



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**DÖRT FARKLI GÜNCEL KÖK KANAL
ŞEKİLLENDİRME SİSTEMİNİN DÖNGÜSEL
YORULMA VE KESME ETKİNLİĞİ
YÖNÜNDEN KARŞILAŞTIRILMASI**

Ahter ŞANAL ÇIKMAN

DOKTORA TEZİ

Yrd. Doç. Dr. Kadir Tolga CEYHANLI

TRABZON – 2016



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**DÖRT FARKLI GÜNCEL KÖK KANAL
ŞEKİLLENDİRME SİSTEMİNİN DÖNGÜSEL
YORULMA VE KESME ETKİNLİĞİ
YÖNÜNDEN KARŞILAŞTIRILMASI**

Ahter ŞANAL ÇIKMAN

DOKTORA TEZİ

Yrd. Doç. Dr. Kadir Tolga CEYHANLI

TRABZON – 2016

KABUL VE ONAY

X X X X

BEYAN

Bu tez çalışmasının KTÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını, tezimin BAP koordinasyon birimi tarafından TDK-2015-5185 nolu proje kodu ile desteklendiğini beyan ederim.

2016

Ahter ŞANAL ÇIKMAN

İthaf

*Doğumundan itibaren hayatıma bambaşka bir anlam kazandıran; bir gülüşüyle
bütün sıkıntılarıımı yok edebilen; sevginin, huzurun ve mutluluğun vücut bulmuş hali;
şükür sebebim biricik oğluma ithaf ediyorum...*



TEŞEKKÜR

Hayatım boyunca desteklerini sürekli hissettiğim ve yaşadığım her güçlükte hiç düşünmeden sığınabildiğim canım aileme,

Tez çalışmamı birlikte yürüttüğüm ve sayesinde hem klinik hem de akademik anlamda çok şey öğrendiğim tez danışmanım ve değerli hocam Yrd. Doç. Dr. Kadir Tolga Ceyhanlı'ya,

Teorik ve pratik anlamda doktora eğitimime olan büyük katkılarından dolayı değerli hocalarım Prof. Dr. Tamer Taşdemir, Prof. Dr. Kürşat Er ve Yrd. Doç. Dr. Davut Çelik'e,

Deney düzeneklerinin hazırlanma aşamasında büyük bir sabır ve özveriyle yardımlarını esirgemeyen KTÜ Makine Mühendisliği Bölümü öğretim üyesi Doç. Dr. Tevfik Küçükömeroğlu'na,

Başta S. Aslı Aydın olmak üzere bu süreçte manevi desteklerini esirgemeyen arkadaşlarım Tuğba Serin Kalay, Zeynep Gümrükçü, Güneş Bulut Eyüboğlu, Sedanur Turgut, Elif Aydoğan Ayaz, Özge Bostanoğlu ve Özlem Saraç'a,

Doktora hayatımın başından beri karşılaştığım her zorlukta yanımda olan ve devam edebilmem için beni cesaretlendiren, desteğini hep hissettiğim ve sayesinde ayakta durabildiğim sevgili eşim Ömer Çıkman'a ve en büyük moral kaynağım, hayatımın anlamı, biricik oğlum Erdal Mete Çıkman'a,

Sevgi, saygı ve tüm içtenliğimle TEŞEKKÜR EDERİM...

Arş. Gör. Ahter ŞANAL ÇIKMAN

İÇİNDEKİLER**Sayfa**

İç Kapak Sayfası	
KABUL ve ONAY	
BEYAN	
İTHAF	
TEŞEKKÜR	
İÇİNDEKİLER	vi
TABLolar DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ	xi
1. ÖZET	1
2. SUMMARY	2
3. GİRİŞ ve AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER	5
4.1. Kök Kanal Şekillendirmede Kullanılan Aletler	5
4.1.1. Paslanmaz Çelik Kök Kanal Aletleri	5
4.1.2. NiTi Kök Kanal Aletleri	6
4.1.2.1. NiTi Alaşımların Endodontiye Girişi	6
4.1.2.2. NiTi El Eğeleri	10
4.1.2.3. NiTi Döner Eğeler	10
4.2. Döner NiTi Eğelerde Yorgunluk ve Kırılma	13
4.2.1. Döner NiTi Eğelerde Yorulmaya Etki Eden Faktörler	14
4.2.1.1. Kök Kanal Yapısının Yorulmaya Etkisi	14
4.2.1.2. Eğe Özelliklerinin Yorulmaya Etkisi	15
4.2.1.3. Temizleme-Şekillendirme İşlemlerinin Yorulmaya Etkisi	18
4.3. NiTi Döner Eğelerde Kesme Etkinliği	19
4.3.1. Kesme Etkinliğine Etki Eden Faktörler	20
4.4. NiTi Döner Eğelerin Performans ve Dayanıklılığını Arttırmak İçin Geliştirilen Yeni Yöntemler	21
4.4.1. NiTi Aletlere Uygulanan Yüzey İşlemleri	21
4.4.1.1. İyon implantasyonu	22

	vii
4.4.1.2. Termal Nitridasyon	23
4.4.1.3. Kriyojenik Uygulama	23
4.4.1.4 Elektropolisaj	24
4.4.2. NiTi Aletlerin Üretiminde Kullanılan Termomekanik Uygulamalar	24
4.4.2.1. M-Wire	24
4.4.2.2. Kontrollü Hafızalı (CM) Wire	25
4.4.2.3. R-fazı	26
4.4.3. NiTi Döner Eğe Sistemlerinin Çalışma Kinematikindeki Değişiklikler	27
4.4.3.1. Resiprokasyon Hareketi	27
4.4.3.2. Vertikal Vibrasyon Hareketi	28
4.4.3.3. Asimetrik Rotasyon Hareketi	28
4.4.3.4. Adaptif Hareket	29
4.5. Çalışmamızda Kullanılan Güncel NiTi Eğe Sistemleri	30
4.5.1. Reciproc	30
4.5.2. WaveOne	30
4.5.3. Twisted File	30
4.5.4. Twisted File Adaptive	31
5. GEREÇ ve YÖNTEMLER	32
5.1. Döngüsel Yorgunluk Testi	32
5.1.1. Yapay Kanalların Hazırlanması	32
5.1.2. Döngüsel Yorgunluk Test Cihazının Hazırlanması	33
5.1.3. Döngüsel Yorgunluk Testinin Yapılışı	34
5.2. Kesme Etkinliği Testi	35
5.2.1. Kesme Etkinliği Deney Düzeneği	35
5.2.2. Kesme Etkinliği Testinin Uygulanması	36
5.3. İstatistiksel Analiz	37
6. BULGULAR	39
6.1. Döngüsel Yorulma Test Sonuçları	39
6.1.1. Kurvatür Açısı ve Yarıçapı 45 ⁰ -2 mm Olan Kanala Yönelik Bulgular	39
6.1.2. Kurvatür Açısı ve Yarıçapı 60 ⁰ -2 mm Olan Kanala Yönelik Bulgular	39
6.1.3. Kurvatür Açısı ve Yarıçapı 45 ⁰ -5 mm Olan Kanala Yönelik Bulgular	40
6.1.4. Kurvatür Açısı ve Yarıçapı 60 ⁰ -5 mm Olan Kanala Yönelik Bulgular	41

	viii
6.2. Kesme Etkinliği Test Sonuçları	42
7. TARTIşMA	44
7.1. Döngüsel Yorulma Dayanımı	44
7.1.1 Döngüsel Yorulma Test Düzeneğinin Belirlenmesi	44
7.1.2. Döngüsel Yorulma Testinin Uygulanması ve Sonuçların Değerlendirilmesi	47
7.1.3. Farklı Kinematiklerin Döngüsel Yorulma Dayanımına Etkisi	48
7.1.4. Eğe Tasarım zelliklerinin Döngüsel Yorulma zerine Etkisi	53
7.1.5. Eğe retim Sürecinde Kullanılan Alaşım ve Termal İşlemlerin Döngüsel Yorulmaya Etkisi	55
7.2. Kesme Etkinliği	56
7.2.1. Kesme Etkinliği Test Yönteminin Belirlenmesi	56
7.2.2. Kinematiğin Kesme Etkinliği zerine Etkisi	59
7.2.3. Eğe Tasarımının Kesme etkinliği zerine Etkisi	62
8. SONUÇ ve ÖNERİLER	65
9. KAYNAKLAR	67
10. ZGEMİş	87

TABLolar DİZİNİ

Tablo	Sayfa
Tablo 1. 45 ⁰ -2 mm eğimli kanalda eğelerin kırılma zamanı değerleri	39
Tablo 2. Grupların ikili karşılaştırma anlamlılık değerleri (P< .008)	39
Tablo 3. 60 ⁰ -2 mm eğimli kanalda eğelerin kırılma zamanı değerleri	40
Tablo 4. Grupların ikili karşılaştırma anlamlılık değerleri (P< .008)	40
Tablo 5. 45 ⁰ -5 mm eğimli kanalda eğelerin kırılma zamanı değerleri	41
Tablo 6. Grupların ikili karşılaştırma anlamlılık değerleri (P< .008)	41
Tablo 7. 60 ⁰ -5 mm eğimli kanalda eğelerin kırılma zamanı değerleri	41
Tablo 8. Grupların ikili karşılaştırma anlamlılık değerleri (P< .008)	42
Tablo 9. Grupların kanal eğimine göre sergiledikleri ortalama kırılma süreleri (sn)	42
Tablo 10. Eğelerin 1 dk'da pleksiglas levha üzerindeki penetrasyon derinliği	43
Tablo 11. Grupların ikili karşılaştırma anlamlılık değerleri (P< .05)	43

