ± ss)</b>	<b>L</b>	<b>S</b>	<b>p</b>
<b>TruNatomy</b>	954,12 ± 162,29 <sup>ax</sup>	247,79 ± 56,88 <sup>ay</sup>	<b>0,01*</b>
<b>WaveOne Gold</b>	593,68 ± 194,72 <sup>bx</sup>	218,95 ± 38,17 <sup>by</sup>	<b>0,01*</b>
<b>Reciproc Blue</b>	1837,45 ± 393,89 <sup>cx</sup>	224,42 ± 64,76 <sup>ay</sup>	<b>0,01*</b>
<b>One Curve</b>	1104,55 ± 212,07 <sup>ax</sup>	278,37 ± 64,93 <sup>ay</sup>	<b>0,01*</b>
<b>p</b>	<b>0,01*</b>	<b>0,03*</b>	

\*Farklı üst simge harfler 0,05 düzeyinde anlamlı bir farklılık gösterir (sütunlar için <sup>a,b,c</sup>; satırlar için <sup>x,y</sup>).

Bu bulgulara göre, ortalama KKTS değeri en yüksek RecB (L) grubunda gözlenirken; en düşük değer ise WOG (S) grubunda gözlenmiştir.

L tipi kanalda, Ni-Ti eğe sistemlerinin döngüsel yorulma dirençleri karşılaştırıldığında TN-WOG, TN-RecB, WOG-RecB, WOG-OC ve RecB-OC grupları arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuş iken ( $p < 0,05$ ), TN-OC grupları arasında farklılık istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ( $p \geq 0,05$ ).

S tipi kanalda, Ni-Ti eğe sistemlerinin döngüsel yorulma dirençleri karşılaştırıldığında TN-WOG ve WOG-OC grupları arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuşken ( $p < 0,05$ ), diğer gruplar arasında farklılık istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ( $p \geq 0,05$ ).

Çalışmamızdaki Ni-Ti aletler, döngüsel yorgunluk testine tabi tutulduktan sonra kırılan parçaların uzunlukları ölçülmüş ve test sonucu kırılan parça uzunluklarının ortalaması ve standart sapma değerleri Tablo 4.2’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.2.** Çalışmamızda kullanılan eğelerin kırık uzunlukları (mm) ve standart sapma değerleri

<b>Kırık Uzunlukları (ort ± ss)</b>	<b>L</b>	<b>S</b>	<b>p</b>
<b>TruNatomy</b>	5,14 ± 0,42 <sup>ax</sup>	1,61 ± 0,28 <sup>ay</sup>	<b>0,01*</b>
<b>WaveOne Gold</b>	6,23 ± 0,60 <sup>bx</sup>	2,52 ± 1,35 <sup>by</sup>	<b>0,01*</b>
<b>Reciproc Blue</b>	5,92 ± 1,06 <sup>bx</sup>	2,30 ± 0,30 <sup>by</sup>	<b>0,01*</b>
<b>One Curve</b>	4,49 ± 0,64 <sup>cx</sup>	1,76 ± 0,44 <sup>ay</sup>	<b>0,01*</b>
<b>p</b>	<b>0,01*</b>	<b>0,01*</b>	

\*Farklı üst simge harfler 0,05 düzeyinde anlamlı bir farklılık gösterir (sütunlar için a,b,c; satırlar için x,y).

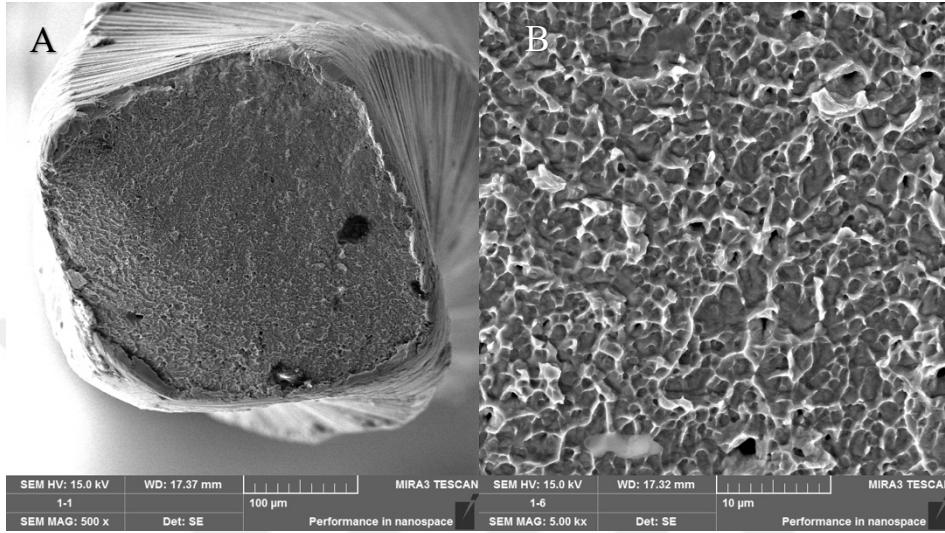
Bu bulgulara göre, L tipi kanaldaki kırık parçaların ortalama uzunluğu, S tipi kanaldaki kırık parçaların ortalama uzunluğundan önemli ölçüde daha fazla bulunmuştur. Ortalama kırık uzunluğu en yüksek WOG (L) grubunda gözlenirken; en düşük değer ise TN (S) grubunda gözlenmektedir. Grupların karşılaştırılmasında kullanılan Kruskal Wallis-H ve Mann Whitney-U testlerine göre;

L tipi kanalda gerçekleştirilen döngüsel yorulma deneyi sonucu oluşan kırık uzunlukları karşılaştırıldığında WOG-RecB grupları arasındaki farklılık istatistiksel açıdan anlamlı bulunmazken ( $p > 0,05$ ), diğer bütün gruplar arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p < 0,05$ ).

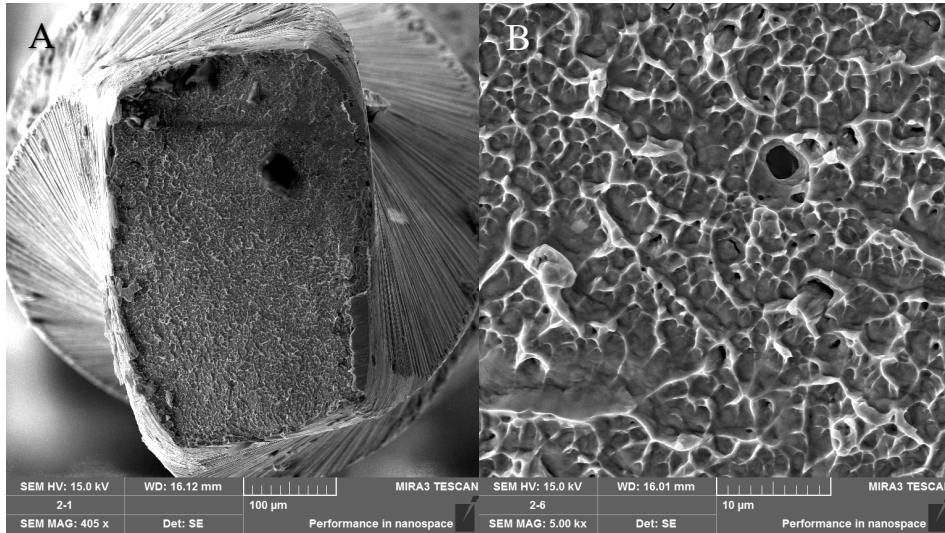
S tipi kanalda gerçekleştirilen döngüsel yorulma deneyi sonucu oluşan kırık uzunlukları karşılaştırıldığında TN-OC ve WOG-RecB grupları arasındaki farklılık anlamlı bulunmazken ( $p > 0,05$ ), diğer bütün gruplar arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p < 0,05$ ).

Döngüsel yorgunluk testi sonucu, tüm gruplardan rastgele alınan üç örneğin yüzey alanları, taramalı elektron mikroskobu (SEM) altında incelendi. Genel görüntüleme için büyütme oranları yaklaşık x400 ile x650 arasında alınırken, detay görüntüleme için bu oran x1000 ile x5000 arasında alındı. SEM analizi sonucunda elde edilen fotomikrografilerde pürüzlü yüzey, mikro gözenekler, yorgunluk ve kırık başlangıç çizgilerinin var oluşu kırılmaların döngüsel yorgunluk nedeniyle

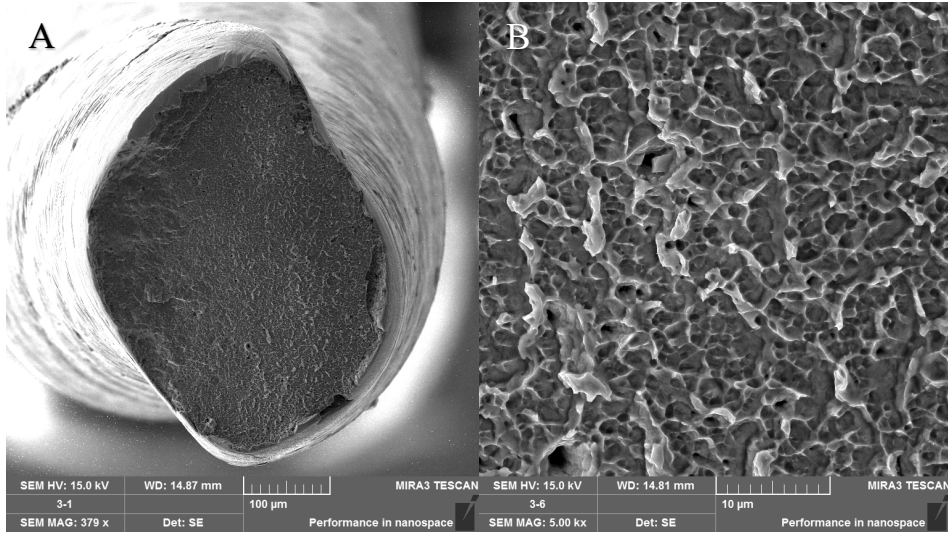
oluşabileceğini göstermektedir. Özellikle yüksek büyütmede elde edilen görüntülerde, grup farketmeksizin kırık yüzeylerinde kırılmanın başlangıcında yer yer boşluklar ve/veya çukurlar gözlenmiştir ve bu yapıların benzer karakteristik özelliklere sahip olduğu tespit edilmiştir.



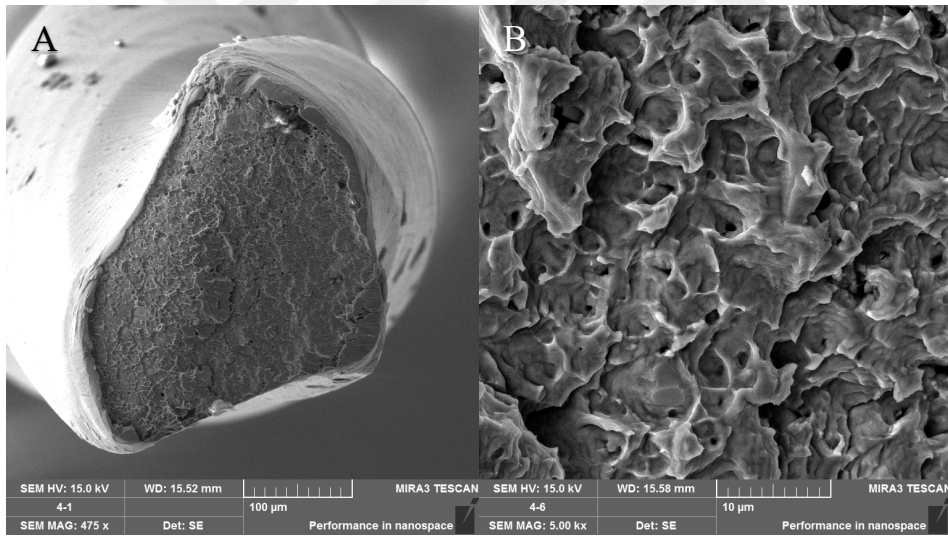
**Şekil 4.1.** L tipi kanalda kırılan TruNatomy Ni-Ti eğesinin SEM görüntüsü. A: x500 büyütme ile alınan genel görüntü. B: x5000 büyütme ile alınan detay görüntü.



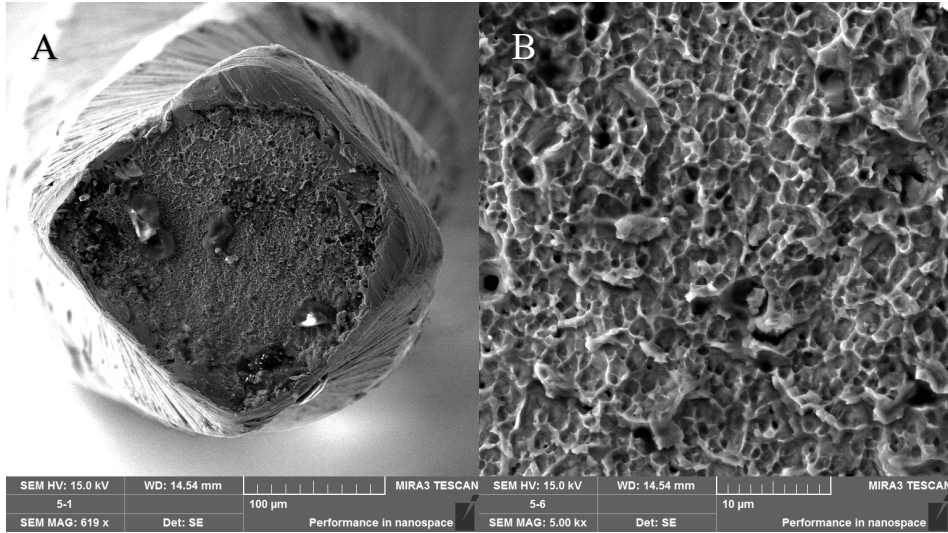
**Şekil 4.2.** L tipi kanalda kırılan WaveOne Gold Ni-Ti eğesinin SEM görüntüsü. A: x405 büyütme ile alınan genel görüntü. B: x5000 büyütme ile alınan detay görüntü.



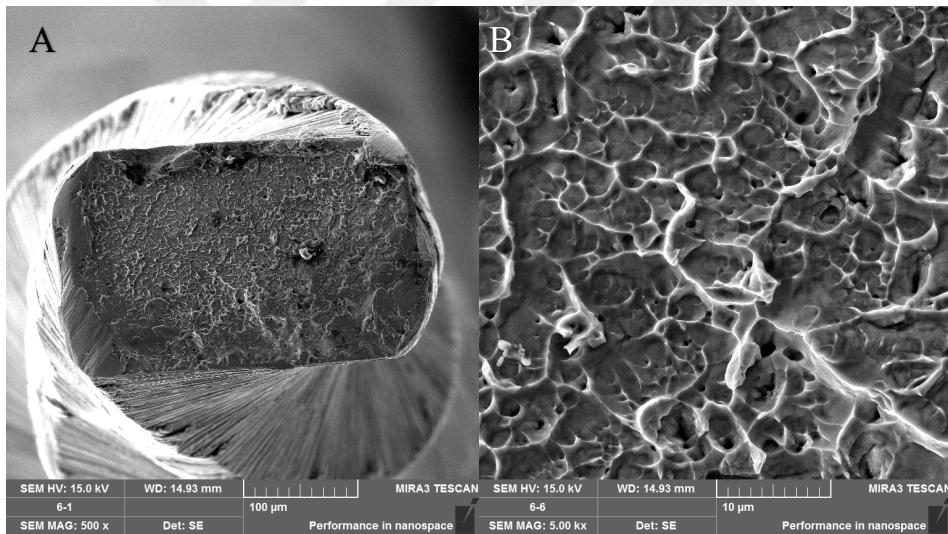
**Şekil 4.3.** L tipi kanalda kırılan Reciproc Blue Ni-Ti eğesinin SEM görüntüsü. A: x379 büyütme ile alınan genel görüntü. B: x5000 büyütme ile alınan detay görüntü.



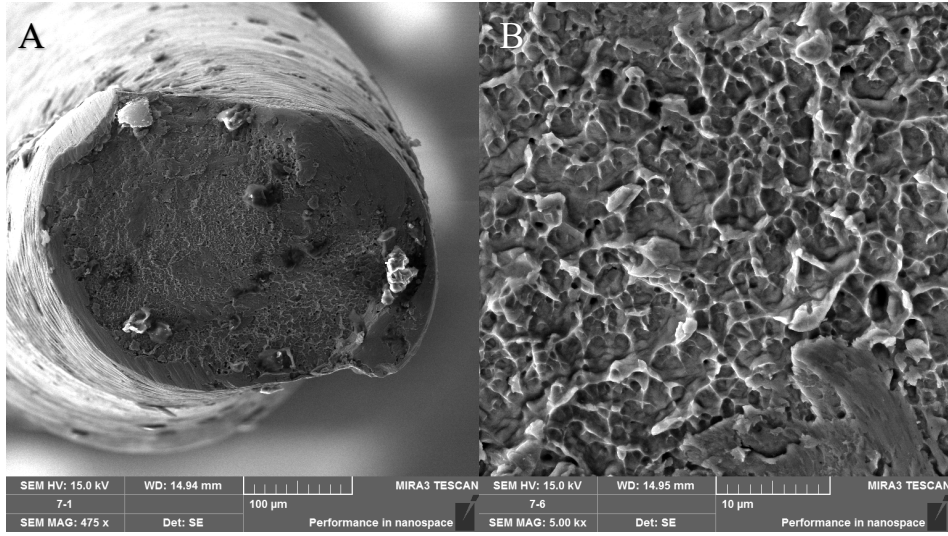
**Şekil 4.4.** L tipi kanalda kırılan One Curve Ni-Ti eğesinin SEM görüntüsü. A: x475 büyütme ile alınan genel görüntü. B: x5000 büyütme ile alınan detay görüntü.