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil	Sayfa
Şekil 1. NİTİNOL alaşımının üretim sürecinin şematik gösterimi. 1: Vakum altında eritme/dökme, 2: Preste dövme, 3: Radyal dövme, 4: Çubuk veya tel sarma	7
Şekil 2. NiTi alaşımların şekil hafızası özelliğinin şematik anlatımı	9
Şekil 3. Pozitif (A), nötral (B) ve negatif (C) rake açısı	12
Şekil 4. Bir NiTi ege üzerinde helikal aç ve radyal alan	13
Şekil 5. Schneider yöntemine göre kök kanal eğrilik açısının hesaplanması	15
Şekil 6. Pruett yöntemine göre kanal eğrilik derecesinin hesaplanması	15



KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ**Kısaltmalar**

Ark	Arkadaşları
EEİ	Elektro erozyon ile işleme
ISO	International Standard Organization
ML	Medium/Large
NiTi	Nikel titanyum
SM	Small
TF	Twisted File

Simgeler

Cr	Krom
dk	Dakika
gr	Gram
sn	Saniye
mm	Milimetre
MPa	Mega-paskal
N	Nitrojen
Ni	Nikel
Ti	Titanyum

Formüller

NaOCl	Sodyum hipoklorit
TiN	Titanyum nitrit
TiO₂	Titanyum oksit

1. ÖZET

Dört Farklı Güncel Kök Kanal Şekillendirme Sisteminin Döngüsel Yorgunluk ve Kesme Etkinliği Yönünden Karşılaştırılması

Nikel titanyum (NiTi) döner eğelerin endodontiye girişi ile birlikte kök kanal tedavisinin başarı oranı artmıştır. Ancak bu eğeler kullanım sırasında yüksek kırılma riski taşımaktadırlar. Bu nedenle, üreticiler daha etkili ve güvenli bir kanal tedavisi için hem etkili bir temizleme-şekillendirmeye olanak sağlayan hem de daha yüksek kırılma direnci sergileyen yeni eğe sistemleri üretmeye çalışmaktadırlar. Bu çalışmada Reciproc, WaveOne, Twisted File (TF) ve TF Adaptive eğe sistemlerinin döngüsel yorulma ve kesme etkinliği yönünden karşılaştırılması hedeflendi. Döngüsel yorulma testi özel hazırlanmış bir düzenek ile uygulandı. Test için paslanmaz çelik blok içerisine hazırlanmış 4 farklı eğim açısı ve yarıçapı (60^0 -2 mm, 60^0 -5 mm, 45^0 -2 mm ve 45^0 -5 mm) sergileyen yapay kanallar kullanıldı. Her bir eğe sistemi kanal içerisinde kendi çalışma prensibi ile çalıştırıldı ve kırılma oluşana kadar geçen süre tespit edilerek yorulma dayanımı bu değerlere göre karşılaştırıldı. Test düzeneği modifiye edilerek kesme etkinliği testinde de kullanıldı. Test sırasında kesme işlemi pleksiglas levha üzerinde gerçekleştirildi. Endodontik başlık 150 gr ağırlıkla pleksiglase doğru hareket edecek şekilde ayarlandı. Her bir eğenin 1 dakikada pleksiglas üzerindeki ilerleme miktarı ölçüldü ve kesme etkinliği bu ölçümlere göre karşılaştırıldı. Sonuçta, Reciproc grubu kanal eğimine bağlı olmaksızın en yüksek yorulma dayanımını sergilerken, en düşük kesme etkinliğini gösterdi. TF grubu ise en düşük yorulma dayanımını ve en yüksek kesme etkinliğini gösterdi. WaveOne ve TF Adaptive grupları ise iki testte de sırasıyla 2. ve 3. sıradaydı. Hareket kinematiği, resiprokasyon ilerleme açısı, eğenin üretim teknolojisi ve kor çapının döngüsel yorulma dayanımını etkilediği tespit edildi. Ayrıca, eğelerin enine kesitsel tasarım özellikleri ve hareket kinematiklerinin kesme yeteneklerini etkilediği görüldü.

Anahtar Sözcükler: Döner alet, döngüsel yorulma, kesme etkinliği, nikel titanyum, resiprokasyon, rotasyon

2. SUMMARY

Comparison of Four Current Root Canal Shaping Systems in Terms of Cyclic Fatigue and Cutting Efficiency

The success rate of root canal treatment has been increased after nickel titanium (NiTi) rotary instruments were introduced to endodontics. However, these instruments have high fracture risk while being used. Thus, for safer and more effective root canal treatment procedures, manufacturers are trying to generate new file systems that can not only have an effective cleaning-shaping ability, but also have high fatigue resistance. The aim of this study was to compare Reciproc, WaveOne, Twisted File (TF) and TF Adaptive systems in terms of cyclic fatigue and cutting efficiency. A custom made device was used for cyclic fatigue test. Tests were performed on four artificial canals, with different curvature angle and radius (60° -2 mm, 60° -5 mm, 45° -2 mm ve 45° -5 mm), prepared in a stainless steel block. Each file was used with its own kinematic in the artificial canals, fracture time of the systems were recorded and these data were used for comparison of cyclic fatigue resistance. Then, test device was modified in order to use in cutting efficiency test. During test procedure, cutting action was performed on plexiglass plates. Endodontic handpiece was adjusted to move towards the plexiglass plate with 150 gr weight. The penetration depth of each file on plexiglass in 1 minute was measured and comparison of cutting efficiency was performed according to these measurements. In conclusion, Reciproc files performed the highest cyclic fatigue resistance regardless of the canal curvature, while performing the lowest cutting efficiency. TF group performed the lowest cyclic fatigue resistance and the highest cutting efficiency. WaveOne and TF Adaptive groups were on 2. and 3. order in both tests, respectively. Kinematic, reciprocation angle, manufacturing technology and core diameter were confirmed to effect cyclic fatigue. In addition, cross-sectional design and kinematic of files effected their cutting ability too.

Key Words: Cutting efficiency, cyclic fatigue, nickel titanium, reciprocation, rotary instrument, rotation

3. GİRİŞ ve AMAÇ

Kök kanal tedavisinde temizleme ve şekillendirme işlemlerinin amacı, çeşitli eğe sistemleri ve dezenfekte edici irigasyon solüsyonlarını kullanarak bakterileri, endotoksinleri ve vital veya nekrotik pulpa artıklarını uzaklaştırmaktır (1). Bu amaçla kanal eğelerinin kök kanalından enfekte yumuşak ve sert dokuları etkili bir şekilde uzaklaştırması, yıkama solüsyonları ve kanal içi ilaçlar için yeterli bir boşluk oluşturmaları ve kanalın doldurulabilmesi için kuronale doğru yeterli açılanma gösteren bir kanal formu sağlaması beklenmektedir (2, 3).

Nikel titanyum (NiTi) döner aletlerin üretilmesi kemomekanik kök kanal şekillendirmesi sırasında hız, kalite ve hassasiyeti arttırıp riski azaltarak endodontik pratiğe fayda sağlamıştır (4, 5). Literatürde NiTi döner eğelerin daha önce kullanılan manuel paslanmaz çelik eğelere kıyasla çok sayıda avantajı rapor edilmiştir (6-8). Ancak belirgin avantajlarına rağmen, NiTi döner aletler kullanım sırasında yüksek kırılma riski taşımaktadır, bu da tedavi edilen dişin prognozunu olumsuz etkilemektedir (9). Önceden belirgin bir deformasyon veya başka bir gözle görülür belirti göstermeyen aletin ani ve beklenmedik bir şekilde kırılması bir problem olarak karşımıza çıkmaktadır (8). Eğe kırılmasına neden olan değişkenler; uygulandığı kanalın kurvatür açısı ve yarıçapı, rotasyonel hız (10, 11), eğenin boyutu, enine-kesitsel alanı ve tasarımı (11-13), operatör deneyimi (13, 14), eğeye uygulanan tork (14), eğeye yapılan metal yüzey uygulamaları (4) ve NiTi alaşımların metalürjik özellikleridir (15).

Birçok değişken eğe kırılmasına yol açabilir; ancak 2 temel sebep döngüsel yorgunluk ve torsiyonel yorgunluktur. Döngüsel yorgunluk, eğe kurvatürlü bir kanalda serbest bir şekilde rotasyona devam ederken maksimum bükülme noktası üzerindeki tekrarlayan sıkışma ve gerilme döngüsü sonucunda ortaya çıkar. Torsiyonel yorgunluk, eğenin gövdesi rotasyona devam ederken ucu kanal içerisinde sıkıştığında oluşur (16). Torsiyonel yorgunluk plastik deformasyonun belirtileri ile öngörülebilirken, döngüsel yorgunluk kaynaklı kırıklar çok az plastik deformasyon göstererek veya hiç plastik deformasyon göstermeden ortaya çıkarlar (17, 18).

NiTi eğelerdeki teknolojik gelişmelerle eğelerin döngüsel yorgunluk direncini arttıran yeni üretim teknikleri, farklı kinematikler ve gelişmiş alaşımlar gündeme gelmiştir (19). Üretim tekniklerindeki gelişmelere M-Wire ve R-fazı örnek verilebilir.

M-wire ve R-fazı teknolojisi ile üretilen NiTi eğelerin geleneksel eğelere kıyasla daha yüksek döngüsel yorgunluk direncine sahip oldukları gösterilmiştir (20, 21). Farklı kinematiğe örnek olarak gösterilebilecek resiprokasyon hareketi, eğenin bir yönde rotasyona başlaması ve tam bir rotasyon döngüsünü tamamlamadan geri dönmesi şeklinde gerçekleşir (22) ve bu hareketin döngüsel yorgunluk direncini arttırarak eğelerin ömrünü uzattığı öne sürülmektedir (23, 24).

Yorgunluk direncinin yanı sıra endodontik eğelerin başarısında önemli olan bir diğer özellik kesme etkinliğidir. Kök kanal preparasyonunun temel hedefi kök kanalını orijinal pozisyonunu koruyarak etkili bir şekilde temizlemek ve şekillendirmektir. Bu nedenle kullanılan eğe sisteminin dentini etkili bir şekilde kesebilme yeteneğine sahip olması gerekir (25).

Üreticiler, klinik kullanım sırasında etkili bir temizleme-şekillendirmeye olanak sağlarken aynı zamanda daha yüksek kırılma direnci sergileyen NiTi döner eğeler elde etmek amacıyla yeni eğe sistemleri üretmeye devam etmektedirler.

Bu çalışmanın amacı üretim teknikleri ve kinematikleri açısından farklı özelliklere sahip olan dört güncel endodontik döner alet sistemini (Twisted File, Twisted File Adaptive, WaveOne ve Reciproc) döngüsel yorgunluk ve kesme etkinliği yönünden karşılaştırarak, kök kanal şekillendirmesi için etkin ve güvenilir bir sistem tespitinde klinik pratiğe katkı sağlamaktır.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Kök Kanal Şekillendirmede Kullanılan Aletler

Endodontik tedavide kullanıldığı bildirilen en eski aletler 18. yüzyılın sonlarında kullanılmış olan ilkel el aletleri, ekskavatörler, demir koterler ve esnek olmayan kök kanal eğeleridir (26). 1800'lerin ortasında Edward Maynard saat yayı, piyano teli gibi yuvarlak tellere çentik açarak kanallardaki pulpa dokusunu ve debrisı uzaklaştırabilen endodontik eğeleri üretmiştir (27). 1915 yılında Kerr firması K-file aletlerini geliştirmiştir (28).

İlk olarak 1929'da Trebitsch ve daha sonra 1958'de Ingle tarafından önerilen kök kanal şekillendirmesinde kullanılan eğelerin standardizasyonu fikri ancak 1974 yılında sağlanabilmiş ve International Standard Organization (ISO) tarafından belirlenen standartlar yayınlanmıştır (2).

4.1.1. Paslanmaz Çelik Kök Kanal Aletleri

1960'lara kadar kök kanal aleti üretiminde karbon çeliği kullanılmaktaydı. Ancak korozyona eğilimli olan bu eğelerin yapısında sterilizasyon sonrasında fiziksel bozulmalar oluştuğu ve tork, açısal dönme gibi mekanik özellikleri olumsuz etkilendiği (29) için ege üretiminde yeni alaşım arayışı ortaya çıkmış ve daha dayanıklı olan paslanmaz çelik aletler üretilmeye başlamıştır (30, 31). Bunların en önemlileri K-tipi ege, Reamer ve H-tipi egedir. ISO standartlarına göre her mm'de 0.02 mm çap artışı (%2 taper) gösterecek şekilde üretilen paslanmaz çelik eğelerin kesme etkinliği ve korozyon direnci yüksektir. Ancak elastisite modülleri yüksek olduğu için esneklikleri azdır (32). Paslanmaz çelik aletler eğri kök kanallarında kullanıldıklarında eğilmeye karşı direnç göstererek kanal anatomisinden sapmalara yol açarlar. Ayrıca sertlikleri, kanal duvarında yarattıkları stres ve uzun kesici kenarları nedeniyle bu eğelerin kullanımının güvenli olmadığı bildirilmiştir (33). Bu nedenle, üreticiler zaman içerisinde eğilme ve burulma altında daha yüksek esneklik sergileyen esnek paslanmaz çelik aletleri üretmeye başlamışlardır. Bunlar Flexoreamer, K-Flexofile, K-Flex ege, Flex-R egesi ve Flexicut egesidir (34). Daha sonra, basamak oluşumu ve transportasyon gibi şekillendirmeye bağlı oluşan hataları önlemek amacıyla apikal kısmının kesme etkinliği azaltılan aletler üretilmiştir. Bunlar Canal Master, Flexogates ve Heliapikal'dir (35, 36).

Eğri kanalların şekillendirilmesinde geleneksel paslanmaz çelik eğeler, titanyum-alüminyum alaşımlı eğeler, NiTi alaşımlı eğeler ve esnek paslanmaz çelikten yapılmış eğelerin karşılaştırıldığı bir çalışmada en iyi kanal şeklinin modifiye uçlu esnek paslanmaz çelik eğe ile elde edildiği rapor edilmiştir (37). Ancak aşırı eğri kanallarda kullanıldıklarında, esnek paslanmaz çelik eğelerin bile kanal şeklinde sapmalara yol açabileceği bildirilmiştir (38, 39).

Paslanmaz çelik eğelerin etkinliklerini arttırmak ve şekillendirme işleminin daha kolay ve kısa sürede yapılmasını sağlamak amacıyla endodontik döner eğe sistemleri geliştirilmiştir. 1889 yılında W.H. Rollins ilk endodontik mikro motoru geliştirmiş ve bu cihaza takılan özel tasarıma sahip eğelerin 100 rpm'de 360⁰ rotasyon hareketi ile kullanımını tanımlamıştır (40). Zamanla paslanmaz çelik eğelerle kullanılan birçok döner eğe sistemi geliştirilmiştir. Ancak, yapılan çalışmalarda kanalları yeterince temizleyememe, debrisi apikalden itme, eğri kanallarda basamak oluşturma gibi istenmeyen sonuçlar ortaya çıkması nedeniyle birçoğu rutin kullanım için önerilmemiştir (41, 42).

4.1.2. NiTi Kök Kanal Aletleri

Tüm geliştirme çabalarına rağmen yeterince esnek olmadıkları için, aşırı eğri kanallarda paslanmaz çelik aletlerle genişletme yapılırken alet kırıkları veya apikal transportasyon, basamak oluşumu, apikal zip ve strip perforasyon gibi şekillendirmeye bağlı hatalar oluşabilmektedir (43, 44). Bu sorunların üstesinden gelmek için nikel-titanyum alaşımların diş hekimliğinde kullanılmaya başlamasıyla birlikte paslanmaz çelik aletlere kıyasla daha esnek olan NiTi el aletleri ve döner aletler piyasaya sürülmüştür (45, 46).

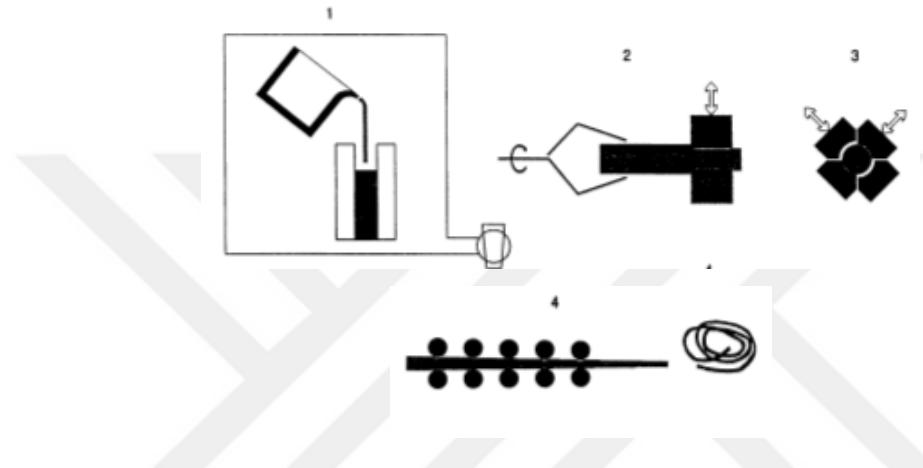
4.1.2.1. NiTi Alaşımların Endodontiye Girişi

NiTi alaşımı, ilk olarak 1962 yılında Amerika, Maryland'daki Birleşik Devletler Deniz Kuvvetleri laboratuvarında (Naval Ordinance Laboratory) bir metalurji uzmanı olan W.F. Buehler tarafından geliştirilmiştir (47). Bu alaşım manyetik olmayan, tuza dayanıklı ve su geçirmeyen bir alaşımdır. NİTİNOL ismi her bir hece için sırasıyla nikel, titanyum ve Naval Ordinance Laboratory'nin kısaltması kullanılarak oluşturulmuştur (48).

İlk olarak Civjan ve arkadaşları endodontik aletlerin üretimi için NiTi alaşımın kullanımını önermiştir (49). 1988 yılında Harmeet Walia'nın NiTi ortodontik ark telinden endodontik eğe üretmesi ile endodontik kök kanal şekillendirmesinde yeni ve parlak bir dönem başlamıştır (50).

4.1.2.1.1. NiTi Alaşımların Üretimi

NiTi alaşımların üretimi vakum altında eritme/döküm, preste dövme, radyal dövme ve çubuk veya tel sarma işlemlerini içeren çok aşamalı bir süreçtir (Şekil 1).



Şekil 1. NİTİNOL alaşımının üretim sürecinin şematik gösterimi. 1: Vakum altında eritme/dökme, 2: Prestede dövme, 3: Radyal dövme, 4: Çubuk veya tel sarma (7)

Geçmişte NiTi alaşımlar hem ark eritme hem de indüksiyonlu eritme yöntemleri ile başarılı bir şekilde üretilebilmekteydi (51). Ancak ark eritme yönteminde kimyasal homojeniteyi sağlamak için çoklu eritme gereksinimi olması dezavantajdır. Günümüzde tercih edilen yöntem grafit maden potaları içerisinde vakumla indüklenen eritmedir. Bu teknik alaşımın etkili bir şekilde karıştırılmasını ve çok az karbon kontaminasyonu oluşmasını mümkün kılar (52). Çifte vakum eritme işlemi ile alaşımın mekanik özellikleri korunabilmekte ve saf, kaliteli bir alaşım elde edilmektedir. Ham maddeler dikkatlice formüle edildikten sonra vakum indüksiyonlu eritme yapılır. Bu işlemden sonra vakum arkta yeniden eritme işlemi ile alaşımın kimyası, homojenitesi ve yapısı geliştirilir. Daha sonra, eritilen külçeler sırayla sıcak işleme ve soğuk işleme yöntemlerinden geçirilerek istenilen şekil ve boyutlara sokulur (53).