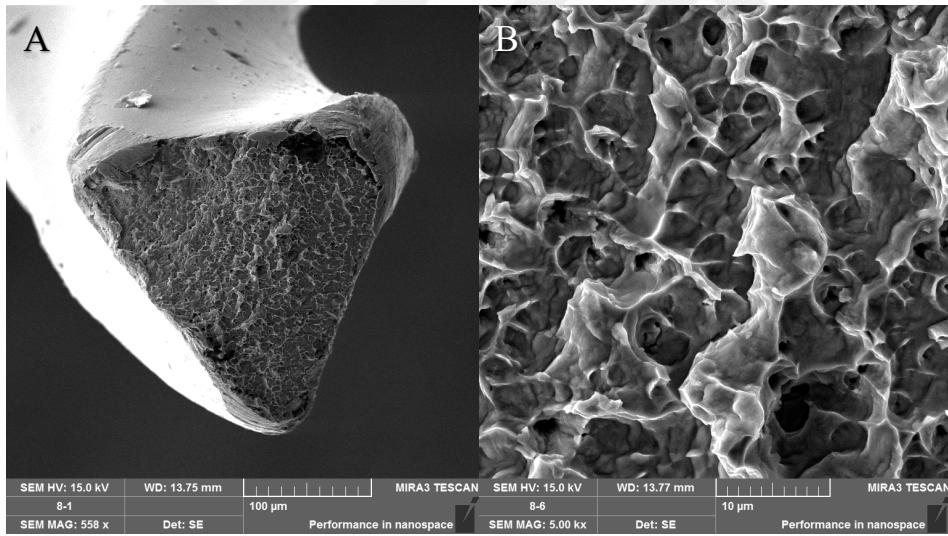
**Şekil 4.5.** S tipi kanalda kırılan TruNatomy Ni-Ti eğesinin SEM görüntüsü. A: x619 büyütme ile alınan genel görüntü. B: x5000 büyütme ile alınan detay görüntü.



**Şekil 4.6.** S tipi kanalda kırılan WaveOne Gold Ni-Ti eğesinin SEM görüntüsü. A: x500 büyütme ile alınan genel görüntü. B: x5000 büyütme ile alınan detay görüntü.



**Şekil 4.7.** S tipi kanalda kırılan Reciproc Blue Ni-Ti eğesinin SEM görüntüsü. A: x475 büyütme ile alınan genel görüntü. B: x5000 büyütme ile alınan detay görüntü.



**Şekil 4.8.** S tipi kanalda kırılan One Curve Ni-Ti eğesinin SEM görüntüsü. A: x558 büyütme ile alınan genel görüntü. B: x5000 büyütme ile alınan detay görüntü.

## 5. TARTIŞMA

Endodontide, pulpa dokularının ekstirpasyonu ve enfeksiyondan sorumlu mikroorganizmaların uzaklaştırılması kök kanal tedavisinin temel hedeflerindedir (320). Endodontik tedavilerde, mekanik ve kimyasal yaklaşımlar kombine şekilde kullanılarak kök kanal sistemi içerisindeki enfekte dokular uzaklaştırıp tam bir dezenfeksiyon sağlanmaya çalışılır (321). Mekanik yaklaşımlar, kök kanallarının temizlenmesi ve şekillendirilmesi amacıyla endodontik eğelerin kullanımını içerir. Paslanmaz çelik el eğeleri, kök kanal sistemlerinin temizlenmesi ve şekillendirilmesinde uzun yıllardır kullanılmaktadır (322). Bununla birlikte, paslanmaz çelik eğelerin bu işlemler esnasında kök kanal duvarlarında meydana getirdikleri istenmeyen değişiklikler ve bunun sonucunda kanal sisteminin uygun şekilde dolumunu zorlaştırabilecek kök kanallarının orijinal anatomisini bozan durumların oluşması gibi bazı dezavantajlar bildirilmiştir (323).

Kök kanallarının şekillendirilmesinde, paslanmaz çelik eğelerle ilgili gelişen komplikasyonların elimine edilebilmesi ve daha başarılı sonuçlar elde edilmesi amacıyla diş hekimliğinde Ni-Ti'den üretilen malzemelerin kullanımı gündeme gelmiştir (324). Ni-Ti eğeler kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında daha az miktarda istenmeyen değişikliklere veya prosedürel hatalara sebep olabilmektedir (325,326). İlk olarak 1960'larda Buchler ve ark. Ni-Ti'den oluşan ve 'Nitinol' olarak adlandırılan süper elastik bir alaşım yarattı (327). Nitinol, elastik deformasyonun ardından gerçek şeklini geri kazanma yeteneğine sahiptir (328), bu da onu özellikle kavisli kök kanallarını temizlemek ve şekillendirmek için mükemmel bir materyal hâline getirmektedir (329). Endodontik eğeleri üretmek üzere Ni-Ti alaşımlarının kullanımı ilk olarak Civjan ve ark. tarafından önerildi (330). Daha sonra Walia ve ark. (34), paslanmaz çelik eğelere kıyasla bükülme ve burulmaya maruz kaldığında daha yüksek elastikiyet ve direnç gösteren bir Ni-Ti endodontik eğeyi deneme fikrini buldu.

Ni-Ti aletlerin kırılması, sahip olduğu sayısız avantajına rağmen herhangi bir torsiyon veya fleksiyon belirtisi olmaksızın gerçekleşebilmektedir (331). Ni-Ti aletin standart elastik limiti aşıldığında alet kırığı meydana gelmektedir (332). Eğri kanalların içerisindeki rotasyonel hareket sırasında enstrüman kanalın apikal daralmasında sabit bir durumda tutulurken koronal kısım rotasyonel hareketini sürdürür (8,333). Sonuç olarak, alet şaftının eğrinin dışındaki kısmı, şaftın diğer kısmı

eğrinin içindeyken gergindir. Bu, döngüsel yorulma ile sonuçlanan sıkıştırma, gerilim stresine neden olabilir ve alet kırıkları meydana gelebilmektedir (334).

Kırılan alet, kanalın temizlenmesini ve şekillendirilmesini engelleyerek dezenfeksiyon prosedürünü tehlikeye atabileceğinden, kanal içerisinde alet kırığının meydana gelmesi endodontik açıdan önemli bir sorundur (335). Ayrıca kırılan alet, kök dolgusunun apikal sızdırmazlığını etkileyebilecek şekilde tedavi edilen kanalın yetersiz doldurulmasına da neden olabilir (336). Kırık aletlerin insidansı ile kök kanallarında periapikal iyileşmenin azaldığı gözlemlendiğinden (337), bu faktörlerin tümü kök kanal tedavisinin klinik ömrünü tehlikeye atabilir (336). Öte yandan, kırılan aletin çıkarılması klinik bir seçenek olsada, kırılma apikal alanda gerçekleştiğinde önemli bir kanal perforasyonu veya kök kırığı riski ile komplike hâle gelebilmektedir (338,339).

Bu klinik durum göz önüne alındığında, yaygın olarak kullanılan Ni-Ti eğe sistemlerinin döngüsel yorulma dirençlerini araştırmak önemli hâle gelmektedir. Bazı araştırmalarda (324,340–345), birkaç Ni-Ti eğe sisteminin döngüsel yorulma direnci incelenmiştir. Ancak literatürde, TruNatomy, WaveOne Gold, Reciproc Blue ve One Curve eğe sistemlerinin tümünü inceleyerek karşılaştırmak amacıyla yapılan çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle, çalışmamızda bu dört farklı eğe sisteminin iki farklı kurvatür yapısına sahip yapay kanallarda ve kanal içi sıcaklıkta karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Döngüsel yorgunluk, özellikle kurvatürlü kanallarda şekillendirme sırasında aletin, eğimin en şiddetli olduğu noktada tekrarlayan sıkışma ve gerilme kuvvetlerine maruz kalması sonucunda meydana gelmektedir (188,346). Bu nedenle döngüsel yorulma direncini analiz etmek üzere kurvatürlü kanalların kullanımı tercih edilmektedir. S tipi kanalların klinikte nadir görüldüğü düşünülmesine karşın bu tip kanalların bulunma sıklığı maksiller büyük azı dişlerin distobukkal köklerinde %30-40 ve mandibular büyük azı dişlerin mezial köklerinde ise %35-59 olarak rapor edilmiştir (347). Literatürde L tipi yapay kanal kullanılarak yapılan birçok çalışma bulunmasına rağmen (318,348–352) S tipi yapay kullanılarak yapılmış az sayıda çalışma bulunmaktadır (172,353,354). Ayrıca her iki tipteki kanalların kullanılıp karşılaştırıldığı fazla sayıda çalışma bulunmamasına karşın bazı çalışmalar bu konuyla ilgili detaylı incelemelerde bulunmuşlardır (125,355). Bizim çalışmamızda döngüsel

yorulma direncini test etmek amacıyla tek kurvatürlü (L tipi) ve çift kurvatürlü (S tipi) kanalların her ikisi birden tercih edilmiştir.

Kurvatur açısı ve kurvatür yarıçapı Ni-Ti aletlerin döngüsel yorulma direncini etkileyen en önemli faktörlerden kabul edilmektedir. Kurvatür açısının artması aletlerin kırılma ihtimalini artırmakta ve dolayısıyla aletlerin kullanım ömürlerini kısaltmaktadır (6,8). Günümüze kadar yapılan çalışmalarda kullanılan yapay kanalların kurvatür açıları genelde 30°, 45°, 60° ve 90° şeklindedir. Bu açı değerlerinin haricinde açı değerleri de kullanılmıştır. Li ve ark. (213) yaptıkları bir çalışmalarında, kurvatür açılarını 37°, 40.5°, 45° ve 48° şeklinde kullanmışlardır. Kitchens ve ark. (239) yaptıkları çalışmalarında, 25°, 28° ve 33.5° kurvatür açlarına sahip yapay kanallar tercih etmişlerdir. Pruett ve ark. (8), 30° ve 30°'den az kurvatür açısına sahip kanalların, aletleri eğri kanal statüsünde doğru şekilde yeterince test edemeyeceğini rapor etmişlerdir. Bazı çalışmalarda görülen 90° kurvatür açısı seçiminin nedeni ise klinik uygulamada zorluk oluşturan aşırı kurvatürlü kanalları taklit etmek amacıyla. Bizim çalışmamızda aletlerin döngüsel yorgunluğu üzerine yapılan bazı çalışmalara benzer şekilde, hem tek hem de çift kurvatürlü kanallar tasarlandığı için eğeri zorlayabilecek ve her iki kanal tipi için uygun olabilecek bir açı değeri olan 60° tercih edilmiştir. Kurvatür yarıçapı, döngüsel yorgunluğa neden olan diğer bir baskın faktör olup düz bir çizgiden sapan belirli bir kurvatür açısının şiddetini temsil etmektedir. Daha küçük kurvatür yarıçapı, daha ani bir kanal deviasyonu anlamına gelmektedir. Pedullà ve ark. (356) farklı kurvatür açıları ve yarıçaplarının Ni-Ti aletlerin döngüsel yorulma dirençleri üzerine etkilerini araştırmak üzere yaptıkları çalışmalarında, tasarladıkları yapay kanalların kurvatür yarıçaplarını 3 ve 5 mm olarak almışlardır. Diğer bir çalışmada İnan ve ark. (357), farklı kurvatür açlarına sahip iki yapay kanalda ProTaper Ni-Ti aletlerinin döngüsel yorulma dirençlerini analiz etmek üzere kanalların kurvatür yarıçaplarını 5 ve 10 mm olarak belirlemişlerdir. Ni-Ti aletlerin, kurvatür yarıçapları 2, 5 ve 10 mm olan yapay kanallarda test edildiği çalışmalarda, yarıçap ne kadar küçükse aletin dönerken ömrünün o kadar kısa olduğu sonucuna varılmıştır (6,8). Sobotkiewicz ve ark. (318) kullandıkları L tipi yapay kanalın kurvatür yarıçapını 3 mm belirlerken bizim çalışmamızda kanal kurvatür yarıçapı 5 mm olarak belirlenmiştir. Çalışmamızda yarıçapın bu şekilde belirlenmesindeki ana sebep S tipi kanallarla kıyaslamak üzere standart bir değer elde edilmesidir. Çünkü S tipi kanalda

apikale yakın olan kurvatürün yarıçapının aletlerin rotasyonuna izin verecek şekilde hazırlanması gerektiğinden koronaldeki kurvatür yarıçapı 5 mm ve dolayısıyla L tipi kanalın kurvatür yarıçapı da 5 mm olarak belirlenmiştir. S tipi yapay kanal için, Duke ve ark.nın (125) yaptıkları çalışma baz alınarak koronaldeki kurvatür açısı 60°, yarıçapı 5 mm; apikaldeki kurvatür açısı 60°, yarıçapı 2 mm olacak şekilde hazırlanmıştır.

Günümüze kadar Ni-Ti aletlerin döngüsel yorulma direncini test etmek üzere çeşitli statik ve dinamik deney düzenekleri hazırlanmıştır. Statik test modelinde, Ni-Ti aletler sabit bir çalışma uzunluğunda eğimlendirilerek kırılma gerçekleşinceye kadar döndürülmektedir (1). Dinamik test modelinde ise, klinik durum simüle edilmeye çalışıldığından, Ni-Ti aletlere aksiyel yönde (gagalama-fırçalama hareketi vb.) hareket imkânı tanınmaktadır (358). Aksiyel hareketlerin genliği ve hızı, test modeli üzerinde standardize edilebilir, fakat oluşturulan bu standardize durum tamamen öznelidir (359). Bu yüzden yapılan testlerin tekrar edilebilirliği çok zorlaşır ve sonuçta tutarlılıktan bahsedilemez. Statik test modelinde ise, yapay kanal sabit bir hareket yörüngesine izin vererek testlerin daha nesnel biçimde gerçeği yansıtmasını sağlamaktadır (95,360). Bu bilgiler ışığında, bu çalışmada da statik bir test model daha objektif ve tutarlı sonuçların elde edilmesi amacıyla tercih edilmiştir.

Döngüsel yorulma direncini tespit etmek amacıyla oluşturulan test düzeneği, testin doğruluğu ve güvenilirliğini sağlamak üzere standardizasyonu sağlar nitelikte olmalıdır. Çekilmiş diş numunelerinin klinik şartları daha iyi simüle edebilmelerinden dolayı bazı çalışmalarda tercih edilmelerine karşın (241,307,315,361); diştten dişe hem kanal konfigürasyonu açısından hem de organik-inorganik materyal oranı açısından farklılıklar bulunabilmektedir; bu yüzden hiçbir zaman kök kanallarının birbirlerine özdeş olmalarından bahsedilemez (316). Bununla birlikte, insan kök kanallarında kullanılan aletlerin dönme-bükme alanındaki stres yoğunluğunu kontrol etmek neredeyse imkansızdır. Ayrıca, insan dişi kök kanalları kullanıldığında daima burulma stresi ve döngüsel yorgunluğa bağlı bir stres kombinasyonundan bahsetmek gerekecektir (362). Olası önyargılardan kaçınmak ve değişkenlerin kontrolünü daha iyi sağlamak amacıyla çalışmamızda standart yapay kanallar kullanılmıştır.

Yakın zamana kadar araştırmacılar, döngüsel yorulma direncini tespit etmek amacıyla yapay bir kök kanalı hazırlamak üzere paslanmaz çelik blok kullanmışlardır

(124,363–366). Günümüzde diş hekimliği alanında CAD/CAM teknolojisinin kullanımı gitgide yaygın hâle gelmektedir. CAD/CAM teknolojisi; yüksek mukavemet, sertlik ve korozyon direnci sergileyen seramiklerden yüksek doğrulukta modellerin üretilmesini sağlamaktadır. Çünkü bu sistemde toleranslar mikron cinsindedir ve bu da modelleri son derece hassas hâle getirmektedir (367). Ayrıca zirkonyum oksite, mekanik mukavemetinin yanı sıra kimyasal ve boyutsal stabilitesi ile paslanmaz çeliğe benzer elastik modülüne sahip olması nedeniyle ‘seramik çelik’ takma adı verilmiştir (368). Bu çalışmada, bilgisayar destekli bir tasarım programı olan Solidworks kullanılarak, test edilecek aletler için özel olarak tasarlanmış yapay kanalları içeren bir blok model oluşturulmuştur. Oluşturan model, CAM sistemi kullanılarak zirkonyum oksit disklerden üretilmiştir. Son olarak bloklar sinterlenerek nihâî formuna getirilmiştir. Hazırlanan seramik modeller, yapay kanalın korozyonu olmaksızın sıcaklığı sabitlenmiş sıvı içine daldırılmış aletlerin test edilmesini sağlamıştır.

Son zamanlarda, sıcaklık Ni-Ti eğe sistemlerinin yorulma direncini etkileyen olası bir değişken olarak araştırılmaya başlanmıştır. Özellikle termomekanik olarak işlenmiş Ni-Ti eğe sistemlerinin döngüsel yorulma dirençlerinin ortam sıcaklığından etkilendiği gösterilmiştir (124,364–366). Bu çalışmada da, klinik koşulları daha iyi bir şekilde simüle etmek amacıyla distile su ile doldurulmuş bir cam kap içerisinde, iletken olmayan bir seramik blok modeli kullanılarak, farklı yöntemlerle ısıl işlem görmüş Ni-Ti eğe sistemlerinin kanal içi sıcaklıkta  $0,1 \text{ } ^\circ\text{C}$  hassasiyetle ( $35 \pm 0,1 \text{ } ^\circ\text{C}$ ) döngüsel yorulma dirençleri kıyaslanmıştır.