4.1.2.1.2. NiTi Alaşımların Metalürjik ve Fiziksel Özellikleri

NiTi alaşımlar normal metalurji kurallarına uymadıkları için egzotik metal olarak adlandırılırlar. Kök kanal eğelerinin yapımında kullanılan NiTi alaşımlar ağırlıkça yaklaşık %56 nikel ve %44 titanyumdan oluşmaktadır (6). Sonuçta oluşan NiTi alaşım ana bileşenlerin bire bir atomik oranda bulunduğu eş atomlu ve farklı kristalografik formlarda bulunabilen bir alaşımdır. Isı ve strese bağlı olarak atomik bağlanma şekilleri yani kristalografik dizilimleri değişebilmektedir (7).

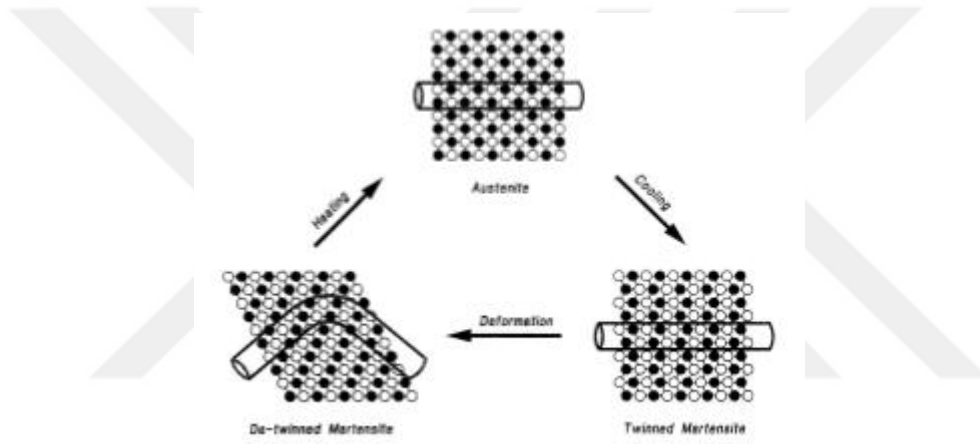
NiTi alaşımların klinik diş hekimliği için önemli olan iki temel termomekanik özelliği şekil hafızası ve süperelastisitedir (7). Şekil hafızasına sahip alaşımlar yapılarındaki elementlerin oranına bağlı olarak belirlenen bir sıcaklık (dönüşüm sıcaklığı) değerinin üzerinde ve altında iki farklı şekil ve kristal yapısı sergilerler. Bu alaşımlar dönüşüm sıcaklığının üzerindeki sıcaklıklarda östenit yapısı (ana faz) altındaki sıcaklıklarda ise martensit yapısı (yavru faz) gösterirler. Alaşımın bu iki faz arasındaki geçişi ısı ve strese bağlı olarak ortaya çıkar. Martensit yapıdayken mekanik deformasyona uğrayan NiTi alaşımın dönüşüm sıcaklığının üzerine ısıtılarak östenit yapısına geçtiğinde ilk şeklini geri kazanabilmesi ‘şekil hafızası’ olarak tanımlanır (54). Östenit yapıdayken strese maruz kalması sonucu martensit yapısına geçen alaşımın sıcaklık değişimi olmadan sadece stresin ortadan kaldırılmasıyla eski haline dönebilmesi ise ‘süper elastisite’ olarak bilinmektedir (7).

Östenit ve martensit yapısı sergileyen NiTi alaşımlar farklı özellikler gösterir. Alaşım martensit formdayken yumuşaktır ve kolayca deforme olabilir, östenit yapıda ise sert ve güçlüdür (55).

Martensit yapıdaki NiTi alaşım ısıtılarak östenit başlangıç sıcaklığına ulaştığında östenit dönüşüm başlar ve östenit bitiş sıcaklığına ulaştığında dönüşüm tamamlanır. Böylece, bu sıcaklığın üzerinde materyal şekil hafızası dönüşümünü tamamlamış olur ve süper elastik karakter sergiler (7, 51).

NiTi alaşımlar östenit fazda gövdesi merkezde bulunan kübik kafes şeklinde kararlı bir yapı gösterirler. Bu yapıdaki alaşımlar kritik dönüşüm sıcaklığının altına kadar soğutulduklarında elektron bağlantılarında değişim oluşur. Buna bağlı olarak da alaşımın elastisite modülünde, akma dayanımında ve elektrik direncinde önemli değişiklikler ortaya çıkar. Sıcaklığın kritik dönüşüm değerinin altına düşürülmesi ile

alaşımın kristal yapısı değişir ve martensit dönüşüm başlar. Martensit başlangıç ve bitiş sıcaklık değerleri bu dönüşümün miktarının belirlenmesinde etkilidir (7). Bu dönüşüm sonucunda alaşımın fiziksel özelliklerinde değişim oluşarak *şekil hafızası* özelliği kazandırılır (56). Martensit dönüşümde soğutma sonucu alaşım ilk olarak ‘ikizlenmiş martensit’ yapısına geçer. Alaşımın bu halinde gözle görülebilir bir şekil değişikliği yoktur. Dışardan kuvvet uygulayarak bu yapı deforme edildiğinde alaşım ‘tekrar-ikizlenmiş martensit’ yapısına geçer. Bu deformasyon alaşımın tekrar dönüşüm sıcaklığı değerinin üzerine ısıtılmasıyla geri çevrilebilir (Şekil 2). Böylece alaşım oluşan güçlü, yönelimli ve enerjik elektron bağları ile yer değiştiren atomları eski konumlarına geri çekerek kararlı orijinal yapısına yani östenit yapısına döner (7).



Şekil 2. NiTi alaşımların şekil hafızası özelliğinin şematik anlatımı (7)

NiTi alaşımların östenit fazdan martensit faza geçişi her zaman sıcaklık değişimi kaynaklı değildir. Kök kanal tedavisi sırasında olduğu gibi herhangi bir stres uygulanmasında da bu faz dönüşümü gerçekleşebilmektedir. Belli bir sınırın üzerinde kuvvete maruz kaldığında yapısında kalıcı deformasyon oluşan diğer metallerin aksine NiTi alaşımlarda *gerilime bağlı martensitik dönüşüm* başlar. Bu süreçte fazlar arası geçişe bağlı hacimsel bir değişiklik ortaya çıkar. Martensitik dönüşüm sürecinde gerilim artsa bile ilerleyen deformasyona bağlı stres artışı durur. Bu süreçte alaşım kayma deformasyonuna benzer bir hareket sergileyerek *süper elastisite* gösterir. Uygulanan stres kalıcı deformasyon oluşmadan azalır veya durursa geri yaylanma oluşur. Yani sıcaklık belirli bir aralıktayken sadece stresin azaltılmasıyla alaşım östenit yapısına geri döner (7).

4.1.2.2. NiTi El Eğeleri

Kök kanal şekillendirmesi sırasında paslanmaz çelik eğelerin yeterince esnek olmamasından kaynaklanan şekillendirmeye bağlı hataları elimine edebilmek için şekil hafızası ve süper elastisite özelliği taşıyan NiTi endodontik aletlerin üretimi önerilmiştir (49).

Walia ve arkadaşları 0.02 inç çaplı NİTİNOL telden 15 numaralı eğe boyutunda ve üçgen enine kesitli K-tipi NiTi eğeler üretmiş ve bu eğelerin eğilme-bükülme özelliklerini aynı yöntemle üretilen 15 numara paslanmaz çelik eğelerle karşılaştırmıştır. Sonuçta NiTi eğelerin paslanmaz çelik eğelerden 2-3 kat daha esnek olduklarını ve torsiyonel kırılmaya daha yüksek direnç sergilediklerini bulmuşlardır (6). Bu eğelerin bu derece esnek oluşu özellikle eğri kanallarda zip, basamak ve strip perforasyon oluşturma riskini azaltmaktadır (34). Aynı zamanda paslanmaz çelik eğeler gibi kolay deforme olmazlar (39). NiTi el eğelerini orijinal kanal morfolojisinin korunması açısından esnek paslanmaz çelik eğelerle karşılaştıran bir çalışmada ISO 30 numaradan daha büyük eğelerde NiTi eğelerin daha iyi olduğu gösterilmiştir (57).

NiTi el eğelerinin bu avantajlarının yanı sıra bazı dezavantajları da rapor edilmiştir. Özellikle küçük boyuttaki NiTi eğeler kullanıldığında, çok esnek oldukları ve bu eğelere ön eğim verilemediği için, kanal içerisindeki engellerin aşılması paslanmaz çelik eğelere göre daha zordur (58). Ayrıca, NiTi el eğelerinin daha düşük yüzey sertliği gösterdikleri için paslanmaz çelik eğelerden daha düşük kesme etkinliği sergiledikleri de gösterilmiştir (6, 59-61).