Scott ve ark. (369), toplam 60 adet (20 WaveOne Primary, 20 WaveOne Gold Primer ve 20 EdgeFile X1) resiprokal Ni-Ti eğelerini kullanarak, ısıtıcı tabla yardımıyla vücut sıcaklığına ( $37 \pm 1^\circ\text{C}$ ) sabitlenmiş 200 ml deiyonize su ile doldurulmuş bir su banyosu içerisine yerleştirilen test düzeneği ile döngüsel yorgunluk dirençlerini kıyaslamışlardır.

Döngüsel yorulma direncini tespit etmek amacıyla yapılan birçok başka çalışma oda sıcaklığında gerçekleştirilmiştir (139,370,371). Fakat yakın zamanda de Hemptinne ve ark. (302) tarafından *in vivo* olarak yapılan bir çalışmada, kök kanallarına yerleştirilen oda sıcaklığındaki solüsyonun hızla kanal içi sıcaklığa ( $35 \pm 1 \text{ } ^\circ\text{C}$ ) yaklaştığı gösterilmiştir. Bu sebeple bizim çalışmamızda da döngüsel yorulma

dirençlerini test ederken klinik durumu daha iyi simüle edebilmek amacıyla deneyler kanal içi sıcaklıkta stabil halde tutulan distile su içerisinde gerçekleştirilmiştir.

Erik ve Özyürek (319), 100'er adet Reciproc Blue, WaveOne Gold, HyFlex EDM Ni-Ti eğelerinin döngüsel yorulma dirençlerini kurvatür açısı 60° ile kurvatür yarıçapı 5 mm olan seramik L tipi yapay kanalda, sabit vücut sıcaklığında (37 °C) farklı irrigasyon solüsyonları doldurulmuş cam kap içerisinde statik olarak test etmişlerdir. HEDM eğelerinin döngüsel yorulma direncini WOG ve RecB eğelerine göre daha yüksek bulmuşlardır. WOG ve RecB eğeleri arasında ise istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmadığını rapor etmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise RecB eğeleri devamlı rotasyon ile çalışan ege sistemlerine kıyasla daha üstün bulunmuştur. Bu farklı sonucun bahsedilen çalışmada vücut sıcaklığı, bizim çalışmamızda kanal içi sıcaklığın kullanılması yani aletlerin farklı sıcaklık değerlerinde döngüsel yorulma testine tabi tutulması ve sıcaklığı taklit etmek amacıyla kullanılan solüsyon tipinin farklı olması ile ilgili olabileceğini düşünmekteyiz.

Erik ve Özyürek'in (319) yaptıkları çalışmanın aksine önceki çalışmalarda (160,372) resiprokal hareket yapan eğelerin döngüsel yorulma direncinin sürekli dönüş hareketi yapan eğelere göre daha yüksek olduğu bildirilmiştir.

Varela-Patiño ve ark. (372) ProTaper Ni-Ti eğelerini kullanarak yaptıkları çalışmalarında enstrüman kinematik tipinin alet kırılma veya deformasyon sıklığı üzerindeki etkisini incelemeyi amaçlamışlardır. Çalışma sonucunda resiprokasyonla kullanılan aletlerin, sürekli rotasyonla kullanılan gruba kıyasla daha yüksek ortalama kullanım sayısına sahip olduğunu bulmuşlardır.

De-Deus ve ark.nın (160) resiprokal ve sürekli rotasyon hareketlerinin döngüsel yorulma direnci üzerine etkisini araştırmak amacıyla yaptıkları çalışmalarında, hareket kinematiğinin aletin döngüsel yorulmaya bağlı direncini etkilediğini dolayısıyla alet kullanım ömrünü belirlediğini rapor etmişlerdir. Bu çalışmanın sonucuna göre, resiprokal hareket sürekli rotasyon hareketine göre aletin daha uzun kullanım ömrüne sahip olmasını sağlamıştır.

Bizim çalışmamızda da bu çalışmalara benzer şekilde L tipi yapay kanalda gerçekleştirilen testlerde, resiprokal hareket yaparak çalışan RecB eğelerinin döngüsel yorulma direnci sürekli rotasyon yaparak çalışan TN ve OC eğelerine kıyasla daha yüksek bulunmuştur. Bu durumun nedeni resiprokal hareket kinematiğinin, sürekli

rotasyonel hareket kinematiğine kıyasla aletleri daha düşük gerilime maruz bırakması ve dolayısıyla KKTS değerini artırarak aletlerin kullanım ömrünü uzatması ile ilişkilendirilebilir (181,373,374). Ferreira ve ark. (375) yaptıkları sistematik bir inceleme çalışmasında, resiprokal hareketin; simüle edilmiş kanalın eğrilik açısı, aletin dönme hızı ve tasarımı gibi diğer değişkenlerden bağımsız olarak sürekli rotasyonel harekete kıyasla aletlerin döngüsel yorulma direncini artırdığına dikkat çekmişlerdir. Resiprokal hareket kinematiği ile çalışan RecB eğelerinin döngüsel yorulma dirençlerinin TN ve OC eğelerinden yüksek çıkması bu bilgiyi destekler niteliktedir.

Adıgüzel ve ark. (376), 15'er adet WaveOne primary (25/.08), Reciproc R25 (25/.08) ve Twisted File Adaptive M-L1 (25/.08) Ni-Ti eğelerinin S-şekilli yapay kanallarda döngüsel yorulma dirençlerini karşılaştırmışlardır. WaveOne ve Reciproc eğelerini tork-kontrollü bir motorla, Twisted File Adaptive eğelerini ise kendi sistemlerine ait motorla üretici firmaların önerileri doğrultusunda kullanmışlardır. Tüm eğeleri 18 mm uzunluğunda, 1,4 mm çapta, koronal kurvatür açısı 60° ile yarıçapı 5 mm; apikal kurvatürü ise 70° kurvatür açısı ile 2 mm yarıçapa sahip S tipi yapay kanal içeren paslanmaz çelik bir blokta test etmişlerdir. Test sırasında eğelerin sürtünmesini azaltmak amacıyla sentetik bir yağ (WD-40 Company, Milton Keynes, İngiltere) ve klinik kullanımı simüle etmek için de dinamik bir test düzeneği kullanmışlardır. Reciproc eğelerinin, WaveOne ve Twisted File Adaptive eğelerine göre döngüsel yorgunluğa karşı daha dirençli bulunduğunu rapor etmişlerdir. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde Reciproc Blue eğeleri S ve L tipi yapay kanallarda WaveOne Gold eğelerine göre döngüsel yorgunluğa karşı daha dirençli bulunmuştur. Sobotkiewicz ve ark. (318), WO, WOG, Rec, RecB eğelerini, kanal ağzından kurvatürün başladığı noktaya olan mesafeleri; 5, 6, 8, 10 ve 11 mm olan 60° kurvatür açısı ve 3 mm kurvatür yarıçapına sahip 16 mm uzunluğunda beş farklı L tipi yapay kanal içeren seramik blokta döngüsel yorulma dirençlerini karşılaştırmışlardır. Seramik bloğu deiyonize su ile doldurulmuş bir cam kabın içerisine; cam kabı ise deiyonize suyu  $37 \pm 2^{\circ}\text{C}$ 'lik sabit sıcaklıkta tutan bir ısıtıcı tabla üzerine yerleştirmişlerdir. Test edilen tüm eğrilik konumlarında, RecB eğelerinin WO ve Rec eğelerine kıyasla üstün yorulma direncine sahip olduklarını bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda da RecB eğeleri WOG eğelerine kıyasla döngüsel yorulmaya karşı daha dirençli bulunmuştur. RecB ve WOG eğelerinin ikisi de resiprokal hareketle

çalışmalarına rağmen döngüsel yorulma dirençleri arasındaki bu farklılık RecB eğelerinin saat yönünün tersine  $170^\circ$  ve saat yönünde  $50^\circ$  lik dönüşler yaparken, WOG eğelerinin saat yönünün tersine  $150^\circ$  ve saat yönünde  $30^\circ$  lik dönüşler yapmasından kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz. Ayrıca RecB Ni-Ti eğeleri S-şekilli kesitleri sayesinde küçük bir metal çekirdeğe sahiptirler ve buna bağlı olarak KKTS değerleri daha yüksek olmaktadır (344). Metalürjik olarak herhangi bir malzemede kıraktan bahsedebilmek için mutlaka çatlak başlangıcından bahsetmek gerekmektedir. Ni-Ti aletlerde çatlak başlangıcı esas olarak aletin ön kenarında meydana gelmektedir. RecB eğesi sahip olduğu S şekilli kesiti sayesinde yalnızca iki adet ön kenar içermektedir ve diğer eğelere kıyasla yüksek kırılma dayanımı bu durumla ilişkili olabilmektedir. Son olarak, RecB eğelerinin Blue ısıtma işlem adı verilen ve eğenin yüzeyinde mavi renkte görünür bir titanyum oksit tabakası oluşumu ile sonuçlanan komplike bir ısıtma-soğutma işlemine tabi tutularak üretilmeleri sayesinde döngüsel yorulmaya karşı daha dirençli hâle geldikleri ifade edilmiştir (133).

Serafin ve ark. (377), 25'er adet One Curve ve One Shape Ni-Ti eğelerini  $60^\circ$  kurvatür açısı ve 5 mm kurvatür yarıçapına sahip yapay kanal içeren paslanmaz çelik bir blokta  $37^\circ\text{C}$  sabit sıcaklıkta döngüsel yorulma dirençlerini karşılaştırmak amacıyla test etmişlerdir. Bu çalışmanın sonucuna göre OC Ni-Ti aletlerin, OS Ni-Ti aletlerinden ~ 2,4 kat daha fazla döngüsel yorgunluk direncine sahip olduğunu rapor etmişlerdir. Bizim çalışmamızda da S tipi yapay kanalda OC Ni-Ti eğeleri diğer eğelere göre döngüsel yorulma direnci açısından daha dayanıklı bulunmuştur.

Topçuoğlu ve ark. (378), 20'şer adet One Curve (25/.06), EdgeFile (25/.06), HyFlex CM (25/.06), ProTaper Next (25/.06) Ni-Ti eğelerini S tipi yapay kanal içeren paslanmaz çelik bir blokta, kanal içi sıcaklıkta ( $35 \pm 1^\circ\text{C}$ ) ve oda sıcaklığında ( $20 \pm 1^\circ\text{C}$ ) test etmişlerdir. Çalışmanın sonucuna göre her iki sıcaklıkta da ProTaper Next eğesini, diğer eğelere kıyasla en düşük KKTS değerine sahip olarak bulduklarını rapor etmişlerdir. Oda sıcaklığında diğer eğeler arasında KKTS değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamazlarken kanal içi sıcaklıkta One Curve ve EdgeFile eğelerini HyFlex CM eğelerinden önemli ölçüde daha yüksek KKTS değerlerine sahip olarak bulduklarını rapor etmişlerdir. Bizim çalışmamızda da benzer olarak S tipi kanallarda gerçekleştirilen testlerde OC eğelerinin KKTS değerleri diğer eğelerin KKTS değerlerinden yüksek bulunmuştur.

Staffoli ve ark. (379), ortam sıcaklığı, ısıl işlem ve enstrüman tasarımının Ni-Ti aletlerin döngüsel yorulma direnci üzerindeki etkisini değerlendirmek amacıyla OneShape (OS), OneShape New Generation (OSNG) ve One Curve (OC) eğelerini kullanarak yaptıkları çalışmalarında, döngüsel yorulma testlerini 5 mm kurvatür yarıçapı ile 60° kurvatür açısına sahip yapay bir kanalda ve farklı ortam sıcaklıklarında gerçekleştirmişlerdir. OC Ni-Ti aletlerinin, test edilen tüm sıcaklıklarda OS ve OSNG Ni-Ti aletlerine göre döngüsel yorgunluğa karşı önemli derecede daha dirençli bulunduğu rapor etmişlerdir.

Uygun ve ark. (345), HyFlex EDM, Vortex Blue, ProTaper Gold, OneCurve Ni-Ti eğelerinin döngüsel yorulma dirençlerini kıyaslamak üzere kanal içi sıcaklıkta, 60° kurvatür açısı ve 5 mm kurvatür yarıçapına sahip paslanmaz çelikte hazırlanan yapay kanal içeren bir test düzeneği kullanmışlardır. Çalışmanın sonucuna göre, tüm gruplar arasında HEDM Ni-Ti ege sisteminin döngüsel yorulma direnci en yüksek bulunurken; OC Ni-Ti egesi, VB ve PTG eğelerinden yorulma direnci bakımından daha üstün bulunmuştur.

Bizim çalışmamızda da OC Ni-Ti eğeleri, özellikle S tipi kanalda gerçekleştirilen döngüsel yorgunluk testlerinde diğer bütün gruplara kıyasla daha dirençli bulunmuştur. Diferansiyel taramalı kalorimetre (DSC) ile termal analiz yapılan bir çalışmada (379), OC eğelerinin kanal içi sıcaklıkta ve oda sıcaklığında diğer C-Wire alaşımından üretilen eğelerde olduğu gibi martensitik durumda bulunduğu gösterilmiştir (377). Bu sonuç martensitik eğelerin östenitik eğelerden daha esnek ve döngüsel yorgunluğa karşı daha dirençli oldukları bilgisini doğrulamaktadır (124,130). Bu durumun OC eğelerin döngüsel yorgunluk direncinin daha üstün sonuçlar göstermesinin metalürjik açıdan önemli bir nedeni olabileceğini düşünmekteyiz. Ayrıca OC'nin yorulma direncinin daha yüksek değerler vermesini OC Ni-Ti aletinin kesit alanının uç kısmında üçgen şeklinde iken, shafta yakın kısmında 'S' şeklinde olmasına bağlayabiliriz. Çünkü egenin kesici kısmında bulunan bu değişken kesit eğeye merkezî preparasyon özelliği kazandırarak, egenin daha az strese maruz kalmasını sağlamaktadır. Sonuç olarak, OC egesinin döngüsel yorulma direncinin daha yüksek oluşu sahip olduğu kanal merkezine dönük bir değişken kesit dizaynına sahip olması ve C-Wire Ni-Ti alaşımından üretilmesi ile ilişkili olabilir.

Elnaghy ve ark. (380), toplam 80 adet TruNatomy (TN), HyFlex CM (HCM), Vortex Blue (VB), FlexMaster (FM) Ni-Ti eğelerini kanal içi sıcaklıktaki salin solüsyonuna daldırılmış, 90° kurvatür açısı ve 5 mm kurvatür yarıçapına sahip yapay kanal içeren dinamik bir test düzeneğinde döngüsel yorulma dirençleri açısından karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucuna göre döngüsel yorulma direnci en yüksek grup HCM eğeleri olarak bulunurken bu grubu sırasıyla VB, TN ve FM grupları takip etmektedir.

Peters ve ark. (381), TruNatomy (TN) ve ProTaper Next (PTN) Ni-Ti eğelerinin döngüsel yorulma dirençlerini kıyaslamak amacıyla yaptıkları çalışmalarında, kurvatür açısı 75°, kurvatür yarıçapı 5 mm olan bir yapay kanal kullanmışlardır. Çalışmanın sonucuna göre, TN'nin PTN'ye göre döngüsel yorulmaya karşı önemli ölçüde daha dayanıklı olduğunu rapor etmişlerdir.

Riyahi ve ark. (382), toplam 45 adet TruNatomy (26/.04), Twisted File (TF) (25/.06) ve ProTaper Next (25/.06) Ni-Ti eğelerini 60° kurvatür açısı ve 5 mm kurvatür yarıçapına sahip yapay kanal içeren paslanmaz çelik bir blokta döngüsel yorulma direncini kıyaslamak üzere test etmişlerdir. TN grubu TF ve PTN gruplarına göre döngüsel yorgunluğa önemli derecede yüksek dirençli bulunmuştur.

Yapılan diğer bir çalışmada (355), TN, HCM, VB, RaCe (RC) Ni-Ti eğeleri, paslanmaz çelikte hazırlanan L ve S tipi yapay kanallarda döngüsel yorulma dirençlerinin karşılaştırılması amacıyla test edilmişlerdir. Çalışmanın sonucuna göre TN ve HCM aletleri, tek ve çift kuvatürlü kanallarda VB ve RC aletlerine göre döngüsel yorgunluğa karşı daha dirençli bulunmuşlardır.

Gündoğar ve ark. (383), TN (26/.04), VDW.ROTATE (25/.04), 2Shape (25/.04), HCM (25/.04) Ni-Ti eğelerini vücut sıcaklığında, paslanmaz çelikte hazırlanan yapay kanallarda ve statik bir test modeli ile döngüsel yorulma dirençlerini karşılaştırmak üzere test etmişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre gruplar arasında döngüsel yorulma direnci açısından önemli farklılıklar olduğunu rapor etmişlerdir. Ni-Ti eğelerin döngüsel yorulma dirençleri en yüksekten en düşüğe VDW.ROTATE, HyFlex CM, 2Shape ve TruNatomy şeklinde bulunmuştur.