4.1.2.3. NiTi Döner Eğeler

Paslanmaz çelik eğelerle birlikte kullanılan döner eğe sistemlerinin kök kanal şekillendirmesindeki düşük başarısının endodontik mikro motorların hareketinden ziyade eğelerin esnekliğinin düşük olmasından kaynaklandığı sonucuna varılmıştır (62, 63). Daha sonra NiTi alaşımların şekil hafızası ve süperelastisite gibi özellikleri göz önünde bulundurularak bu eğe sistemlerinin olumsuzluklarının üstesinden gelmek için NiTi döner eğe sistemleri geliştirilmeye başlanmıştır (64). Böylece, özellikle eğri kanallarda, NiTi döner eğe sistemleri ile daha kısa sürede daha kaliteli ve daha az iyatrojenik hata görülen bir şekillendirme elde edilmeye başlanmıştır (65-67).

NiTi döner aletlerin endodontik tedavi pratiğine girişiyle birlikte şekillendirmeye bağlı iyatrojenik hataların azalması, apikalden taşan debris miktarının azalması ve şekillendirme işleminin daha kısa sürede tamamlanması gibi avantajlar elde edilmiştir (68).

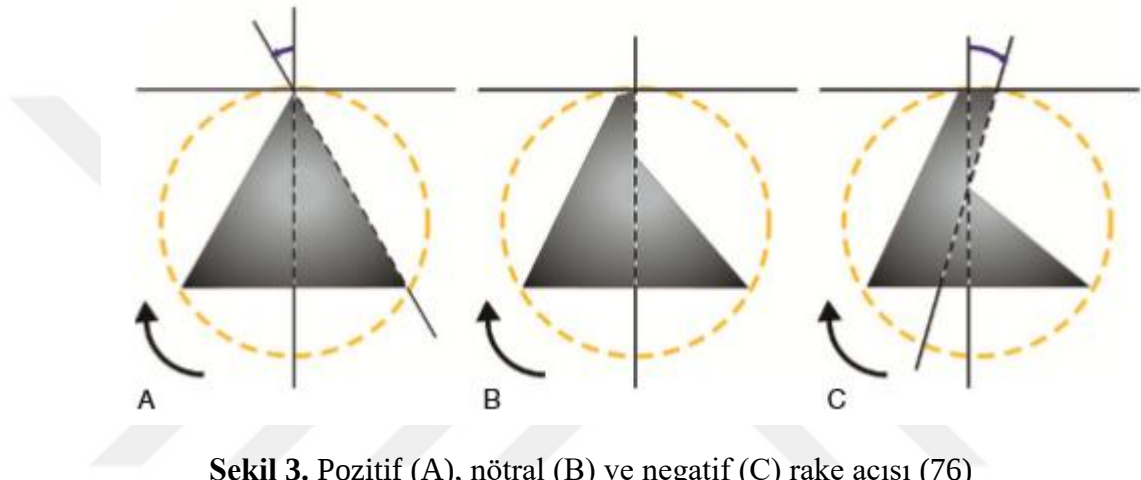
NiTi eğelerin süper elastik deformasyonu eksternal bir kuvvete maruz kalmaya bağlı olarak oluşan stresle-gelişen martensitik transformasyon sonucu kristal yapıda oluşan değişikliktir. Eksternal kuvvet ortadan kalktığında ters yönde transformasyon gerçekleşir ve böylece eğe orijinal şekline geri döner (69).

NiTi alaşımdan üretilen eğelerde alaşımın süper elastik özelliği nedeniyle alet çapındaki artışla meydana gelen sertlik artışı nispeten daha az olduğu için standart %2 taper sergileyen geleneksel eğelerin aksine değişken veya artan tapera sahip eğeler üretilmektedir (70). Böylece birbirini takip eden her bir eğe kanal duvarında minimal bir yüzeye temas eder ve eğe ile kanal duvarı arasındaki sürtünme direnci azaldığı için sistem daha düşük torka ihtiyaç duyar (71). Ayrıca taperı büyük olan bu aletler ile kuronale doğru daha açılı bir kanal şekli elde edilerek devamında daha etkili bir yıkama yapılmasına ve dolum aşamasında kanal dolgu maddesinin daha iyi kondanse edilebilmesine olanak sağlanmış olur (72).

NiTi döner eğeler taperın yanı sıra uç yapıları, kesme (rake) açıları, sarmal (helical) açıları, sarmal yapıları (pitch) ve radyal alanları açısından da farklılık gösterebilir (68, 71, 73). Bu eğe sistemlerinde kesici ve kesici olmayan şeklinde iki farklı uç tipi bulunabilmektedir (68, 71). Kesici uçlar dar ve kalsifiye kanallara girilmesinde daha etkili olmalarına rağmen agresif yapıları nedeniyle eğenin kök dışına çıkmasına ve kök ucunda uzun süre tutulduklarında transportasyon oluşmasına neden olabilirler. Kesici bir uçla kök dışına çıkıldığında apikalde doldurulması zor elips bir şekil oluşurken, kesici olmayan bir uçla çıkıldığında non-standardize bir güta perka yardımıyla doldurulabilen düzgün bir yuvarlak oluşur (74). Ayrıca, yapılan bir çalışmada dar kanallarda uç açısı büyük olan ve üçgen kesitli eğelerin, geniş kanallarda ise uç açısı küçük olan ve kare veya üçgen kesitli eğelerin daha etkin oldukları tespit edilmiştir (75).

Her NiTi döner alet sistemi kendi içinde farklı rake açısına sahiptir. Eğenin uzun aksına dik bir kesit alındığında, kanal duvarı ile temas ettiği noktadan başlayan eğe çapı

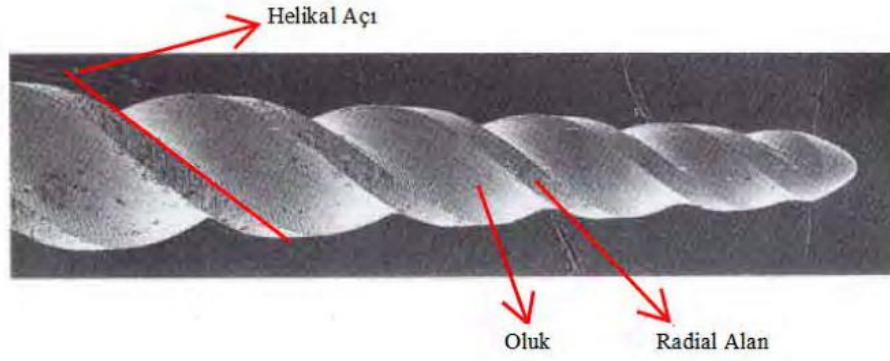
ile kesici kenar arasındaki açıya rake açısı denir. Eğenin kesici kenarı ile kanal duvarına temas ettiği noktadan çizilen teğet arasındaki açıya ise kesme açısı denir. Rake açısı ve kesme açısının toplamı 90 derecedir (76). Bir endodontik döner aletin rake açısı pozitif, negatif ve nötral olabilir (Şekil 3). Negatif rake açısına sahip eğeler daha az agresiftir ancak kesici kısımda yapılan değişiklikler ve taperının arttırılması sayesinde bu eğelerin kesiciliği arttırılabilir. Tam pozitif rake açısına sahip eğeler ise dentinde delinme ve kazınmalar oluşturarak kırılmalara yol açabileceği için ideal rake açısının nötre yakın bir pozitif açı olması uygun görülmüştür (68).



Şekil 3. Pozitif (A), nötral (B) ve negatif (C) rake açısı (76)

Eğenin uzun aksı ile kesici kenar arasındaki açıya sarmal (helical) açı denir ve bu da döner eğelerin performansında etkilidir (Şekil 4). Sabit sarmal açı temizleme esnasında debrisin eğenin kuronal kısmında birikmesine yol açarak vidalanma olasılığını arttırırken, değişken sarmal açı debrisin etkin bir şekilde uzaklaştırılmasını sağlayarak vidalanma riskini azaltır (68, 71). Sarmal açının yanı sıra eğenin sarmal yapısı, yani birim uzunluktaki spiral sayısı, sabit olduğunda da eğenin kanal içerisinde sıkışma riski artar (68, 71).

NiTi döner eğelerin performansında etkili olan bir diğer özellik radyal alandır. Radyal alanı bıçak desteği yani eğenin kesici bıçaklarını destekleyen materyal miktarı olarak da tanımlayabiliriz (Şekil 4). Yivler arasında, kesici kenar boyunca uzanan bir yüzey olan radyal alan kesici olmayan uç ile birlikte eğenin kanalın merkezinde kalmasını sağlar (77). Ayrıca eğenin kanal duvarına saplanması engellemek, kesici kısma destek sağlamak, kesme derinliğini sınırlamak ve alette mikro çatlak oluşumunu engellemek gibi etkileri de vardır (68, 78).



Şekil 4. Bir NiTi eğe üzerinde helikal açı ve radyal alan (79)

4.2. Döner NiTi Eğelerde Yorgunluk ve Kırılma

NiTi döner eğelerin manuel paslanmaz çelik eğelere kıyasla belirgin avantajları olmasına rağmen, bu aletler kullanım sırasında yüksek kırılma riski taşımaktadırlar (16, 80). Kırılan eğenin çıkarılamaması durumunda kök kanalı ideal bir şekilde temizlenip şekillendirilemeyeceği ve doldurulamayacağı için yapılacak kök kanal tedavisinin başarı oranı düşer (81). NiTi döner aletlerin kök kanalı içerisinde kırılmasına sebep olan 3 temel faktör: döngüsel yorgunluk, statik torsiyonel yorgunluk ve dinamik torsiyonel yorgunluktur (16, 45, 82).