Bizim çalışmamızda TN eğesi L tipi yapay kanalda gerçekleştirilen yorgunluk testleri sonucunda WOG eğelerinden dirençli bulunurken RecB ve OC eğelerinden düşük dirençli bulunmuştur. S tipi yapay kanalda gerçekleştirilen yorgunluk

testlerinde ise hem WOG hem de RecB eğelerinden dirençli bulunmuştur. Daha dirençli bulunduğu durum üretildiği alaşımın tabi tutulduğu özel ısıl işlemele ilgili olabilir. Ayrıca TN eğelerinin diğer Ni-Ti eğelerinden farklı olarak daha ince telden (0.8 mm) üretilmiş olmaları döngüsel yorulma direncinin artmasına neden olmuş olabilir (384). Döngüsel yorulmaya karşı bazı gruplardan düşük dirençli bulunduğu durum ise TN eğelerinin sahip oldukları paralelkenar şeklindeki kesitleri ile ilişkili olabilir. Ancak WOG eğesinin kesitine kıyasla TN eğesinin daha küçük metal kütesine sahip oluşu her iki kanalda da WOG eğesine göre üstün direnç göstermesini açıklayabilir.

Çalışmamızda TruNatomy eğe sistemi ile ilgili yukarıda bahsettiğimiz çalışmalarla paralel (380,383) ve aksi (355,381,382) sonuçlar elde edilmiştir. TN ile ilgili diğer bazı çalışma sonuçlarından farklı sonuçlar elde etmemizin nedeninin, seçilen kanal kurvatür açısı (355,381), kırılma işleminin yapıldığı deney ortamının farklılığı (355,381), kullanılan eğe sistemlerindeki değişkenlik (355,381), kırılma testlerinin yapıldığı bloğun çeşidi (355,381,382), test modelinin hareketliliği gibi faktörlerin farklılık göstermesinden kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

Özyürek ve ark. (340), Hyflex EDM, WaveOne Gold, Reciproc Blue ve 2shape Ni-Ti eğelerini döngüsel yorulma dirençlerini karşılaştırmak amacıyla iki farklı kurvatür açısına sahip L tipi yapay kanallarda test etmişlerdir. Çalışmanın sonucuna göre, 45° kurvatür açısına sahip yapay kanalda gerçekteştirilen testte döngüsel yorulma direnci en yüksek olan grup RecB olarak bulunurken direnci en düşük bulunan grup WOG olmuştur. 90° kurvatür açısına sahip yapay kanalda gerçekteştirilen testte ise; RecB grubu döngüsel yorulmaya en dirençli grup olarak bulunurken diğer gruplar arasında farklılık istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur.

Gambarini ve ark. (343), EdgeOne ve WaveOne Gold Ni-Ti eğelerini, döngüsel yorulma dirençlerini karşılaştırmak amacıyla 90° kurvatür açısı ve 2 mm kurvatür yarıçapına sahip yapay kanal içeren paslanmaz çelik blokta test etmişlerdir. Bu çalışmanın sonucuna göre EdgeOne eğeleri WaveOne Gold eğelerine kıyasla döngüsel yorulma direnci açısından daha dayanıklı bulunmuştur.

Olçay ve ark. (342), 15'er adet WaveOne Gold (WOG), ProTaper Next (PTN), 2Shape (TS) Ni-Ti eğelerinin döngüsel yorulma dirençlerini sabit vücut sıcaklığındaki distile su doldurulmuş cam kap içerisinde ( $37 \pm 0.5$  °C), 60° kurvatür açısı ve 5 mm

kurvatür yarıçapına sahip yapay kanalda test etmişlerdir. Döngüsel yorgunluk testi sonucunda WOG eğelerini PTN eğelerinden; PTN eğelerini de TS eğelerinden daha dirençli bulduklarını rapor etmişlerdir.

Keleş ve ark. (341), toplam 240 adet Reciproc Blue, Reciproc, WaveOne Gold, WaveOne Ni-Ti eğelerini farklı sabit sıcaklıklarda, paslanmaz çelik blokta, statik ve dinamik olmak üzere iki farklı deney düzeneğinde döngüsel yorulma direncini karşılaştırmak üzere test etmişlerdir. Kullanılan yapay kanalı kurvatür açısı  $60^\circ$  ve kurvatür yarıçapı 5 mm olacak şekilde hazırlamışlardır. WOG, RecB ve Rec eğe grupları arasında döngüsel yorulma direnci açısından farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmazken WO grubu bütün gruplardan anlamlı derecede düşük dirençli bulunmuştur.

Topçuoğlu ve ark. (174), 40'ar adet WOG, Rec, WO Ni-Ti eğelerini koronal kurvatür açısı  $60^\circ$  ve yarıçapı 5 mm, apikal kurvatür açısı  $70^\circ$  ve yarıçapı 2 mm olan S şekilli (çift kurvatürlü) yapay kanal içeren paslanmaz çelik blokta döngüsel yorulma dirençlerini tespit etmek amacıyla test etmişlerdir. Yapılan döngüsel yorgunluk testinin sonuçlarına göre WOG eğe grubu Rec ve WO gruplarından anlamlı derecede yüksek dirençli bulunmuştur. Ayrıca Rec eğe grubunun da WO eğe grubundan döngüsel yorulmaya karşı daha dirençli bulunduğu rapor edilmiştir.

Yılmaz ve ark. (385), One Curve (OC), Hyflex EDM (HEDM), WaveOne Gold (WOG), Reciproc Blue (RecB) Ni-Ti eğelerinin döngüsel yorulma dirençlerini sabit kanal içi sıcaklıktaki ( $35^\circ\text{C}$ ) distile su ile doldurulmuş cam kap içerisinde,  $60^\circ$  kurvatür açısı ve 5 mm kurvatür yarıçapına sahip L-tipi yapay kanal içeren metal blokta test etmişlerdir. Gerçekleştirilen döngüsel yorgunluk testi sonuçlarına göre dirençler yüksekten düşüğe; HEDM, WOG, RecB, OC şeklinde bulunmuştur.

Yaptığımız çalışmada, WOG Ni-Ti eğelerinin hem L tipi hem de S tipi yapay kanalda gerçekleştirilen döngüsel yorulma deneylerinde diğer tüm gruplara kıyasla daha düşük dirençli olduğu bulunmuştur. WOG eğeleri paralelkenar şekilli kesit tasarımına ve bu tasarım yüzünden daha büyük metal çekirdek kütlelerine sahip olmaktadır. Bu durumun Ni-Ti aletlerde döngüsel yorulma direncini azalttığı bildirilmiştir (364). Ayrıca kırığa sebep olacak çatlak başlangıcı Ni-Ti eğenin ön kenarında meydana gelmektedir ve WOG eğelerinin kesitlerinden dolayı dört ön

kenarı bulunmaktadır. Bu da WOG eğe grubu için kırılma açısından dezavantaj teşkil etmektedir.

Yukarıda bahsettiğimiz WOG ile ilgili döngüsel yorgunluk çalışmalarından Yılmaz ve ark. (385), Özyürek ve ark. (340) ile Keleş ve ark.nın (341) yaptıkları çalışmalarda bizim çalışmamızdan farklı olarak blok cinsinin değişkenlik göstermesine rağmen, benzer kurvatür şekli (340,341,385), kurvatür açısı (341,385) ve yarıçapı (340,341,385), hareketsiz test modeli (340,341) kullanılmış olmasının bu çalışmalarla benzer sonuçlar elde etmemizde rol oynadığını düşünmekteyiz.

Bunun yanı sıra, bazı WOG ile ilgili yapılan yorgunluk direnci çalışmalarının ortaya koyduğu sonuçların bizim çalışma sonuçlarımızdan farklı olmasını farklı eğe tipi (174,342,343), kırılma testinin yapıldığı ortam ve ortam sıcaklığı (174,342), blok çeşitliliği (174,342,343), kurvatür yarıçapı (343) ve açısı (174,343), test düzeneğinin hareketliliği gibi önemli faktörlerden kaynaklanabileceğini öngörmekteyiz.

Standardize bir döngüsel yorulma testi düzeneği, aletler üzerinde benzer stres noktaları oluşturabilir ve kırık segmentin uzunlukları benzer olabilir (386); ancak aletlerin alaşım özelliklerine ve kesit tasarımlarına bağlı olarak farklı eğilme momentleri maksimum gerilim noktalarının yerini değiştirebilir ve farklı alet türleri için farklı kırık parça uzunlukları gözlemlenebilmektedir (120,387,388). Yaptığımız çalışmada özellikle WOG aletlerinin ortalama kırık parça uzunluğunun, her iki yapay kanalda da, test edilen diğer aletlerden daha uzun olduğu gözlemlenmiştir. Bu durum test edilen aletlerin farklı eğilme momentlerinden, kesit tasarımlarına bağlı çatlak başlangıç noktalarından kaynaklanabilmektedir.

Fraktografik inceleme, kırılma tiplerini ve mekanizmalarını belirlemek üzere sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Gevrek bir kırılma, bölünme fasetlerinin varlığı ile ilişkilidir, oysa sünek bir kırılma, çukur görünümü ile karakterize edilmektedir. Sünek kırılma, metalürjik bir terim olup gerilmeler altında bulunan bir malzemede plastik deformasyonla birlikte meydana gelen kırılma için kullanılan bir terimdir. Bu görünümler, kırılmanın mikromekanizmaları ile doğrudan ilişkilidir ve bu nedenle, kırık analizi için temel öneme sahiptir. Kırılma mekaniği teorisi, her zaman katıda kırığa neden olacak şekilde büyüeyebilen veya yayılabilen bir kusur ya da çatlağın varlığını varsaymaktadır. Gerilme, kohezyon kuvvetlerini aşan kritik bir değere ulaştığında çatlak yayılacaktır ve kırılma meydana gelmiş olacaktır (213).

Alapati ve ark.nın (190) toplam 822 adet ProFile, ProFile GT ve ProTaper Ni-Ti aletlerinin klinik kullanım sonrası kırılan parçalarını SEM’de incelemek suretiyle yaptıkları çalışmalarında, aletlerin kırık yüzeylerinde sünek yapılı çukurlarla karakterize görüntüler gözlemlemiştir. ProTaper Gold ve ProTaper Universal Ni-Ti aletlerinin faz dönüşümü davranışı ile döngüsel yorulmaya karşı gösterdikleri dirençlerin incelendiği bir çalışmada, SEM’de yapılan fraktografik analizde döngüsel yorulmaya bağlı çatlak alanları ve çukurlu yapılar gözlemlendiği rapor edilmiştir (126). Uslu ve ark.nın (172) vücut sıcaklığında, S-şekilli yapay kanallarda azaltılmış konisiteye sahip Ni-Ti aletlerin döngüsel yorulma direncini karşılaştırdıkları çalışmalarında, kırık ege yüzeylerini SEM ile analiz etmişler ve yüzeylerde mikroskobik çukurlarla karakterize edilen sünek yapının var olduğunu bildirmişlerdir.

Yukarıda bahsettiğimiz çalışmalarda SEM’in kullanım amaçlarına paralel olacak şekilde, biz de çalışmamızda SEM ile fraktografik inceleme yapmayı tercih ettik. İnceleme sonuçlarımıza göre kırılan aletlerin neredeyse tamamı, mikro boşluk ve çukur görünümü ile karakterize edilen sünek bir doğanın belirli çatlak başlangıcı ile yayılması modelleri göstermişlerdir. Bu da kırılmaların döngüsel yorgunluğa bağlı olarak gelişebileceğini göstermektedir. Çalışmamızda kırılma sonrası SEM analizi yapmamızın en önemli nedenleri, bu cihaz ile yüksek büyütmelede yüzey görüntüsü alınabilmesini sağlaması ve diğer karakterizasyon tekniklerine kıyasla SEM analizi ile gerçek yüzey görüntüsü elde edilebildiği için diğer analiz yöntemlerine göre SEM’de daha kabul edilir sonuçlar alınabilmesidir.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

- ◆ Çalışmamızda, kurvatür açısı 60°, kurvatür yarıçapı 5 mm olan L tipi; koronale yakın kurvatür açısı 60°, yarıçapı 5 mm ve apikale yakın kurvatür açısı 60°, yarıçapı 2 mm olan S tipi seramik yapay kanallarda, sabit kanal içi sıcaklıkta, statik bir deney modelinde alaşım ve tasarım özelliklerine göre dört farklı yeni nesil Ni-Ti ege sisteminin gerçekleştirilen testler sonucunda döngüsel yorgunluğa bağlı olarak farklı oranlarda KKTS ve kırık parça uzunluğu değerleri gösterdiği görülmüştür.
- ◆ Mevcut çalışmanın limitasyonları dahilinde, L tipi yapay kanalda gerçekleştirilen testlerin sonucuna göre Blue ısıtım teknolojisi ile imal edilmiş RecB eğeleri döngüsel yorulma direnci en yüksek ege olarak bulunurken S tipi yapay kanalda ise C-Wire teknolojisi ile üretilmiş OC eğeleri döngüsel yorulma direnci en yüksek ege olarak bulunmuştur. Elde edilen bulgular ışığında, L tipi kanallarda RecB, S tipi kanallarda ise OC eğelerinin kullanımı önerilebilir.
- ◆ Gerçekleştirilen yorulma testlerinin sonucunda S tipi yapay kanallarda L tipi yapay kanallara kıyasla kırılma sürelerinin daha kısa olduğu tespit edilmiştir. Bu nedenle klinisyenlerin özellikle S tipi kanallarda preparasyon yapacakları zaman kullanacakları ege seçimi ve şekillendirme prosedürü konusunda daha dikkatli olmaları gerektiği sonucuna varılmıştır.
- ◆ Ni-Ti aletlerin tasarım farklılıkları, üretim aşamasında uygulanan ısıtım ve/veya yüzey işlemleri sonucu ortaya çıkan alaşımın farklı metalürjik ve kinematik özellikleri döngüsel yorulma direncini etkileyebilmektedir.
- ◆ Alet kırığı, kök kanal preparasyonunun doğal bir riskidir. Bu nedenle hasta, mediko-yasal sonuçlardan kaçınmak (veya en aza indirmek) amacıyla kök kanal tedavisine başlanılmadan önce bu risk ve sonuçları hakkında bilgilendirilmelidir.
- ◆ Tüm endodontik aletler, kök kanalı içerisinde oluşabilecek alet kırılma riskini azaltmak amacıyla aşınma belirtilerinin tespiti açısından, yeniden kullanılmadan önce büyütme altında dikkatlice incelenmelidir.

- ◆ Çoğu durumda geleneksel radyograflerde çift kurvatür görülmesede, operatör bu olasılığa karşı dikkatli olmalı ve farklı açılarda periapikal radyografler alarak kurvatür sayısı ve açılarını belirleyerek kök kanal preparasyonu sırasında dikkatli davranmalıdır.
- ◆ Sonuçların daha gerçekçi elde edilebilmesi adına Ni-Ti alaşımlarının faz özellikleri dikkate alınarak döngüsel yorulma testlerinin kanal içi sıcaklıkta gerçekleştirilmesinin klinik şartları yansıtması açısından daha yönlendirici olabileceği düşünülmektedir.



## KAYNAKLAR

1. Cheung GSP, Darvell BW. Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 1: strain-life relationship. *Int Endod J.* 2007;40(8):612-8.
2. Smith CS, Setchell DJ, Harty FJ. Factors influencing the success of conventional root canal therapy-a five-year retrospective study. *Int Endod J.* 1993;26(6):321-33.
3. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am.* 1974;18:269-96.
4. Nagaraja S, Murthy BVS. CT evaluation of canal preparation using rotary and hand NI-TI instruments: An in vitro study. *J Conserv Dent.* 2010;13(1):16.
5. Hülsmann M, Schade M, Schäfers F. A comparative study of root canal preparation with HERO 642 and Quantec SC rotary Ni-Ti instruments. *Int Endod J.* 2001;34(7):538-46.
6. Haïkel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1999;25(6):434-40.
7. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J.* 2000;33(4):297-310.
8. Pruett JP, Clement DJ, Carnes Jr DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1997;23(2):77-85.
9. Ng Y, Mann V, Rahbaran S, Lewsey J, Gulabivala K. Outcome of primary root canal treatment: systematic review of the literature-Part 2. Influence of clinical factors. *Int Endod J.* 2008;41(1):6-31.
10. Estrela C, Holland R, Estrela CR de A, Alencar AHG, Sousa-Neto MD, Pécora JD. Characterization of successful root canal treatment. *Braz Dent J.* 2014;25:3-11.
11. Basmadjian-Charles CL, Farge P, Bourgeois DM, Lebrun T. Factors influencing the long-term results of endodontic treatment: A review of the literature. *Int Dent J.* 2002;52:81-6.
12. Hülsmann M, Peters OA, Dummer PMH. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endod Topics.* 2005;10(1):30-76.
13. Schäfer E, Schulz-Bongert U, Tulus G. Comparison of hand stainless steel and nickel titanium rotary instrumentation: A clinical study. *J Endod.* 2004;30(6):432-5.

14. Schäfer E, Florek H. Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J.* 2003;36(3):199-207.
15. Weine FS. The use of non-ISO-tapered instruments for canal flaring. *Compend Contin Educ Dent (Jamesburg, NJ: 1995).* 1996;17(7):651-6.
16. Schäfer E, Tepel J. Cutting efficiency of Hedstrom, S and U files made of various alloys in filing motion. *Int Endod J.* 1996;29(5):302-8.
17. Younis O. The effects of sterilization techniques on the properties of intracanal instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1977;43(1):130-4.
18. Metzger Z, Basrani B, Goddis HE. Instruments, Materials, and Devices. In: Hargreaves KM, Berman LH, editors. *Cohen's Pathways of the Pulp.* 10th ed. 2011;223-282.
19. Stenman E. Effects of sterilization and endodontic medicaments on mechanical properties of root canal instruments. Department of Dental Technology, University of Umeå. 1977.
20. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. *Int Endod J.* 1999;32(2):115-9.
21. Glosson CR, Haller RH, Brent Dove S, del Rio CE. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. *J Endod.* 1995;21(3):146-51.
22. Grossman LI. Endodontics 1776-1976: a bicentennial history against the background of general dentistry. *J Am Dent Assoc (1939).* 1976;93(1):78-87.
23. Bellizzi R, Cruse WP. A historic review of Endod, 1689-1963, part 3. *J Endod.* 1980;6(5):576-80.
24. Anthony LP, Grossman LI. A brief history of root-canal therapy in the United States. *J Am Dent Assoc.* 1945;32(1):43-50.
25. Curson I. History and endodontics. *Dent Pract Dent Rec.* 1965;15:435-9.
26. Grossman LI. Pioneers in endodontics. *J Endod.* 1987;13(8):409-15.
27. Schäfer E. Root canal instruments for manual use: A review. *Endod Dent Traumatol.* 1997;13(2):51-64.
28. Carrotte P. Endodontics: Part 5 basic instruments and materials for root canal treatment. *Br Dent J.* 2004;197:455-64.

29. Peters OA, Peters CI, Basrani B. Cleaning and Shaping the Root Canal System. In: Hargreaves KM, Berman LH, editors. *Cohen's Pathways of The Pulp*. 11th ed. St. Louis, Missouri: Elsevier Inc.;2016;209-279.
30. Kim H-C. Mechanical and geometric features of endodontic instruments and its clinical effect. *J Korean Acad Conserv Dent*. 2011;36(1):1-11.
31. Lyon KF. Endodontic instruments for root canal therapy. *Clin Tech Small Anim Pract*. 2001;16(3):139-50.
32. Tronstad L. *Clinical endodontics: a textbook*. 2003;202-14.
33. Buehler WJ, Gilfrich JV, Wiley RC. Effect of low-temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. *J Appl Phys*. 1963;34(5):1475-7.
34. Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *J Endod*. 1988;14(7):346-51.
35. Hou XM, Yahata Y, Hayashi Y, Ebihara A, Hanawa T, Suda H. Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J*. 2011;44(3):253-8.
36. Brantley WA, Eliades T. *Orthodontic materials: scientific and clinical aspects*. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2001;119(6):672-3.
37. Huang X, Ackland GJ, Rabe KM. Crystal structures and shape-memory behaviour of NiTi. *Nat Mater*. 2003;2:307-11.
38. Daly S, Ravichandran G, Bhattacharya K. Stress-induced martensitic phase transformation in thin sheets of Nitinol. *Acta Mater*. 2007;55(10):3593-600.
39. Zhou H, Peng B, Zheng Y. An overview of the mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Endod Topics*. 2013;29(1):42-54.
40. Miyazaki S, Otsuka K. Development of shape memory alloys. *Isij Int*. 1989;29(5):353-77.
41. Miyazaki S, Otsuka K. Deformation and transition behavior associated with the R-phase in Ti-Ni alloys. *Metall Trans A*. 1986;17(1):53-63.
42. Kazemi RB, Stenman E, Spångberg LSW. A comparison of stainless steel and nickel-titanium H-type instruments of identical design: torsional and bending tests. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Oral Endod*. 2000;90(4):500-6.

43. Perez F, Schoumacher M, Peli JF. Shaping ability of two rotary instruments in simulated canals: stainless steel ENDOflash and nickel-titanium HERO Shaper. *Int Endod J.* 2005;38(9):637-44.
44. Yoneyama T, Doi H, Hamanaka H, Okamoto Y, Mogi M, Miura F. Super-elasticity and thermal behavior of Ni-Ti alloy orthodontic arch wires. *Dent Mater J.* 1992;11(1):1-10.
45. Yoneyama T, Doi H, Kobayashi E, Hamanaka H. Effect of heat treatment with the mould on the super-elastic property of Ti-Ni alloy castings for dental application. *J Mater Sci: Mater Med.* 2002;13(10):947-51.
46. Miyai K, Ebihara A, Hayashi Y, Doi H, Suda H, Yoneyama T. Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J.* 2006;39(2):119-26.
47. Hayashi Y, Yoneyama T, Yahata Y, Miyai K, Doi H, Hanawa T, et al. Phase transformation behaviour and bending properties of hybrid nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J.* 2007;40(4):247-53.
48. Yahata Y, Yoneyama T, Hayashi Y, Ebihara A, Doi H, Hanawa T, et al. Effect of heat treatment on transformation temperatures and bending properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J.* 2009;42(7):621-6.
49. Miyazaki S, Ohmi Y, Otsuka K, Suzuki Y. Characteristics of deformation and transformation pseudoelasticity in Ti-Ni alloys. *Le J de Physique Colloques.* 1982;43(C4):C4-255.
50. Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Schricker SR, Nusstein JM, Li U-M, et al. Micro-XRD and temperature-modulated DSC investigation of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Dent Mater.* 2009;25(10):1221-9.
51. Shen Y, Coil JM, Zhou H, Zheng Y, Haapasalo M. HyFlex nickel-titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties. *Int Endod J.* 2013;46(8):720-9.
52. Shen Y, Zhou H, Zheng Y, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2013;39(2):163-72.
53. Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E. New thermomechanically treated NiTi alloys-a review. *Int Endod J.* 2018;51(10):1088-103.

54. Brantley WA, Svec TA, Iijima M, Powers JM, Grentzer TH. Differential scanning calorimetric studies of nickel titanium rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2002;28(8):567-72.
55. Pereira ESJ, Peixoto IFC, Viana ACD, Oliveira II, Gonzalez BM, Buono VTL, et al. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Int Endod J.* 2012;45(5):469-74.
56. Kuhn G, Tavernier B, Jordan L. Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *J Endod.* 2001;27(8):516-20.
57. Anderson ME, Price JWH, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2007;33(10):1212-6.
58. Cheung GSP, Shen Y, Darvell BW. Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of a nickel-titanium rotary instrument in hypochlorite? *J Endod.* 2007;33(10):1217-21.
59. Lopes HP, Elias CN, Vieira VTL, Moreira E JL, Marques RVL, de Oliveira JCM, et al. Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of BioRace nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2010;36(10):1653-7.
60. Bonaccorso A, Tripi TR, Rondelli G, Condorelli GG, Cantatore G, Schäfer E. Pitting corrosion resistance of nickel-titanium rotary instruments with different surface treatments in seventeen percent ethylenediaminetetraacetic acid and sodium chloride solutions. *J Endod.* 2008;34(2):208-11.
61. Lopes HP, Elias CN, Vieira MVB, Vieira VTL, de Souza LC, dos Santos AL. Influence of surface roughness on the fatigue life of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2016;42(6):965-8.
62. Lopes H, Elias C, Vieira M, Vieira V, Inojosa I, Ferreira L. Influence of the surface roughness on the torsional resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Endodontic Practice Today.* 2017;11:51-5.
63. Bui TB, Mitchell JC, Baumgartner JC. Effect of electropolishing ProFile nickel-titanium rotary instruments on cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and cutting efficiency. *J Endod.* 2008;34(2):190-3.
64. Schäfer E, Vlassis M. Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J.* 2004;37(4):239-48.

65. Saber S, Nagy MM, Schäfer E. Comparative evaluation of the shaping ability of ProTaper Next, iRaCe and Hyflex CM rotary NiTi files in severely curved root canals. *Int Endod J.* 2015;48(2):131-6.
66. Pasternak-Júnior B, Sousa Neto MD de, Dionísio VC, Pécora JD, Silva RG. Analysis of kinematic, kinetic and electromyographic patterns during root canal preparation with rotary and manual instruments. *J Appl Oral Sci.* 2012;20:57-63.
67. García M, Duran-Sindreu F, Mercadé M, Bueno R, Roig M. A comparison of apical transportation between ProFile and RaCe rotary instruments. *J Endod.* 2012;38(7):990-2.
68. Nabavizadeh M, Abbaszadegan A, Khojastepour L, Amirhosseini M, Kiani E. A comparison of apical transportation in severely curved canals induced by reciproc and BioRaCe systems. *Iran Endod J.* 2014;9(2):117.
69. Busquim S, Cunha RS, Freire L, Gavini G, Machado ME, Santos M. A micro-computed tomography evaluation of long-oval canal preparation using reciprocating or rotary systems. *Int Endod J.* 2015;48(10):1001-6.
70. Tripi TR, Bonaccorso A, Condorelli GG. Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Oral Endod.* 2006;102(4):e106-14.
71. Bonaccorso A, Schäfer E, Condorelli GG, Cantatore G, Tripi TR. Chemical analysis of nickel-titanium rotary instruments with and without electropolishing after cleaning procedures with sodium hypochlorite. *J Endod.* 2008;34(11):1391-5.
72. Herold KS, Johnson BR, Wenckus CS. A scanning electron microscopy evaluation of microfractures, deformation and separation in EndoSequence and Profile nickel-titanium rotary files using an extracted molar tooth model. *J Endod.* 2007;33(6):712-4.
73. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J Endod.* 2009;35(3):401-3.
74. Wu S-K, Lin HC, Chou TS. A study of electrical resistivity, internal friction and shear modulus on an aged Ti49Ni51 alloy. *Acta Metall Mater.* 1990;38(1):95-102.
75. Otsuka K, Wayman CM. Shape memory materials. Cambridge university press; 1999.

76. Gambarini G, Grande NM, Plotino G, Somma F, Garala M, de Luca M, et al. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod.* 2008;34(8):1003-5.
77. Kim H-C, Yum J, Hur B, Cheung GS-P. Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 2010;36(1):147-52.
78. Pedulla E, Grande NM, Plotino G, Pappalardo A, Rapisarda E. Cyclic fatigue resistance of three different nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite. *J Endod.* 2011;37(8):1139-42.
79. Pedullà E, Plotino G, Grande NM, Pappalardo A, Rapisarda E. Cyclic fatigue resistance of four nickel-titanium rotary instruments: a comparative study. *Annali di stomatologia.* 2012;3(2):59.
80. Rodrigues RC v, Lopes HP, Elias CN, Amaral G, Vieira VTL, de Martin AS. Influence of different manufacturing methods on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2011;37(11):1553-7.
81. Bhagabati N, Yadav S, Talwar S. An in vitro cyclic fatigue analysis of different endodontic nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2012;38(4):515-8.
82. Bouska J, Justman B, Williamson A, DeLong C, Qian F. Resistance to cyclic fatigue failure of a new endodontic rotary file. *J Endod.* 2012;38(5):667-9.
83. Pérez-Higueras JJ, Arias A, José C. Cyclic fatigue resistance of K3, K3XF, and twisted file nickel-titanium files under continuous rotation or reciprocating motion. *J Endod.* 2013;39(12):1585-8.
84. Bulem ÜK, Kececi AD, Guldaz HE. Experimental evaluation of cyclic fatigue resistance of four different nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite and/or sterilization. *J Appl Oral Sci.* 2013;21:505-10.
85. Aminsobhani M, Meraji N, Sadri E. Comparison of cyclic fatigue resistance of five nickel titanium rotary file systems with different manufacturing techniques. *J Dent.* (Tehran, Iran). 2015;12(9):636.
86. Ersoy I, Kol E, Demirhan Uygün A, Tanriver M, Seckin F. Comparison of cyclic fatigue resistance between different NiTi instruments with 4% taper. *Microsc Res Tech.* 2016;79(5):345-8.

87. Gambarini G, Gerosa R, de Luca M, Garala M, Testarelli L. Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008;105(6):798-800.
88. Gambarini G, Pongione G, Rizzo F, Testarelli L, Cavalleri G, Gerosa R. Bending properties of nickel-titanium instruments: a comparative study. *Minerva stomatologica.* 2008;57(9):393-8.
89. Shen Y, Zhou H, Wang Z, Campbell L, Zheng Y, Haapasalo M. Phase transformation behavior and mechanical properties of thermomechanically treated K3XF nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2013;39(7):919-23.
90. Choi J, Oh S, Kim Y-C, Jee K-K, Kum K, Chang S. Fracture resistance of K3 nickel-titanium files made from different thermal treatments. *Bioinorg Chem Appl.* 2016.
91. el Batouty KM, Elmallah WE. Comparison of canal transportation and changes in canal curvature of two nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2011;37(9):1290-2.
92. Hashem AAR, Ghoneim AG, Lutfy RA, Foda MY, Omar GAF. Geometric analysis of root canals prepared by four rotary NiTi shaping systems. *J Endod.* 2012;38(7):996-1000.
93. Reddy PJ, Kumar VS, Aravind K, Kumar HTVS. Canal shaping with one shape file and twisted files: a comparative study. *J Clin Diagn Res.* 2014;8(12):ZF01.
94. Rejula F, Christalin R, Ahmed W, Dinakaran S, Gopinathan AS, Babu A. Measure and compare the degree of root canal transportation and canal-centering ability of Twisted, ProTaper, and conventional stainless steel K Files using Spiral Computed Tomography: An in vitro Study. *J Contemp Dent Pract.* 2017;18(6):463-9.
95. Higuera O, Plotino G, Tocci L, Carrillo G, Gambarini G, Jaramillo DE. Cyclic fatigue resistance of 3 different nickel-titanium reciprocating instruments in artificial canals. *J Endod.* 2015;41(6):913-5.
96. Casper RB, Roberts HW, Roberts MD, Himel VT, Bergeron BE. Comparison of autoclaving effects on torsional deformation and fracture resistance of three innovative endodontic file systems. *J Endod.* 2011;37(11):1572-5.
97. Wycoff RC, Berzins DW. An in vitro comparison of torsional stress properties of three different rotary nickel-titanium files with a similar cross-sectional design. *J Endod.* 2012;38(8):1118-20.

98. Elsaka SE, Elnaghy AM, Badr AE. Torsional and bending resistance of WaveOne Gold, Reciproc and twisted file adaptive instruments. *Int Endod J.* 2017;50(11):1077-83.
99. Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/. 04 rotary instruments. *J Endod.* 2008;34(11):1406-9.
100. Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Clark WAT, Kovarik L, Buie C, et al. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2009;35(11):1589-93.
101. Kramkowski TR, Bahcall J. An in vitro comparison of torsional stress and cyclic fatigue resistance of ProFile GT and ProFile GT Series X rotary nickel-titanium files. *J Endod.* 2009;35(3):404-7.
102. Gao Y, Gutmann JL, Wilkinson K, Maxwell R, Ammon D. Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. *J Endod.* 2012;38(3):398-401.
103. Al-Hadlaq SMS, AlJarbou FA, AlThumairy RI. Evaluation of cyclic flexural fatigue of M-wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2010;36(2):305-7.
104. Gao Y, Shotton V, Wilkinson K, Phillips G, Johnson W ben. Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of ProFile Vortex rotary instruments. *J Endod.* 2010;36(7):1205-9.
105. Pereira ESJ, Gomes RO, Leroy AMF, Singh R, Peters OA, Bahia MGA, et al. Mechanical behavior of M-Wire and conventional NiTi wire used to manufacture rotary endodontic instruments. *Dent Mater.* 2013;29(12):e318-24.
106. Braga LCM, Silva ACF, Bueno VTL, de Azevedo Bahia MG. Impact of heat treatments on the fatigue resistance of different rotary nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2014;40(9):1494-7.
107. Zhou H, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng Y, Haapasalo M. Mechanical properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2012;38:1535-40.
108. Gavini G, Santos M dos, Caldeira CL, Machado ME de L, Freire LG, Iglecias EF, et al. Nickel-titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. *Braz Oral Res.* 2018;32.

109. COLTENE® Endo. HyFlex CM Instruments. 2011. Available from: [http://www.hyflexcm.com/DevDownloads/StepByStep\\_Extended.pdf](http://www.hyflexcm.com/DevDownloads/StepByStep_Extended.pdf)
110. Pereira ÉSJ, Viana ACD, Buono VTL, Peters OA, de Azevedo Bahia MG. Behavior of nickel-titanium instruments manufactured with different thermal treatments. *J Endod.* 2015;41(1):67-71.
111. Pereira ESJ, Singh R, Arias A, Peters OA. In vitro assessment of torque and force generated by novel ProTaper Next Instruments during simulated canal preparation. *J Endod.* 2013;39(12):1615-9.
112. Testarelli L, Plotino G, Al-Sudani D, Vincenzi V, Giansiracusa A, Grande NM, et al. Bending properties of a new nickel-titanium alloy with a lower percent by weight of nickel. *J Endod.* 2011;37(9):1293-5.
113. Zinelis S, Eliades T, Eliades G. A metallurgical characterization of ten endodontic Ni-Ti instruments: assessing the clinical relevance of shape memory and superelastic properties of Ni-Ti endodontic instruments. *Int Endod J.* 2010;43(2):125-34.
114. Kishore A, Gurtu A, Bansal R, Singhal A, Mohan S, Mehrotra A. Comparison of canal transportation and centering ability of Twisted Files, HyFlex controlled memory, and Wave One using computed tomography scan: An in vitro study. *J Conserv Dent.* 2017;20(3):161.
115. Pinheiro SR, Alcalde MP, Vivacqua-Gomes N, Bramante CM, Vivan RR, Duarte MAH, et al. Evaluation of apical transportation and centring ability of five thermally treated NiTi rotary systems. *Int Endod J.* 2018;51(6):705-13.
116. Kumar BS, Pattanshetty S, Prasad M, Soni S, Pattanshetty KS, Prasad S. An in-vitro Evaluation of canal transportation and centering ability of two rotary Nickel Titanium systems (Twisted Files and Hyflex files) with conventional stainless Steel hand K-flexofiles by using Spiral Computed Tomography. *J Int Oral Health.* 2013;5(5):108.
117. Bürklein S, Börjes L, Schäfer E. Comparison of preparation of curved root canals with Hyflex CM and Revo-S rotary nickel-titanium instruments. *Int Endod J.* 2014;47(5):470-6.
118. Marceliano-Alves MFV, Sousa-Neto MD, Fidel SR, Steier L, Robinson JP, Pécora JD, et al. Shaping ability of single-file reciprocating and heat-treated multife rotary systems: a micro-CT study. *Int Endod J.* 2015;48(12):1129-36.