Döngüsel yorgunluk, eğe eğimli bir kanalda serbest bir şekilde rotasyona devam ederken maksimum bükülme noktası üzerinde sürekli tekrarlayan sıkışma ve gerilme kuvvetlerine maruz kalması sonucu oluşur (18). Eğe statik bir pozisyonda kanal içerisinde dönerken bükülme noktasında gövdenin dış yüzeyinde gerilme kuvveti oluşurken iç yüzeyinde sıkışma kuvveti oluşur. Zamanla, bu kuvvetlere tekrar tekrar maruz kalan eğenin döngüsel yorgunluğu artar ve sonuçta eğe kırılabilir (3, 17).

Statik torsiyonel yorgunluk eğenin ucu kanal içerisinde sıkışmış haldeyken gövdesinin rotasyona devam etmesi nedeniyle ortaya çıkar. Dinamik torsiyonel yorgunluk ise eğe kanal içerisinde dönerken kesici kenarları ile dentin duvarı arasında oluşan sürtünme kuvvetleri nedeniyle oluşur (83). Torsiyonel başarısızlık plastik deformasyonun görünür belirtileri ile öngörülebilen, döngüsel yorgunluk kaynaklı kırıklar çok az veya hiç plastik deformasyon göstermeden ortaya çıkar (18).

4.2.1. Döner NiTi Eğelerde Yorulmaya Etki Eden Faktörler

NiTi döner eğelerde yorulmaya etki eden faktörleri 3 başlık altında inceleyebiliriz:

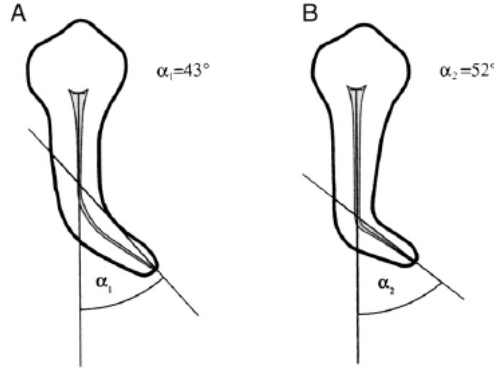
1. Kök kanal yapısı
2. Eğenin özellikleri
3. Temizleme-şekillendirme işlemleri (10, 84).

4.2.1.1. Kök Kanal Yapısının Yorulmaya Etkisi

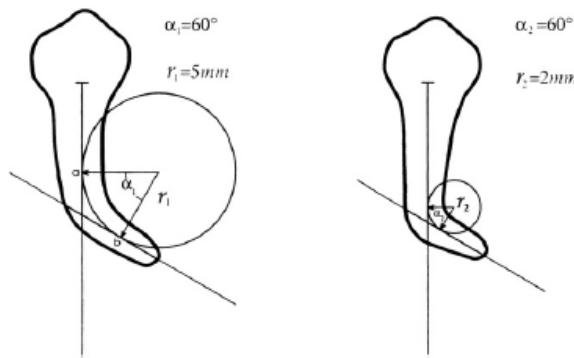
Eğeler kök kanalının özellikle apikal üçlündeki karmaşık anatomisi nedeniyle sıklıkla sıkışma ve bükülmelere maruz kalabilmektedirler (85). Kök kanalının genişliği şekillendirme sırasında eğenin dönebilmesi için gerekli olan tork değerini etkilemekte olup dar kanallarda eğe üzerine gelen yük artmaktadır (86) .

Kök kanalının eğrilik derecesi döner eğelerin kırılmasına etki eden önemli faktörlerden biridir. Çalışmalarda kanal eğrilik derecesi önceleri 1971’de Schneider tarafından geliştirilen bir yöntemle belirlenmekteydi (87). Bu yöntem kanalın eğrilik derecesini tanımlamak için tek bir parametre olan eğrilik açısını kullanmaktaydı. Bu açının hesaplanması için öncelikle kanalın uzun aksına paralel bir çizgi çizilir, daha sonra apikal foramenden başlayan ve kanalın dışın uzun aksından uzaklaşmaya başladığı noktada ilk çizgiyle kesişen ikinci bir çizgi çizilir. Bu iki çizgi arasında oluşan dar açı kanalın eğrilik derecesi olarak tanımlanır (Şekil 5) (87). Ancak daha sonra Pruett ve arkadaşları kanal eğimini eğrilik açısı ve eğrilik yarıçapı olmak üzere iki parametre kullanarak tanımlamışlardır (10). Bu değerleri tespit etmek için biri kanalın kuronaldeki düz kısmının uzun eksenini boyunca, diğeri ise apikaldeki düz kısmın aksı boyunca olmak üzere iki çizgi çizilir. Kanal eğriliğinin başladığı ve bittiği noktalar sırasıyla kuronaldeki ve apikaldeki çizgi üzerinde yer alır. Kanalın eğimli kısmını temsilen bu iki noktaya teğet bir çember çizilir. Bu iki nokta arasındaki yayın derecesine ‘eğrilik açısı’ denir. Bu değer aynı zamanda çemberin merkezinden eğimin başlangıç ve bitiş noktasına dik olacak şekilde çizilen çizgiler arasındaki açı ile de hesaplanır. Bu dik çizgiler çemberin yarıçapı olup ‘eğrilik yarıçapı’ değerini verir ve bu değer kanal deviasyonunun ne kadar keskin olduğunu ifade eder (Şekil 6). Eğrilik yarıçapı ne kadar küçükse kanal deviasyonu o kadar keskindir (10). Günümüzde kanal eğrilik derecesinin tanımlanmasında Pruett ve arkadaşları tarafından belirlenen yöntem

yaygın bir şekilde kabul görmektedir. Eğrilik açısı arttıkça ve yarıçapı azaldıkça kanal eğimi şiddetlenir ve böyle kanallarda şekillendirme yapılırken eğde daha fazla yorgunluk oluşur ve eğenin kırılma riski artar (11, 81, 88).



Şekil 5. Schneider yöntemine göre kök kanal eğrilik açısının hesaplanması (10)



Şekil 6. Pruett yöntemine göre kanal eğrilik derecesinin hesaplanması (10)

4.2.1.2 Eğe Özelliklerinin Yorulmaya Etkisi

4.2.1.2.1 Eğenin Tasarım Özelliklerinin Etkisi

Daha önce yapılan çalışmalara göre eğe çapı veya içeriğindeki metal kütlesi azaldıkça eğenin torsiyonel yorulmaya karşı direnci azalmaktadır (89-91). Ancak döngüsel yorulma için bu durumun tersi geçerlidir. Eğe çapı büyüdükçe döngüsel yorulma direnci azalmaktadır (12, 82, 92). Geniş çaplı aletler internal stres birikimi nedeniyle döngüsel yorgunluğa karşı küçük çaplılara göre daha dayanıksızdırlar (12, 82).

Endodontik eğelerin kesit şekilleri eğilme momentlerini etkilemektedir. Yapılan bir çalışmada kare kesitli paslanmaz çelik eğelerin eşkenar dörtgen şekilli olanlara

kıyasla daha yüksek eğilme momentine sahip oldukları tespit edilmiştir (93). Ayrıca, eğenin sertliği ile şekli arasındaki ilişkiyi inceleyen başka bir çalışmada kare kesitli eğelerin üçgen kesitli eğelerden daha yüksek eğilme momenti sergiledikleri bulunmuştur (94). Eğilme momenti düşük olan eğeler yüksek olan eğelere göre daha fazla esneklik sergilemektedir ve böylece eğri kanallarda bıçak yüzeylerindeki yük ve eğe üzerindeki stres azalarak kırılma olasılığı düşmektedir (95).

Eğenin tasarım özelliklerinin eğilme momenti ve kırılma direncine etkisini inceleyen bir çalışmada kare, üçgen, eşkenar dörtgen, 'S' şekilli ve yuvarlak olmak üzere 5 farklı enine-kesitsel şekil ve 16, 24 ve 32 olmak üzere 3 farklı flüt sayısı değerlendirilmiştir (96). Bu çalışmanın bulgularına göre, eşkenar dörtgen kesitli eğelerin en düşük, kare kesitli eğelerin ise en yüksek eğilme momentine sahip olduğu tespit edilmiştir. Yani eşkenar dörtgen kesitli eğeler eğilmeye karşı en az direnci gösterirken, kare kesitli eğeler en fazla direnci göstermişlerdir. Ayrıca, üçgen kesitli eğelerin en yüksek açısal defleksiyonu sergiledikleri bulunmuştur. Açısal defleksiyon bir nikel titanyum döner aletin torsiyonel kırılma öncesi dayanabildiği rotasyon miktarı, yani kırılmadan sergilediği deformasyon miktarını temsil etmektedir (97).

Kanal aletlerinin enine kesit şeklinde kareden üçgen veya eşkenar dörtgen şekline doğru yapılan modifikasyonlarla esnekliklerinin arttırılabileceğini destekleyen başka çalışmalar mevcuttur (98, 99). Bu esneklik artışı, kesit şekli kareden üçgene değiştiğinde %35 ve üçgenden eşkenar dörtgene değiştiğinde de %5 olmak üzere eğenin enine-kesitsel alanındaki azalmaya bağlanmaktadır.

Schafer ve ark. da NiTi döner eğelerde kesit alanının esnekliği etkilediğini tespit etmişlerdir (95). Bununla birlikte Di Fiore ve ark. farklı kesit alanına sahip 4 eğe grubunu inceledikleri çalışmalarında eğelerin kırılma sıklığı açısından anlamlı bir fark göstermediklerini bulmuşlardır (100).