119. Rubio J, Zarzosa JI, Pallres A. A comparative study of shaping ability of four rotary systems. *Acta Stomatologica Croatica*. 2015;49(4):285-93.
120. Shen Y, Hieawy A, Huang X, Wang Z, Maezono H, Haapasalo M. Fatigue resistance of a 3-dimensional conforming nickel-titanium rotary instrument in double curvatures. *J Endod*. 2016;42(6):961-4.
121. Plotino G, Grande NM, Cotti E, Testarelli L, Gambarini G. Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of vortex nickel-titanium rotary files. *J Endod*. 2014;40(9):1451-3.
122. Nguyen HH, Fong H, Paranjpe A, Flake NM, Johnson JD, Peters OA. Evaluation of the resistance to cyclic fatigue among ProTaper Next, ProTaper Universal, and Vortex Blue rotary instruments. *J Endod*. 2014;40(8):1190-3.
123. Gagliardi J, Versiani MA, de Sousa-Neto MD, Plazas-Garzon A, Basrani B. Evaluation of the shaping characteristics of ProTaper Gold, ProTaper NEXT, and ProTaper Universal in curved canals. *J Endod*. 2015;41(10):1718-24.
124. Plotino G, Grande NM, Bellido MM, Testarelli L, Gambarini G. Influence of temperature on cyclic fatigue resistance of ProTaper Gold and ProTaper Universal rotary files. *J Endod*. 2017;43(2):200-2.
125. Duke F, Shen Y, Zhou H, Ruse ND, Wang Z, Hieawy A, et al. Cyclic fatigue of ProFile Vortex and Vortex Blue nickel-titanium files in single and double curvatures. *J Endod*. 2015;41(10):1686-90.
126. Hieawy A, Haapasalo M, Zhou H, Wang Z, Shen Y. Phase transformation behavior and resistance to bending and cyclic fatigue of ProTaper Gold and ProTaper Universal instruments. *J Endod*. 2015;41(7):1134-8.
127. Elnaghy AM, Elsaka SE. Mechanical properties of ProTaper Gold nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J*. 2016;49(11):1073-8.
128. Elnaghy AM, Elsaka SE. Effect of sodium hypochlorite and saline on cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold and Reciproc reciprocating instruments. *Int Endod J*. 2017;50(10):991-8.
129. Kaval ME, Capar ID, Ertas H. Evaluation of the cyclic fatigue and torsional resistance of novel nickel-titanium rotary files with various alloy properties. *J Endod*. 2016;42(12):1840-3.

130. Özyürek T. Cyclic fatigue resistance of Reciproc, WaveOne, and WaveOne Gold nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2016;42(10):1536-9.
131. Uygun AD, Kol E, Topcu MKC, Seckin F, Ersoy I, Tanriver M. Variations in cyclic fatigue resistance among ProTaper Gold, ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels. *Int Endod J.* 2016;49(5):494-9.
132. Adıgüzel M, Capar ID. Comparison of cyclic fatigue resistance of WaveOne and WaveOne Gold small, primary, and large instruments. *J Endod.* 2017;43(4):623-7.
133. De-Deus G, Silva EJNL, Vieira VTL, Belladonna FG, Elias CN, Plotino G, et al. Blue thermomechanical treatment optimizes fatigue resistance and flexibility of the Reciproc files. *J Endod.* 2017;43(3):462-6.
134. Elnaghy AM, Elsaka SE. Shaping ability of ProTaper Gold and ProTaper Universal files by using cone-beam computed tomography. *Indian J Dent Res.* 2016;27(1):37.
135. Silva EJNL, Muniz BL, Pires F, Belladonna FG, Neves AA, Souza EM, et al. Comparison of canal transportation in simulated curved canals prepared with ProTaper Universal and ProTaper Gold systems. *Restor Dent Endod.* 2016;41(1):1-5.
136. Duque JA, Vivan RR, Cavenago BC, Amoroso-Silva PA, Bernardes RA, Vasconcelos BC, et al. Influence of NiTi alloy on the root canal shaping capabilities of the ProTaper Universal and ProTaper Gold rotary instrument systems. *J Appl Oral Sci.* 2017;25:27-33.
137. Özyürek T, Yılmaz K, Uslu G. Shaping ability of Reciproc, WaveOne GOLD, and HyFlex EDM single-file systems in simulated S-shaped canals. *J Endod.* 2017;43(5):805-9.
138. Elnaghy A, Elsaka S. Cyclic fatigue resistance of XP-endo Shaper compared with different nickel-titanium alloy instruments. *Clin Oral Investig.* 2018;22(3):1433-7.
139. Silva EJNL, Vieira VTL, Belladonna FG, de Siqueira Zuolo A, dos Santos Antunes H, Cavalcante DM, et al. Cyclic and torsional fatigue resistance of XP-endo Shaper and TRUShape instruments. *J Endod.* 2018;44(1):168-72.
140. Elnaghy AM, Elsaka SE. Torsional resistance of XP-endo Shaper at body temperature compared with several nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J.* 2018;51(5):572-6.

141. Azim AA, Aksel H, Zhuang T, Mashtare T, Babu JP, Huang GT-J. Efficacy of 4 irrigation protocols in killing bacteria colonized in dentinal tubules examined by a novel confocal laser scanning microscope analysis. *J Endod.* 2016;42(6):928-34.
142. Bao P, Shen Y, Lin J, Haapasalo M. In vitro efficacy of XP-endo Finisher with 2 different protocols on biofilm removal from apical root canals. *J Endod.* 2017;43(2):321-5.
143. Leoni GB, Versiani MA, Silva-Sousa YT, Bruniera JFB, Pécora JD, Sousa-Neto MD. Ex vivo evaluation of four final irrigation protocols on the removal of hard-tissue debris from the mesial root canal system of mandibular first molars. *Int Endod J.* 2017;50(4):398-406.
144. Mehta S. Book review: Harty's Endodontics in Clinical Practice, Seventh Edition. *Br Dent J.* 2017;222(10):748.
145. McSpadden JT. Mastering endodontic instrumentation. Chattanooga, TN: Cloudland Institute. 2007;51-2.
146. Koch K, Brave D. Real world endo: design features of rotary files and how they affect clinical performance. *Oral Health.* 2002;92(2):39-49.
147. Ford HEP, Ford TRP, Rhodes JS. Endodontics: problem-solving in clinical practice. CRC Press. 2002.
148. Oltramare. Plötzliche Exstirpation der Zahnpulpa mittels einer durch die Bohrmaschine in Rotation versetzten Nadel. *Dtsch Monatsschr Zahnheilk.* 1892;32:407-409.
149. Milas V. History. In: Cohen R, Burns R, editors. *Pathways of the Pulp*, 4th ed. St Louis: Mosby. 1987:619-34.
150. Roane JB, Sabala CL, Duncanson Jr MG. The "balanced force" concept for instrumentation of curved canals. *J Endod.* 1985;11(5):203-11.
151. Southard DW, Oswald RJ, Natkin E. Instrumentation of curved molar root canals with the Roane technique. *J Endod.* 1987;13(10):479-89.
152. Prichard J. Rotation or reciprocation: a contemporary look at NiTi instruments? *Br Dent J.* 2012;212(7):345.
153. Weine FS, Kelly RF, Bray KE. Effect of preparation with endodontic handpieces on original canal shape. *J Endod.* 1976;2(10):298-303.

154. Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J.* 2008;41(4):339-44.
155. De-Deus G, Barino B, Zamolyi RQ, Souza E, Júnior AF, Fidel S, et al. Suboptimal debridement quality produced by the single-file F2 ProTaper technique in oval-shaped canals. *J Endod.* 2010;36(11):1897-900.
156. De-Deus G, Brandão MC, Barino B, di Giorgi K, Fidel RAS, Luna AS. Assessment of apically extruded debris produced by the single-file ProTaper F2 technique under reciprocating movement. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010;110(3):390-4.
157. Malentacca A, Lalli F. Rotazione alternata nell'uso degli strumenti in nichel-titanio. *Gior It End.* 2002;16:79-84.
158. Varela-Patiño P, Martín-Biedma B, Rodriguez-Nogueira J, Cantatore G, Malentaca A, Ruiz-Pinón M. Fracture rate of nickel-titanium instruments using continuous versus alternating rotation. *Endodontic Practice Today.* 2008;2(3).
159. You S-Y, Bae K-S, Baek S-H, Kum K-Y, Shon W-J, Lee W. Lifespan of one nickel-titanium rotary file with reciprocating motion in curved root canals. *J Endod.* 2010;36(12):1991-4.
160. De-Deus G, Moreira EJJ, Lopes HP, Elias CN. Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *Int Endod J.* 2010;43(12):1063-8.
161. Pedullà E, Grande NM, Plotino G, Gambarini G, Rapisarda E. Influence of continuous or reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of 4 different nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2013;39(2):258-61.
162. Özyürek T, Gündoğar M, Yılmaz K, Uslu G. Bending resistance and cyclic fatigue life of Reciproc Blue, WaveOne Gold, and Genius files in a double (S-shaped) curved canal. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 2017;11(4):241.
163. Karataş E, Arslan H, Kırıcı DÖ, Alsancak M, Çapar ID. Quantitative evaluation of apically extruded debris with Twisted File Adaptive instruments in straight root canals: reciprocation with different angles, adaptive motion and continuous rotation. *Int Endod J.* 2016;49(4):382-5.

164. Gergi R, Osta N, Bourbouze G, Zgheib C, Arbab-Chirani R, Naaman A. Effects of three nickel titanium instrument systems on root canal geometry assessed by micro-computed tomography. *Int Endod J.* 2015;48(2):162-70.
165. Elnaghy AM, Elsaka SE. Assessment of the mechanical properties of ProTaper Next nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 2014;40(11):1830-4.
166. Çapar ID, Arslan H. A review of instrumentation kinematics of engine-driven nickel-titanium instruments. *Int Endod J.* 2016;49(2):119-35.
167. Peters OA, Arias A, Paqué F. A micro-computed tomographic assessment of root canal preparation with a novel instrument, TRUShape, in mesial roots of mandibular molars. *J Endod.* 2015;41(9):1545-50.
168. Zuolo ML, Zaia AA, Belladonna FG, Silva E, Souza EM, Versiani MA, et al. Micro-CT assessment of the shaping ability of four root canal instrumentation systems in oval-shaped canals. *Int Endod J.* 2018;51(5):564-71.
169. Bortoluzzi EA, Carlon Jr D, Meghil MM, El-Awady AR, Niu L, Bergeron BE, et al. Efficacy of 3D conforming nickel titanium rotary instruments in eliminating canal wall bacteria from oval-shaped root canals. *J Dent.* 2015;43(5):597-604.
170. Peters OA, Boessler C, Paqué F. Root canal preparation with a novel nickel-titanium instrument evaluated with micro-computed tomography: canal surface preparation over time. *J Endod.* 2010;36(6):1068-72.
171. The TruNatomy Brochure. Ballaigues, Switzerland, Dentsply Sirona, [http://www.henryschein.nl/images/assets/TruNatomy\\_Brochure\\_LR%20EN%200219.pdf](http://www.henryschein.nl/images/assets/TruNatomy_Brochure_LR%20EN%200219.pdf).
172. Uslu G, Gundogar M, Özyurek T, Plotino G. Cyclic fatigue resistance of reduced-taper nickel-titanium (NiTi) instruments in doubled-curved (S-shaped) canals at body temperature. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 2020;14(2):111.
173. van der Vyver PJ, Vorster M, Peters OA. Minimally invasive Endod using a new single-file rotary system. *Int Dent-African ed.* 2019;9(4):6-20.
174. Topçuoğlu HS, Düzgün S, Aktı A, Topçuoğlu G. Laboratory comparison of cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold, Reciproc and WaveOne files in canals with a double curvature. *Int Endod J.* 2017;50(7):713-7.
175. Alcalde MP, Duarte MAH, Bramante CM, de Vasconcelos BC, Tanomaru-Filho M, Guerreiro-Tanomaru JM, et al. Cyclic fatigue and torsional strength of three different

- thermally treated reciprocating nickel-titanium instruments. *Clin Oral Investig.* 2018;22(4):1865-71.
176. de Menezes SEAC, Batista SM, Lira JOP, de Melo Monteiro GQ. Cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold, ProDesign R and ProDesign Logic files in curved canals in vitro. *Iran Endod J.* 2017;12(4):468.
177. Ruddle CJ. Single-file shaping technique: achieving a gold medal result. *Dent Today.* 2016;35(1):98-101.
178. Webber J. Shaping canals with confidence: WaveOne GOLD single-file reciprocating system. *Roots.* 2015;1(3):34-40.
179. Gündoğar M, Özyürek T. Cyclic fatigue resistance of OneShape, HyFlex EDM, WaveOne Gold, and Reciproc Blue nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2017;43(7):1192-6.
180. Reciproc Blue brochure. Available from: <https://www.vdw-dental.com/fileadmin/Dokumente/Sortiment/Aufbereitung/Reziproke-Aufbereitung/RECIPROC-blue/VDW-Dental-RECIPROCblue-User-Brochure-EN.pdf>
181. Keskin C, Inan U, Demiral M, Keleş A. Cyclic fatigue resistance of Reciproc Blue, Reciproc, and WaveOne Gold reciprocating instruments. *J Endod.* 2017;43(8):1360-3.
182. MicroMega (2018). One Curve brochure. Available from: [https://micro-mega.com/wp-content/uploads/2020/11/60301900-A\\_Flyer-One-Curve-Portfolio-EN\\_web.pdf](https://micro-mega.com/wp-content/uploads/2020/11/60301900-A_Flyer-One-Curve-Portfolio-EN_web.pdf)
183. Amercian Association of Endodontists: Glossary of endodontic terms. 2012.
184. Rotstein I, Ingle JI. Ingle's endodontics. PMPH USA. 2019.
185. Cheung GSP, Peng B, Bian Z, Shen Y, Darvell BW. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *Int Endod J.* 2005;38(11):802-9.
186. Ullmann CJ, Peters OA. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2005;31(3):183-6.
187. Serene TP, Adams JD, Saxena A. Nickel-titanium instruments applications in endodontics. Ishiyaku EuroAmerica. Inc, St Louis, MO. 1995;62-3.

188. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JEA, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod.* 2000;26(3):161-5.
189. Martin B, Zelada G, Varela P, Bahillo JG, Magán F, Ahn S, et al. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J.* 2003;36(4):262-6.
190. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Nusstein JM, Daehn GS. SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use. *J Endod.* 2005;31(1):40-3.
191. Mounce R. Rotary nickel titanium instrumentation. A literature review. *Dent Today.* 2004;23(2):119-20.
192. Cheung GSP. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endod Topics.* 2007;16(1):1-26.
193. Plotino G, Grande NM, Sorci E, Malagnino VA, Somma F. A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo Ni-Ti rotary instruments. *Int Endod J.* 2006;39(9):716-23.
194. Grande NM, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino VA, Somma F. Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems. *Int Endod J.* 2006;39(10):755-63.
195. Kim H-C, Cheung GS-P, Lee C-J, Kim B-M, Park J-K, Kang S-I. Comparison of forces generated during root canal shaping and residual stresses of three nickel-titanium rotary files by using a three-dimensional finite-element analysis. *J Endod.* 2008;34(6):743-7.
196. Wei X, Ling J, Jiang J, Huang X, Liu L. Modes of failure of ProTaper nickel-titanium rotary instruments after clinical use. *J Endod.* 2007;33(3):276-9.
197. Boutsoukis C, Lambrianidis T. Factors affecting intracanal instrument fracture. In: *Management of Fractured Endodontic Instruments.* Springer. 2018:31-60.
198. Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod.* 2004;30(10):722-5.
199. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on ProFile failures. *Int Endod J.* 2001;34(1):47-53.
200. Mandel E, Adib-Yazdi M, Benhamou L, Lachkar T, Mesgouez C, Sobel M. Rotary Ni-Ti profile systems for preparing curved canals in resin blocks: influence of operator on instrument breakage. *Int Endod J.* 1999;32(6):436-43.

201. Barbakow F, Lutz F. The 'Lightspeed' preparation technique evaluated by Swiss clinicians after attending continuing education courses. *Int Endod J.* 1997;30(1):46-50.
202. Peters OA. Accessing root canal systems: knowledge base and clinical techniques. *Endodontic Practice Today.* 2008;2(2).
203. Roda S, Gettleman B. Nonsurgical retreatment. In: Hargreaves K, Berman LH, editors. *Cohen's pathways of the pulp.* 11th ed. Elsevier Health Sciences. 2016:324-86.
204. Peters OA, Peters CI, Schonenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *Int Endod J.* 2003;36(2):93-9.
205. Wang N-N, Ge J-Y, Xie S-J, Chen G, Zhu M. Analysis of Mtwo rotary instrument separation during endodontic therapy: a retrospective clinical study. *Cell Biochem Biophys.* 2014;70(2):1091-5.
206. Wu J, Lei G, Yan M, Yu Y, Yu J, Zhang G. Instrument separation analysis of multi-used ProTaper Universal rotary system during root canal therapy. *J Endod.* 2011;37(6):758-63.
207. Ungerechts C, Bårdsen A, Fristad I. Instrument fracture in root canals-where, why, when and what? A study from a student clinic. *Int Endod J.* 2014;47(2):183-90.
208. Iqbal MK, Kohli MR, Kim JS. A retrospective clinical study of incidence of root canal instrument separation in an Endod graduate program: a PennEndo database study. *J Endod.* 2006;32(11):1048-52.
209. Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1971;32(2):271-5.
210. Zelada G, Varela P, Martín B, Bahillo JG, Magán F, Ahn S. The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2002;28(7):540-2.
211. di Fiore PM, Genov KA, Komaroff E, Li Y, Lin L. Nickel-titanium rotary instrument fracture: a clinical practice assessment. *Int Endod J.* 2006;39(9):700-8.
212. Kostic E, Zinelis S, Molyvdas I, Lambrianidis T. Effect of root canal curvature on the failure incidence of ProFile rotary Ni-Ti endodontic instruments. *Int Endod J.* 2011;44(10):917-25.

213. Li U-M, Lee B-S, Shih C-T, Lan W-H, Lin C-P. Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *J Endod.* 2002;28(6):448-51.
214. Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod.* 2004;30(8):559-67.
215. Rapisardaa E, Bonaccorsob A, Tripib TR, Condorellic GG. Effect of sterilization on the cutting efficiency of rotary nickel-titanium endodontic files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1999;88(3):343-7.
216. Tripi TR, Bonaccorso A, Tripi V, Condorelli GG, Rapisarda E. Defects in GT rotary instruments after use: an SEM study. *J Endod.* 2001;27(12):782-5.
217. Martins RC, Bahia MG, Buono VT. Surface analysis of ProFile instruments by scanning electron microscopy and X-ray energy-dispersive spectroscopy: a preliminary study. *Int Endod J.* 2002;35(10):848-53.
218. Chianello G, Specian VL, Hardt LCF, Raldi DP, Lage-Marques JL, Habitante SM. Surface finishing of unused rotary endodontic instruments: a SEM study. *Braz Dent J.* 2008;19(2):109-13.
219. Valois CRA, Silva LP, Azevedo RB. Atomic force microscopy study of stainless-steel and nickel-titanium files. *J Endod.* 2005;31(12):882-5.
220. Alexandrou GB, Chrissafis K, Vasiliadis LP, Pavlidou E, Polychroniadis EK. SEM observations and differential scanning calorimetric studies of new and sterilized nickel-titanium rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2006;32(7):675-9.
221. Eggert C, Peters O, Barbakow F. Wear of nickel-titanium lightspeed instruments evaluated by scanning electron microscopy. *J Endod.* 1999;25(7):494-7.
222. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Mitchell JC. Scanning electron microscope observations of new and used nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 2003;29(10):667-9.
223. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Nusstein JM, Daehn GS. Proposed role of embedded dentin chips for the clinical failure of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2004;30(5):339-41.
224. Marsicovetere ES, Clement DJ, Carlos E. Morphometric video analysis of the engine-driven nickel-titanium Lightspeed instrument system. *J Endod.* 1996;22(5):231-5.

225. Sawaguchi TA, Kausträter G, Yawny A, Wagner M, Eggeler G. Crack initiation and propagation in 50.9 at. pct Ni-Ti pseudoelastic shape-memory wires in bending-rotation fatigue. *Metall Mater Trans A*. 2003;34(12):2847-60.
226. Praisarnti C, Chang JWW, Cheung GSP. Electropolishing enhances the resistance of nickel-titanium rotary files to corrosion-fatigue failure in hypochlorite. *J Endod*. 2010;36(8):1354-7.
227. Condorelli GG, Bonaccorso A, Smecca E, Schäfer E, Cantatore G, Tripi TR. Improvement of the fatigue resistance of NiTi endodontic files by surface and bulk modifications. *Int Endod J*. 2010;43(10):866-73.
228. Zhao D, Shen Y, Peng B, Haapasalo M. Micro-computed tomography evaluation of the preparation of mesiobuccal root canals in maxillary first molars with Hyflex CM, Twisted Files, and K3 instruments. *J Endod*. 2013;39(3):385-8.
229. Capar ID, Kaval ME, Ertas H, Sen BH. Comparison of the cyclic fatigue resistance of 5 different rotary pathfinding instruments made of conventional nickel-titanium wire, M-wire, and controlled memory wire. *J Endod*. 2015;41(4):535-8.
230. Zhao D, Shen Y, Peng B, Haapasalo M. Effect of autoclave sterilization on the cyclic fatigue resistance of thermally treated Nickel-Titanium instruments. *Int Endod J*. 2016;49(10):990-5.
231. Plotino G, Testarelli L, Al-Sudani D, Pongione G, Grande NM, Gambarini G. Fatigue resistance of rotary instruments manufactured using different nickel-titanium alloys: a comparative study. *Odontology*. 2014;102(1):31-5.
232. Zinelis S, Darabara M, Takase T, Ogane K, Papadimitriou GD. The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2007;103(6):843-7.
233. Schäfer E, Dzepina A, Danesh G. Bending properties of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2003;96(6):757-63.
234. Yared G, Kulkarni GK, Ghossayn F. An in vitro study of the torsional properties of new and used K3 instruments. *Int Endod J*. 2003;36(11):764-9.
235. Guilford WL, Lemons JE, Eleazer PD. A comparison of torque required to fracture rotary files with tips bound in simulated curved canal. *J Endod*. 2005;31(6):468-70.

236. Hilfer PB, Bergeron BE, Mayerchak MJ, Roberts HW, Jeansonne BG. Multiple autoclave cycle effects on cyclic fatigue of nickel-titanium rotary files produced by new manufacturing methods. *J Endod.* 2011;37(1):72-4.
237. Gambarini G. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *Int Endod J.* 2001;34(5):386-9.
238. Hübscher W, Barbakow F, Peters OA. Root canal preparation with FlexMaster: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *Int Endod J.* 2003;36(12):883-90.
239. Kitchens Jr GG, Liewehr FR, Moon PC. The effect of operational speed on the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2007;33(1):52-4.
240. Peters OA, Paqué F. Current developments in rotary root canal instrument technology and clinical use: a review. *Quintessence Int.* 2010;41(6).
241. Inan U, Gonulol N. Deformation and fracture of Mtwo rotary nickel-titanium instruments after clinical use. *J Endod.* 2009;35(10):1396-9.
242. Schäfer E, Tepel J. Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part 3. Resistance to bending and fracture. *J Endod.* 2001;27(4):299-303.
243. Xu X, Eng M, Zheng Y, Eng D. Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel-titanium root canal instruments with different cross-sections. *J Endod.* 2006;32(4):372-5.
244. Biz MT, Figueiredo JAP. Morphometric analysis of shank-to-flute ratio in rotary nickel-titanium files. *Int Endod J.* 2004;37(6):353-8.
245. Bortnick KL, Steiman HR, Ruskin A. Comparison of nickel-titanium file distortion using electric and air-driven handpieces. *J Endod.* 2001;27(1):57-9.
246. Gambarini G. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low-and high-torque endodontic motors. *J Endod.* 2001;27(12):772-4.
247. Yared GM, Kulkarni GK. Failure of Profile Ni-Ti instruments used by an inexperienced operator under access limitations. *Int Endod J.* 2002;35(6):536-41.
248. Cheung GSP, Bian Z, Shen Y, Peng B, Darvell BW. Comparison of defects in ProTaper hand-operated and engine-driven instruments after clinical use. *Int Endod J.* 2007;40(3):169-78.

249. Poulsen WB, Dove SB, del Rio CE. Effect of nickel-titanium engine-driven instrument rotational speed on root canal morphology. *J Endod.* 1995;21(12):609-12.
250. Kobayashi C, Yoshioka T, Suda H. A new engine-driven canal preparation system with electronic canal measuring capability. *J Endod.* 1997;23(12):751-4.
251. Sattapan B, Palamara JEA, Messer HH. Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *J Endod.* 2000;26(3):156-60.
252. Gambarini G. Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation. *Dent Traumatol: Review article.* 2000;16(3):95-100.
253. Gambarini G. Advantages and disadvantages of new torque-controlled endodontic motors and low-torque NiTi rotary instrumentation. *Aust Endod J.* 2001;27(3):99-104.
254. Roland DD, Andelin WE, Browning DF, Hsu G-HR, Torabinejad M. The effect of preflaring on the rates of separation for 0.04 taper nickel titanium rotary instruments. *J Endod.* 2002;28(7):543-5.
255. Plotino G, Grande NM, Falanga A, di Giuseppe IL, Lamorgese V, Somma F. Dentine removal in the coronal portion of root canals following two preparation techniques. *Int Endod J.* 2007;40(11):852-8.
256. Ehrhardt IC, Zuolo ML, Cunha RS, de Martin AS, Kherlakian D, de Carvalho MCC, et al. Assessment of the separation incidence of mtwo files used with preflaring: prospective clinical study. *J Endod.* 2012;38(8):1078-81.
257. De-Deus G, Arruda TEP, Souza EM, Neves A, Magalhães K, Thuanne E, et al. The ability of the Reciproc R25 instrument to reach the full root canal working length without a glide path. *Int Endod J.* 2013;46(10):993-8.
258. Rodrigues E, De-Deus G, Souza E, Silva EJNL. Safe mechanical preparation with reciprocation movement without glide path creation: result from a pool of 673 root canals. *Braz Dent J.* 2016;27:22-7.
259. Gambarra-Soares T, Lopes HP, Olivieira JCM, Chaves Souza L, Vieira VTL, Elias CN. Dynamic or static cyclic fatigue tests: Which best determines the lifespan of endodontic files. *Endodontic Practice Today.* 2013;7:101-4.
260. Parashos P, Messer HH. The diffusion of innovation in dentistry: a review using rotary nickel-titanium technology as an example. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006;101(3):395-401.

261. Blum JY, Cohen A, Machtou P, Micallef J. Analysis of forces developed during mechanical preparation of extracted teeth using Profile NiTi rotary instruments. *Int Endod J.* 1999;32(1):24-31.
262. Patiño PV, Biedma BM, Liébana CR, Cantatore G, Bahillo JG. The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *J Endod.* 2005;31(2):114-6.
263. Lopes HP, Elias CN, Siqueira Jr JF, Soares RG, Souza LC, Oliveira JCM, et al. Mechanical behavior of pathfinding endodontic instruments. *J Endod.* 2012;38(10):1417-21.
264. de Oliveira Alves V, da Silveira Bueno CE, Cunha RS, Pinheiro SL, Fontana CE, de Martin AS. Comparison among manual instruments and PathFile and Mtwo rotary instruments to create a glide path in the root canal preparation of curved canals. *J Endod.* 2012;38(1):117-20.
265. De-Deus G, Belladonna FG, Souza EM, de Oliveira Alves V, Silva EJNL, Rodrigues E, et al. Scouting ability of 4 pathfinding instruments in moderately curved molar canals. *J Endod.* 2016;42(10):1540-4.
266. Alovizi M, Cemenasco A, Mancini L, Paolino D, Scotti N, Bianchi CC, et al. Micro-CT evaluation of several glide path techniques and ProTaper Next shaping outcomes in maxillary first molar curved canals. *Int Endod J.* 2017;50(4):387-97.
267. Grossman LI. *Endodontic Practice* 10th ed. Lea & Febiger, Philadelphia. Chapter. 1981;13:239.
268. Arens FC, Hoen MM, Steiman HR, Dietz Jr GC. Evaluation of single-use rotary nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2003;29(10):664-6.
269. Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel-titanium instruments: from past to future. *Endod Topics.* 2013;29(1):3-17.
270. Madarati AA, Watts DC, Qualtrough AJE. Opinions and attitudes of endodontists and general dental practitioners in the UK towards the intracanal fracture of endodontic instruments: part 1. *Int Endod J.* 2008;41(8):693-701.
271. Bahia MGA, Buono VTL. Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2005;100(2):249-55.

272. Valois CRA, Silva LP, Azevedo RB. Multiple autoclave cycles affect the surface of rotary nickel-titanium files: an atomic force microscopy study. *J Endod.* 2008;34(7):859-62.
273. Spagnuolo G, Ametrano G, D'antò V, Rengo C, Simeone M, Riccitiello F, et al. Effect of autoclaving on the surfaces of TiN-coated and conventional nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J.* 2012;45(12):1148-55.
274. Thierry B, Tabrizian M, Savadogo O, Yahia L. Effects of sterilization processes on NiTi alloy: surface characterization. *J Biomed Mater Res: An Official J The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials.* 2000;49(1):88-98.
275. Alexandrou G, Chrissafis K, Vasiliadis L, Pavlidou E, Polychroniadis EK. Effect of heat sterilization on surface characteristics and microstructure of Mani NRT rotary nickel-titanium instruments. *Int Endod J.* 2006;39(10):770-8.
276. Yared GM, Dagher FEB, Machtou P. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use. *Int Endod J.* 2000;33(3):204-7.
277. Plotino G, Costanzo A, Grande NM, Petrovic R, Testarelli L, Gambarini G. Experimental evaluation on the influence of autoclave sterilization on the cyclic fatigue of new nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2012;38(2):222-5.
278. Elbatal LM, el Batouty KM, Obeid MM. Effect of repeated autoclaving on cyclic fatigue of three nickel-titanium rotary instruments. *ENDO (Lond Engl).* 2016;10(1):15-22.
279. Svec TA, Powers JM. Effects of simulated clinical conditions on nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 1999;25(11):759-60.
280. King JB, Roberts HW, Bergeron BE, Mayerchak MJ. The effect of autoclaving on torsional moment of two nickel-titanium endodontic files. *Int Endod J.* 2012;45(2):156-61.
281. Canalda-Sahli C, Brau-Aguadé E, Sentís-Vilalta J. The effect of sterilization on bending and torsional properties of K-files manufactured with different metallic alloys. *Int Endod J.* 1998;31(1):48-52.
282. Mize SB, Clement DJ, Pruett JP, Carnes Jr DL. Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1998;24(12):843-7.

283. Silvaggio J, Hicks ML. Effect of heat sterilization on the torsional properties of rotary nickel-titanium endodontic files. *J Endod.* 1997;23(12):731-4.
284. de Melo MCC, de Azevedo Bahia MG, Buono VTL. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2002;28(11):765-9.
285. Viana ACD, Gonzalez BM, Buono VTL, Bahia MGA. Influence of sterilization on mechanical properties and fatigue resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J.* 2006;39(9):709-15.
286. Anderson DN, Joyce AP, Roberts S, Runner R. A comparative photoelastic stress analysis of internal root stresses between RC Prep and saline when applied to the Profile/GT rotary instrumentation system. *J Endod.* 2006;32(3):222-4.
287. Zehnder M. Root canal irrigants. *J Endod.* 2006;32(5):389-98.
288. Peters OA, Boessler C, Zehnder M. Effect of liquid and paste-type lubricants on torque values during simulated rotary root canal instrumentation. *Int Endod J.* 2005;38(4):223-9.
289. Boessler C, Peters OA, Zehnder M. Impact of lubricant parameters on rotary instrument torque and force. *J Endod.* 2007;33(3):280-3.
290. Grawehr M, Sener B, Waltimo T, Zehnder M. Interactions of ethylenediamine tetraacetic acid with sodium hypochlorite in aqueous solutions. *Int Endod J.* 2003;36(6):411-5.
291. Zehnder M, Schmidlin P, Sener B, Waltimo T. Chelation in root canal therapy reconsidered. *J Endod.* 2005;31(11):817-20.
292. Sonntag D, Peters OA. Effect of prion decontamination protocols on nickel-titanium rotary surfaces. *J Endod.* 2007;33(4):442-6.
293. Darabara M, Bourithis L, Zinelis S, Papadimitriou GD. Susceptibility to localized corrosion of stainless steel and NiTi endodontic instruments in irrigating solutions. *Int Endod J.* 2004;37(10):705-10.
294. de Castro Martins R, Bahia MGA, Buono VTL. The effect of sodium hypochlorite on the surface characteristics and fatigue resistance of ProFile nickel-titanium instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006;102(4):e99-105.
295. Smith MS. Sodium Hypochlorite's Effect on Nickel-titanium Rotary Instruments and Its Effect on Resistance to Fracture. 2007.

296. Berutti E, Angelini E, Rigolone M, Migliaretti G, Pasqualini D. Influence of sodium hypochlorite on fracture properties and corrosion of ProTaper Rotary instruments. *Int Endod J.* 2006;39(9):693-9.
297. Zinelis S, Margelos J. Failure mechanism of Hedstroem endodontic files in vivo. *J Endod.* 2002;28(6):471-3.
298. Busslinger A, Sener B, Barbakow F. Effects of sodium hypochlorite on nickel-titanium Lightspeed instruments. *Int Endod J.* 1998;31(4):290-4.
299. Peters OA, Roehlike JO, Baumann MA. Effect of immersion in sodium hypochlorite on torque and fatigue resistance of nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2007;33(5):589-93.
300. O'hoy PYZ, Messer HH, Palamara JEA. The effect of cleaning procedures on fracture properties and corrosion of NiTi files. *Int Endod J.* 2003;36(11):724-32.
301. Nóvoa XR, Martin-Biedma B, Varela-Patiño P, Collazo A, Macías-Luaces A, Cantatore G, et al. The corrosion of nickel-titanium rotary endodontic instruments in sodium hypochlorite. *Int Endod J.* 2007;40(1):36-44.
302. de Hemptinne F, Slaus G, Vandendael M, Jacquet W, de Moor RJ, Bottenberg P. In vivo intracanal temperature evolution during endodontic treatment after the injection of room temperature or preheated sodium hypochlorite. *J Endod.* 2015;41(7):1112-5.
303. Spanaki-Voreadi AP, Kerezoudis NP, Zinelis S. Failure mechanism of ProTaper Ni-Ti rotary instruments during clinical use: fractographic analysis. *Int Endod J.* 2006;39(3):171-8.
304. Serene TP. Nickel-titanium instruments. *Appl Endod.* 1995;52:60-5.
305. Lopes HP, Moreira E JL, Elias CN, de Almeida RA, Neves MS. Cyclic fatigue of ProTaper instruments. *J Endod.* 2007;33(1):55-7.
306. Yao JH, Schwartz SA, Beeson TJ. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *J Endod.* 2006;32(1):55-7.
307. Ounsi HF, Salameh Z, Al-Shalan T, Ferrari M, Grandini S, Pashley DH, et al. Effect of clinical use on the cyclic fatigue resistance of ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2007;33(6):737-41.
308. Barbosa FOG, Gomes JA da CP, de Araújo MCP. Influence of sodium hypochlorite on mechanical properties of K3 nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2007;33(8):982-5.