Eğе kırılmalarının önüne geçebilmek için dikkat edilmesi gereken bir başka özellik eğenin uzun aksı ile kesici yüzeyi arasındaki açı olan sarmal açıdır. Bu açının eğe ucunda küçük ve gövde ile çalışan kısım arasındaki bağlantıda büyük olması durumunda eğenin kanalda sıkışma olasılığı düşmektedir (101). Sarmal açının yanı sıra bıçaklar arası mesafe de eğenin sıkışmasını etkilemektedir. Bu mesafe arttıkça eğenin dentine vidalanma riskinin ve bükülme streslerinin azaldığı bildirilmiştir (101).

Kesici yüzeylerin eğim açısı olan rake açısı negatif olduğunda eğe yoğun ve esnek bir yapı olan dentini kesmek yerine aşınmasına yol açar. Bu durum şekillendirme sırasında oluşturulan baskıyı arttırarak eğelerin döngüsel veya torsiyonel yorgunluk nedeniyle kırılma riskini arttırır (102).

Döner eğelerin yorulma dayanımını etkileyen bir başka faktör de eğenin taperıdır. Taperı büyük olan eğeler geniş çapları nedeniyle oldukça sert bir yapı sergilemektedirler (103). Bu sert yapısı eğenin torsiyona karşı direncini arttırırken, döngüsel yorulmaya dayanımını azaltmaktadır. Taperının büyüklüğünün yanı sıra taperdaki artışın düzenli veya değişken oluşu da eğenin yorulma dayanımında etkilidir. Düzenli bir taper artışı sergileyen eğelerde değişken taper artışı sergileyen eğelere kıyasla daha fazla torsiyonel başarısızlık görülmektedir (17). Shen ve ark. sabit taper sergileyen ProFile eğeler ile değişken taper sergileyen ProTaper eğelerin kırılma şeklini ve insidansını incelemişlerdir (104). Sonuçta, ProFile eğelerde ProTaper eğelere kıyasla daha fazla torsiyonel kırılma ve daha az döngüsel yorulma kaynaklı kırılma tespit edilmiştir.

4.2.1.2.2. Üretim Süreci ve Yüzey İşlemlerinin Etkisi

Konvansiyonel NiTi eğelerin süper elastiklik ve şekil hafızası özellikleri paslanmaz çelik eğelerdeki gibi bükülmelerini olanaksız kılar ve bu nedenle bu eğeler makineyle veya bilenerек üretilirler (7). Makineyle işleme sırasında alaşımda çok sayıda yüzey defekti oluşmakta ve bu defektler alaşımın faz dönüşümünü bozabilmektedir (105). Bu defektler derin veya sıg sıyrıklar şeklinde olup bunların işleme sırasında alaşımdaki oksijen, nitrojen, karbon ve hidrojenin çözünerek uzaklaşması sonucunda oluştukları düşünülmektedir (106). Bu defekt yüzeyleri klinik kullanım sırasında özellikle eğimli kanallarda eğe tekrarlayan gerilme-sıkışma kuvvetlerine maruz kaldığında çatlak başlamasını hızlandırır ve çatlak ilerleme süreci ile yorulma başarısızlığı ortaya çıkar (105).

Endodontik eğelerin yüzeyindeki deforme ve amorf tabakanın kaldırılarak daha düz bir yüzey elde etmek amacıyla eğelere elektropolisaj işlemi uygulanabilir. Bu işlem, anot görevi gören bir güç kaynağına bağlanan metal kısmın katot görevi gören ısıtılmış elektrolitik banyoya daldırılması ile gerçekleştirilir. Bu işlem ile dakikada 3,5 µm metal partikülü kaldırılarak sonuçta kontaminasyon ve rezidüel streslerden arındırılmış düz bir

yüzey elde edilir (107). Elektropolisaj işlemi NiTi eğelerin üretimi sırasında oluşan ve sonrasında stres birikimi ve mikro çatlaklara neden olabilen defektlerin tamamını olmasa da büyük kısmını ortadan kaldırarak yorulma dayanımı arttırabilmektedir (108). Elektropolisaj uygulamasına yönelik yapılan bazı çalışmalar yorgunluk dayanımını arttırdığını belirtirken (10, 109), bu işlemin yorulma dayanımına etki etmediğini bildiren çalışmalar da vardır (110, 111).

4.2.1.3 Temizleme-Şekillendirme İşlemlerinin Yorulmaya Etkisi

Öncelikle yeterli bir görüş alanı sağlayan düzgün bir giriş kavitesi hazırlanması eğelerin şekillendirme sırasında sıkışmalarını ve gereksiz stres ve gerilime maruz kalmalarını önleyerek kırık oluşma riskini azaltır (2, 112). Düzgün bir giriş kavitesinin ardından kök kanal ağzının Gates Glidden veya döner ege sisteminin kuronal genişletici egesi ile genişletilmesi ve doğrusal bir girişin sağlanması özellikle eğri kanallarda eğenin bükülme stresini azaltır ve böylece kırılmaya karşı direncini artırır (112, 113). Ayrıca NiTi döner eğeler kullanılmadan önce bir glide-path oluşturulması döner eğenin kanal içerisinde sıkışma riskini ve dolayısıyla kırılma riskini azaltır (113). Bu amaçla kullanılan ege kanal ağzından girerek kanal boyunca kesintiye uğramadan apikal sonlanıma kadar ulaştığında glide-path elde edilmiş olur (114).

Kök kanal şekillendirmesi sırasında kanal dezenfeksiyonu için kullanılan NaOCl'in NiTi eğeler üzerindeki etkisini inceleyen çalışmalarda birbiriyle çelişen sonuçlar elde edilmiştir. Bir kısım araştırmacı NaOCl'in NiTi eğelerde korozyona neden olmadığını belirtirken (115-117), diğerleri NaOCl içerisinde bekletilen eğelerin yüzeyinde korozyona bağlı çukurlaşma oluştuğunu rapor etmişlerdir (118, 119). Bu durum özellikle %5.25 ve üzerindeki konsantrasyonlarda görülmektedir (119). Ayrıca ısı arttırıldıkça aktivitesi, antimikrobiyal etkisi ve doku çözme özelliğinin yanı sıra korozyon oluşturma olasılığının da arttığı belirtilmiştir (120). Korozyon sonucunda eğelerde döngüsel yorulmaya ve torsiyonel kuvvetlere bağlı kırık oluşma riski artmaktadır (118). NaOCl solüsyonu bir yandan korozyon oluşturma riski taşıırken, diğer yandan debrisleri uzaklaştırmakta ve lubrikasyon etkisi ile sürtünmeye bağlı torsiyonel kuvvetleri azaltmaktadır (121).

NiTi eğelerin kırılma dayanımına şekillendirme tekniği de etki etmektedir. Crown-down tekniği ile önce kuronal dentin kaldırılarak eğelerin apikal üçlüye

ulaşması kolaylaştırılır (122). Bu teknik aynı zamanda şekillendirme sırasında düşük tork oluşumuna sebep olarak eğe kırılması riskini azaltır (123). Şekillendirme tekniğinin yanı sıra şekillendirme sırasında kullanılacak eğe sıralaması da önemlidir. Schrader ve Peters sadece .04 taperlı eğelerden oluşan bir set ile .04 ve .06 taperlı eğelerden oluşan diğer bir seti karşılaştırdıkları çalışmalarında ikinci grubun torsiyonel ve döngüsel başarısızlık açısından daha güvenli olduğunu tespit etmişlerdir (124).

Temizleme-şekillendirme işlemleri sırasında kan ve doku artıkları ile kontamine olan eğelerin tekrar kullanılmadan önce sterilizasyona girmesi gerekmektedir (125). Sterilizasyonun eğelerin döngüsel yorulma dayanımına etkisi üzerine farklı fikirler mevcuttur. Bazı çalışmalar sterilizasyonun eğelerde kırılma direncini arttırdığını ileri sürerken (8, 45), diğerleri kırılma dayanımı üzerinde etkisi olmadığını belirtmiştir (88, 126).

NiTi eğelerin kırılma dayanımına etki eden bir diğer faktör şekillendirme için kullanılan motorun torkudur. Elektrikli düşük torklu motor kullanımı şekillendirme sırasında eğeye daha az zarar verir ve döngüsel yorulma sonucu kırık oluşum riskini azaltır (84). Ancak, düşük tork aynı zamanda eğenin kesme etkinliğini de düşürdüğünden dolayı eğeyi apikale doğru ilerletmek için daha fazla kuvvet uygulanması gerekir ve bu da eğede deformasyon ve sıkışma sonucunda kırılmalara yol açabilir (127).

Endodontik eğelerin dönme hızı da kırılma dayanımına etki edebilmektedir. Yüksek dönme hızının kırılma sıklığını arttırdığı gözlenmiştir (128). Ancak, düşük dönme hızının kırılma dayanımını arttırdığını gösteren çalışmaların (129, 130) aksine Daugherty ve ark. eğelerin yüksek dönme hızında kullanıldıklarında daha yüksek kesme etkinliği ve daha az deformasyon gösterdiklerini belirtmişlerdir (131). Ayrıca, eğenin dönme hızının klinik başarısına anlamlı bir etkisi olmadığını belirten çalışmalar da mevcuttur (132, 133).

4.3. NiTi Döner Eğelerde Kesme Etkinliği

NiTi eğelerin dentini kesme etkinliği kök kanal şekillendirmesi sırasında kontamine dentinin uzaklaştırılabilmesi ve kanala uygun şeklin verilebilmesi açısından son derece önemlidir (134).

NiTi eğeler süper elastisiteyi nedeniyle şekillendirme sırasında kanal duvarına temas ettiklerinde bükülme ve defleksiyon eğiliminde oldukları için dentine daha az kuvvet uygularlar ve buna bağlı olarak kesme etkinliklerinin daha düşük olduğu düşünülebilir (66). Ancak, yapılan çalışmalar bu eğelerin dönerek kullanıldıklarında paslanmaz çelik eğelerle aynı derecede veya onlardan daha üstün kesme etkinliği sergilediklerini göstermiştir (135, 136).