309. Barbosa FOG, Gomes JA da CP, de Araújo MCP. Influence of previous angular deformation on flexural fatigue resistance of K3 nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2007;33(12):1477-80.
310. Cheung GSP. Low-cycle fatigue of nickel-titanium rotary root-canal instruments (PhD thesis). Hong Kong: The University of Hong Kong. 2006.
311. Haikel Y, Gasser P, Allemann C. Dynamic fracture of hybrid endodontic hand instruments compared with traditional files. *J Endod.* 1991;17(5):217-20.
312. Plotino G, Grande NM, Sorci E, Malagnino VA, Somma F. Influence of a brushing working motion on the fatigue life of NiTi rotary instruments. *Int Endod J.* 2007;40(1):45-51.
313. Low D, Ho AWL, Cheung GSP, Darvell BW. Mathematical modeling of flexural behavior of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2006;32(6):545-8.
314. Cheung GSP, Shen Y, Darvell BW. Effect of environment on low-cycle fatigue of a nickel-titanium instrument. *J Endod.* 2007;33(12):1433-7.
315. Fife D, Gambarini G, Britto LR. Cyclic fatigue testing of ProTaper NiTi rotary instruments after clinical use. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004;97(2):251-6.
316. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2009;35(11):1469-76.
317. Plotino G, Grande NM, Mazza C, Petrovic R, Testarelli L, Gambarini G. Influence of size and taper of artificial canals on the trajectory of NiTi rotary instruments in cyclic fatigue studies. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010;109(1):e60-6.
318. Sobotkiewicz T, Huang X, Haapasalo M, Mobuchon C, Hieawy A, Hu J, et al. Effect of canal curvature location on the cyclic fatigue resistance of reciprocating files. *Clin Oral Investig.* 2021;25:169-77.
319. Erik CE, Özyürek T. Effects of etidronate, NaOCl, EDTA irrigation solutions and their combinations on cyclic fatigue resistance of nickel-titanium single-file rotary and reciprocating instruments at body temperature. *Odontology.* 2019;107(2):190-5.
320. Swimberghe RCD, Coenye T, de Moor RJG, Meire MA. Biofilm model systems for root canal disinfection: a literature review. *Int Endod J.* 2019;52(5):604-28.

321. Alfadda S, Alquria T, Karaismailoglu E, Aksel H, Azim AA. Antibacterial Effect and Bioactivity of Innovative and Currently Used Intracanal Medicaments in Regenerative Endodontics. *J Endod.* 2021;47(8):1294-300.
322. Darabara M, Bourithis L, Zinelis S, Papadimitriou GD. Assessment of elemental composition, microstructure, and hardness of stainless steel endodontic files and reamers. *J Endod.* 2004;30(7):523-6.
323. Tabassum S, Zafar K, Umer F. Nickel-titanium rotary file systems: What's new? *Eur Endod J.* 2019;4(3):111.
324. Al-Obaida MI, Alzuwayer AA, Alanazi SS, Balhaddad AA. In Vitro Analysis of the Fatigue Resistance of Four Single File Canal Preparation Instruments. *Mater.* 2022;15(2):688.
325. Rödiger T, Reicherts P, Konietschke F, Dullin C, Hahn W, Hülsmann M. Efficacy of reciprocating and rotary NiTi instruments for retreatment of curved root canals assessed by micro-CT. *Int Endod J.* 2014;47(10):942-8.
326. Tomson PL, Simon SR. Contemporary cleaning and shaping of the root canal system. *Prim Dent J.* 2016;5(2):46-53.
327. Maleckis K, Anttila E, Aylward P, Poulson W, Desyatova A, MacTaggart J, et al. Nitinol stents in the femoropopliteal artery: a mechanical perspective on material, design, and performance. *Ann Biomed Eng.* 2018;46(5):684-704.
328. Gil J, Rupérez E, Velasco E, Aparicio C, Manero JM. Mechanism of fracture of NiTi superelastic endodontic rotary instruments. *J Mater Sci: Mater Med.* 2018;29(8):1-6.
329. Pereira ESJ, Amaral CCF, Gomes J, Peters OA, Buono VTL, Bahia MGA. Influence of clinical use on physical-structural surface properties and electrochemical potential of NiTi endodontic instruments. *Int Endod J.* 2018;51(5):515-21.
330. Civjan S, Huget EF, DeSimon LB. Potential applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. *J Dent Res.* 1975;54(1):89-96.
331. Yon MJ, Tang MH, Cheung GS. Defects and safety of NiTi root canal instruments: a systematic review and meta-analysis. *Front Dent Med.* 2021;71.
332. Kosa DA, Marshall G, Baumgartner JC. An analysis of canal centering using mechanical instrumentation techniques. *J Endod.* 1999;25(6):441-5.
333. Sotokawa T. An analysis of clinical breakage of root canal instruments. *J Endod.* 1988;14(2):75-82.

334. Palma PJ, Messias A, Cerqueira AR, Tavares LD, Caramelo F, Roseiro L, et al. Cyclic fatigue resistance of three rotary file systems in a dynamic model after immersion in sodium hypochlorite. *Odontology*. 2019;107(3):324-32.
335. McGuigan MB, Louca C, Duncan HF. Endodontic instrument fracture: causes and prevention. *Br Dent J*. 2013;214(7):341-8.
336. Madarati AA, Watts DC, Qualtrough AJE. Factors contributing to the separation of endodontic files. *Br Dent J*. 2008;204(5):241-5.
337. Spili P, Parashos P, Messer HH. The impact of instrument fracture on outcome of endodontic treatment. *J Endod*. 2005;31(12):845-50.
338. Suter B, Lussi A, Sequeira P. Probability of removing fractured instruments from root canals. *Int Endod J*. 2005;38(2):112-23.
339. Ward JR, Parashos P, Messer HH. Evaluation of an ultrasonic technique to remove fractured rotary nickel-titanium endodontic instruments from root canals: an experimental study. *J Endod*. 2003;29(11):756-63.
340. Özyürek T, Gündoğar M, Uslu G, Yılmaz K, Staffoli S, Nm G, et al. Cyclic fatigue resistances of Hyflex EDM, WaveOne gold, Reciproc blue and 2shape NiTi rotary files in different artificial canals. *Odontology*. 2018;106(4):408-13.
341. Keleş A, Eymirli A, Uyanık O, Nagas E. Influence of static and dynamic cyclic fatigue tests on the lifespan of four reciprocating systems at different temperatures. *Int Endod J*. 2019;52(6):880-6.
342. Olcay K, Eyüboğlu TF, Erkan E. Cyclic fatigue resistance of waveone gold, protaper next and 2shape nickel titanium rotary instruments using a reliable method for measuring temperature. 2019.
343. Gambarini G, Galli M, di Nardo D, Seracchiani M, Donfrancesco O, Testarelli L. Differences in cyclic fatigue lifespan between two different heat treated NiTi endodontic rotary instruments: WaveOne Gold vs EdgeOne Fire. *J Clin Exp Dent*. 2019;11(7):e609.
344. Kaval ME, Capar ID, Ertas H, Sen BH. Comparative evaluation of cyclic fatigue resistance of four different nickel-titanium rotary files with different cross-sectional designs and alloy properties. *Clin Oral Investig*. 2017;21(5):1527-30.

345. Uygun AD, Unal M, Falakaloglu S, Guven Y. Comparison of the cyclic fatigue resistance of Hyflex EDM, Vortex blue, Protaper gold, and Onecurve nickel-Titanium instruments. *Niger J Clin Pract.* 2020;23(1):41-5.
346. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod.* 2006;32(11):1031-43.
347. Schäfer E, Diez C, Hoppe W, Tepel J. Roentgenographic investigation of frequency and degree of canal curvatures in human permanent teeth. *J Endod.* 2002;28(3):211-6.
348. Keles A, Ozyurek EU, Uyanik MO, Nagas E. Effect of temperature of sodium hypochlorite on cyclic fatigue resistance of heat-treated reciprocating files. *J Endod.* 2019;45(2):205-8.
349. Keskin C, Sivas Yilmaz Ö, Keleş A, Inan U. Comparison of cyclic fatigue resistance of Rotate instrument with reciprocating and continuous rotary nickel-titanium instruments at body temperature in relation to their transformation temperatures. *Clin Oral Investig.* 2021;25(1):151-7.
350. Alfawaz H, Alqedairi A, Alsharekh H, Almuzaini E, Alzahrani S, Jamleh A. Effects of sodium hypochlorite concentration and temperature on the cyclic fatigue resistance of heat-treated nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2018;44(10):1563-6.
351. Pedullà E, la Rosa GRM, Albani MS, Isola G, Özyürek T, Generali L. Effects of simultaneous liquid or gel sodium hypochlorite irrigation on the cyclic fatigue of two single-file nickel-titanium instruments. *Appl Sci.* 2020;10(19):6666.
352. Shen Y, Huang X, Wang Z, Wei X, Haapasalo M. Low environmental temperature influences the fatigue resistance of nickel-titanium files. *J Endod.* 2018;44(4):626-9.
353. Al-Sudani D, Grande NM, Plotino G, Pompa G, di Carlo S, Testarelli L, et al. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments in a double (S-shaped) simulated curvature. *J Endod.* 2012;38(7):987-9.
354. Topçuoğlu HS, Topçuoğlu G, Akti A, Düzgün S. In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of ProTaper Next, HyFlex CM, OneShape, and ProTaper Universal instruments in a canal with a double curvature. *J Endod.* 2016;42(6):969-71.
355. Elnaghy AM, Elsaka SE, Mandorah AO. In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of TruNatomy in single and double curvature canals compared with different nickel-titanium rotary instruments. *BMC Oral Health.* 2020;20(1):1-8.

356. Pedullà E, la Rosa GRM, Virgillito C, Rapisarda E, Kim H-C, Generali L. Cyclic fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments according to the angle of file access and radius of root canal. *J Endod.* 2020;46(3):431-6.
357. Inan U, Aydin C, Tunca YM. Cyclic fatigue of ProTaper rotary nickel-titanium instruments in artificial canals with 2 different radii of curvature. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007;104(6):837-40.
358. Dederich DN, Zakariasen KL. The effects of cyclical axial motion on rotary endodontic instrument fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1986;61(2):192-6.
359. Silva EJNL, Rodrigues C, Vieira VTL, Belladonna FG, De-Deus G, Lopes HP. Bending resistance and cyclic fatigue of a new heat-treated reciprocating instrument. *Scanning.* 2016;38(6):837-41.
360. Wan J, Rasimick BJ, Musikant BL, Deutsch AS. A comparison of cyclic fatigue resistance in reciprocating and rotary nickel-titanium instruments. *Aust Endod J.* 2011;37(3):122-7.
361. Ankrum MT, Hartwell GR, Truitt JE. K3 Endo, ProTaper, and ProFile systems: breakage and distortion in severely curved roots of molars. *J Endod.* 2004;30(4):234-7.
362. Lopes HP, Chiesa WMM, Correia NR, de Souza Navegante NC, Elias CN, Moreira E JL, et al. Influence of curvature location along an artificial canal on cyclic fatigue of a rotary nickel-titanium endodontic instrument. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2011;111(6):792-6.
363. Gambarini G, Plotino G, Grande NM, Al-Sudani D, de Luca M, Testarelli L. Mechanical properties of nickel-titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique. *Int Endod J.* 2011;44(4):337-41.
364. de Vasconcelos RA, Murphy S, Carvalho CAT, Govindjee RG, Govindjee S, Peters OA. Evidence for reduced fatigue resistance of contemporary rotary instruments exposed to body temperature. *J Endod.* 2016;42(5):782-7.
365. Dosanjh A, Paurazas S, Askar M. The effect of temperature on cyclic fatigue of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2017;43(5):823-6.
366. Grande NM, Plotino G, Silla E, Pedullà E, DeDeus G, Gambarini G, et al. Environmental temperature drastically affects flexural fatigue resistance of nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 2017;43(7):1157-60.

367. Huang X, Shen Y, Wei X, Haapasalo M. Fatigue resistance of nickel-titanium instruments exposed to high-concentration hypochlorite. *J Endod.* 2017;43(11):1847-51.
368. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999;20(1):1-25.
369. Scott R, Arias A, Macorra JC, Govindjee S, Peters OA. Resistance to cyclic fatigue of reciprocating instruments determined at body temperature and phase transformation analysis. *Aust Endod J.* 2019;45(3):400-6.
370. Elnaghy AM, Elsaka SE. Laboratory comparison of the mechanical properties of TRUS hape with several nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J.* 2017;50(8):805-12.
371. Topçuoğlu HS, Topçuoğlu G. Cyclic fatigue resistance of Reciproc Blue and Reciproc files in an S-shaped canal. *J Endod.* 2017;43(10):1679-82.
372. Varela-Patiño P, Ibañez-Párraga A, Rivas-Mundiña B, Cantatore G, Otero XL, Martín-Biedma B. Alternating versus continuous rotation: a comparative study of the effect on instrument life. *J Endod.* 2010;36(1):157-9.
373. Ahn S-Y, Kim H-C, Kim E. Kinematic effects of nickel-titanium instruments with reciprocating or continuous rotation motion: a systematic review of in vitro studies. *J Endod.* 2016;42(7):1009-17.
374. Tokita D, Ebihara A, Miyara K, Okiji T. Dynamic torsional and cyclic fracture behavior of ProFile rotary instruments at continuous or reciprocating rotation as visualized with high-speed digital video imaging. *J Endod.* 2017;43(8):1337-42.
375. Ferreira F, Adeodato C, Barbosa I, Aboud L, Scelza P, Zaccaro Scelza M. Movement kinematics and cyclic fatigue of NiTi rotary instruments: a systematic review. *Int Endod J.* 2017;50(2):143-52.
376. Adıgüzel M, Tüfekçi P. Waveone, Reciproc ve Twisted File Adaptive Döner Sistem Eğelerin Çift Kurvatürlü (S-Şekilli) Kanallarda Döngüsel Yorulma Dirençlerinin Karşılaştırılması. *Atatürk Üniv Diş Hekim Fak Derg.* 2018;28(2):199-203.
377. Serafin M, de Biasi M, Franco V, Angerame D. In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of two rotary single-file endodontic systems: OneCurve versus OneShape. *Odontology.* 2019;107(2):196-201.

378. Topçuoğlu HS, Topçuoğlu G, Kafdağ Ö, Balkaya H. Effect of two different temperatures on resistance to cyclic fatigue of one Curve, EdgeFile, HyFlex CM and ProTaper next files. *Aust Endod J.* 2020;46(1):68-72.
379. Staffoli S, Grande NM, Plotino G, Özyürek T, Gündoğar M, Fortunato L, et al. Influence of environmental temperature, heat-treatment and design on the cyclic fatigue resistance of three generations of a single-file nickel-titanium rotary instrument. *Odontology.* 2019;107(3):301-7.
380. Elnaghy AM, Elsaka SE, Elshazli AH. Dynamic cyclic and torsional fatigue resistance of TruNatomy compared with different nickel-titanium rotary instruments. *Aust Endod J.* 2020;46(2):226-33.
381. Peters OA, Arias A, Choi A. Mechanical properties of a novel nickel-titanium root canal instrument: stationary and dynamic tests. *J Endod.* 2020;46(7):994-1001.
382. Riyahi AM, Bashiri A, Alshahrani K, Alshahrani S, Alamri HM, Al-Sudani D. Cyclic fatigue comparison of TruNatomy, twisted file, and ProTaper next rotary systems. *Int J Dent.* 2020;2020.
383. Gündoğar M, Uslu G, Özyürek T, Plotino G. Comparison of the cyclic fatigue resistance of VDW, ROTATE, TruNatomy, 2Shape, and HyFlex CM nickel-titanium rotary files at body temperature. *Restor Dent Endod.* 2020;45(3).
384. Melo MCC, Pereira ESJ, Viana ACD, Fonseca AMA, Buono VTL, Bahia MGA. Dimensional characterization and mechanical behaviour of K3 rotary instruments. *Int Endod J.* 2008;41(4):329-38.
385. Yılmaz K, Özyürek T, Gülşah U. Comparison of cyclic fatigue resistance of one curve, hyflex EDM, WaveOne gold and reciproc blue nickel-titanium rotary files at intra-canal temperature. *Cumhur Dent J.* 2019;22(1):42-7.
386. Oh S-R, Chang S-W, Lee Y, Gu Y, Son W-J, Lee W, et al. A comparison of nickel-titanium rotary instruments manufactured using different methods and cross-sectional areas: ability to resist cyclic fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010;109(4):622-8.
387. Hussne RP, Braga LC, Berbert FLCV, Buono VTL, Bahia MGA. Flexibility and torsional resistance of three nickel-titanium retreatment instrument systems. *Int Endod J.* 2011;44(8):731-8.

388. Capar ID, Ertas H, Arslan H. Comparison of cyclic fatigue resistance of nickel-titanium coronal flaring instruments. *J Endod.* 2014;40(8):1182-5.



## ÖZGEÇMİŞ



**EKLER****Ek 1. Etik Kurul İzni**