4.3.1. Kesme Etkinliğine Etki Eden Faktörler

Döner aletler ile kanal şekillendirmesi konusunda büyük ilerlemeler kaydedilmiş olmasına rağmen aletlerin kesici bıçaklarının dentini kesme kapasitesi hala tartışmalıdır (3, 28). Eğenin dentini etkili bir şekilde uzaklaştırma kabiliyeti enine kesitsel alanı, tasarımı, flüt sayısı ve derinliği, dentin talaşlarını uzaklaştırma kapasitesi, heliks açısı, rake açısı, metalürjik özellikleri, sterilizasyon ve yüzey tedavileri gibi birçok etken ile karmaşık bir etkileşim içerisinde (137-144).

Schafer eğe tasarımı ile kesme etkinliği arasındaki ilişkiyi incelediği çalışmasında 24 yivli eşkenar dörtgen enine kesite sahip eğelerin en yüksek kesme etkinliğini sergilediklerini tespit etmiştir. Bunu üçgen enine kesitli eğeler takip etmiş ve kare enine kesite sahip eğeler ise en düşük kesme etkinliği göstermişlerdir (141). Ayrıca Heuer de üçgen gövdeli bir eğenin kare gövdeli eğeye kıyasla daha keskin kenarlara sahip olduğunu ve böylece daha fazla dentin uzaklaştıracağını bildirmiştir (145). Bunun yanı sıra S-şekilli enine kesite ve iki kesici kenara sahip eğelerin daha yüksek kesme etkinliği sergilediğini gösteren çalışmalar da mevcuttur (139, 146-149).

Kesilen dentin talaşlarının etkin bir şekilde uzaklaştırılamaması durumunda kesici bıçaklardaki tıkanma artacağı için eğelerin debris uzaklaştırma kapasiteleri de kesme etkinliğini belirlemede önemli bir faktördür (66, 141). Daha küçük enine kesite sahip eğeler kullanıldığında kanal duvarı ile eğe arasında daha fazla boşluk oluşmaktadır (134). Bu boşluk daha fazla debris toplanmasını ve debrisin daha kolay uzaklaştırılmasını sağlar (148).

Otoklav altında tekrarlayan sterilizasyonlar NiTi eğelerin yüzeyindeki titanyum oksit miktarını artırarak kimyasal bileşenlerinin dağılımını değiştirdiği ve böylece yüzeysel yapısı değişen eğelerin kesme etkinliğinin azaldığı bildirilmiştir (143). Ancak

sterilizasyonun kesme etkinliği üzerinde etkisi olmadığını gösteren çalışmalar da mevcuttur (150, 151).

Eğelerin kesme açısı kesme etkinliği için önemli bir faktördür. Optimum kesme etkinliği için NiTi döner eğelerin büyük bir çoğunluğu ya nötral ya da çok az pozitif kesme açısına sahiptirler. Pozitif aı değer arttıa eğe dentin içerisine gömülebilir (66).

NiTi döner eğelerin bir kısmı radyal alanlar içerirken bir kısmı radyal alan içermeyen aktif kesici bıçaklara sahiptir (28, 66) Kanal temizlenmesine yönelik yapılan birçok çalışma aktif kesici bıçaklara sahip eğelerin radyal alanlı eğelerden daha etkin olduğu sonucuna varmıştır (148, 152-154). Radyal alanlar kesilen dentini kanal duvarına sıvayarak debrisi dentin tübülleri içerisine iterken aktif kesici bıçaklar dentin talaşları ve pulpa artıklarını etkili bir şekilde uzaklaştırır (46, 155).

Kesme etkinliğini etkileyen bir diğer faktör de yivlerin derinliğidir. Derin yivler eğenin çalışması sırasında daha fazla debris uzaklaştırılmasını sağlar ve böylece kesici bıçakların tıkanma olasılığı azalarak etkinliği artmış olur (66).

4.4. NiTi Döner Eğelerin Performans ve Dayanıklılığını Arttırmak İçin Geliştirilen Yeni Yöntemler

Modern NiTi kök kanal aletlerinin tüm olumlu özelliklerine rağmen, klinik kullanım sırasındaki performanslarını arttırmak için daha elastik, döngüsel yorgunluğa daha dirençli ve kesme etkinliği daha yüksek olan yeni eğelerin geliştirilmesine ihtiyaç duyulmuştur. Buna yönelik olarak aletlerin kırılma olasılığını azaltarak kesme etkinliğini arttırmaya odaklanılmıştır (108). Bu amaçla araştırmacılar ve üreticiler aletlerin yüzey özelliklerinde, üretim tekniğinde veya çalışma prensiplerinde değişiklikler yaparak ideal döner alet sistemine ulaşmaya çalışmaktadırlar.

4.4.1. NiTi Aletlere Uygulanan Yüzey İşlemleri

NiTi eğelerdeki yorulma kaynaklı kırıkların çoğu alet yüzeyinde başladığı için yüzey özellikleri yorulma direncini etkileyen önemli bir faktör olarak göz önünde bulundurulmalıdır (156). NiTi aletlerin yüzey özelliklerini geliştirerek, alaşımın temel süperelastik mekanik özelliklerini etkilemeden, yüzeydeki defektleri en aza indirmek ve

yüzey sertliğini, esnekliğini, kesme etkinliğini ve döngüsel yorgunluk dayanımını arttırmak amacıyla birçok strateji geliştirilmiştir (157). Bunlar şu şekilde sıralanabilir:

1. İyon implantasyonu
2. Termal nitridasyon
3. Kriyojenik (dondurucu) uygulama
4. Elektropolisaj

4.4.1.1. İyon implantasyonu

NiTi alaşımların mekanik özelliklerini bozmadan Ni salınımını azaltmak için titanyum nitrit (TiN) veya polimerlerle yüzey kaplama teknikleri uygulanabilmektedir (158). Ancak, polimer kaplama birçok medikal materyal için uygun değildir ve TiN kaplamalar ise materyal ile kaplama arasındaki ara yüz nedeniyle dezavantaj sergilemektedirler. Bu dezavantajların üstesinden gelmek için materyal gövdesi ile yüzey arasında kesintisiz bir ara yüz oluşumuna olanak sağlayan iyon implantasyonu uygulanabilir (159). İyon implantasyonu sırasında materyal plazma içerisine batırılır ve yüksek negatif atımlı voltaj uygulanır. Sonuçta plazmadan ayrılan iyonlar hızlanarak materyal yüzeyine implante olur (160). İyon implantasyonu ile metallerin sertlik, sürtünme katsayısı ve aşınma/korozyon dayanımı gibi mekanik özellikleri geliştirilebilir (158, 159).

NiTi aletlere iyon implantasyonu uygulanması ilk olarak 1996 yılında Lee ve ark. tarafından gündeme getirilmiş ve döner aletlerin yüzey sertliğini ve aşınma dayanımını arttırarak daha yüksek kesme etkinliği sergilemelerini sağlamıştır (161). Gavini ve ark. nitrojen iyon implante edilen NiTi aletlerin implantasyon uygulanmayanlara kıyasla anlamlı derecede daha yüksek yorulma dayanımı sergilediklerini tespit etmişlerdir (4). Wölle ve ark. ise nitrojen ve argon implantasyonunun morfolojik değişiklikler ve yorulma dayanımı üzerindeki etkisini incelemiş ve argon implantasyonu eğe performansında orta derecede bir artışa neden olurken nitrojen implantasyonunun herhangi bir modifikasyon yapılmayan kontrol grubuna nazaran daha düşük performans sergilediği sonucuna varmışlardır (162).

4.4.1.2. Termal Nitridasyon

Termal nitridasyon işlemi östenit bitiş sıcaklığı 15°C olan NiTi örneklerinin kapalı kaplarda 900°C de 1.5 saat ve sonrasında 1000°C de 1 saat süreyle tavlanması şeklinde uygulanır. Bu uygulamada nitrojen (N) atomları örnek içerisine difüze olurken atmosferik oksijen girişi Cr içerikli çelik bir folyo aracılığı ile engellenir. Sonuçta, dışta ince bir TiN tabakası ve bunun altında daha kalın Ti_2Ni tabakası bulunan modifiye bir yüzey oluşur (163, 164).

TiN tabakasının titanyum alaşımların korozyona karşı direncini arttırdığını gösteren çalışmalar mevcuttur (165, 166). Buna ilaveten, Li ve ark. NiTi aletlere termal nitridasyon uygulaması ile kesme etkinliğinin ve sodyum hipoklorite karşı korozyon direncinin artırılabilirliğini göstermişlerdir (167).

4.4.1.3. Kriyojenik Uygulama

Metallerin yüzey sertliği ve termal stabilitesini arttırmak amacıyla üretimleri sırasında soğuk uygulanması önerilmektedir (168). Yeni bir soğutma yöntemi olan kriyojenik uygulama metalin sıvı azot içeren aşırı soğutulmuş bir banyo ($-196^{\circ}\text{C}/-320^{\circ}\text{F}$) içerisine daldırıldıktan sonra oda sıcaklığında yavaş yavaş ısınmaya bırakılması şeklinde uygulanır (168-171). Bu uygulama sırasında metal özelliklerinin değiştirilmesini sağlayan mekanizmalar östenit fazdan martensit faza daha fazla geçiş olması (170) veya kristal yapı içerisinde ince karbit partiküllerinin çökmesidir (171). Diğer yüzey uygulamalarının aksine kriyojenik uygulama ile sadece metal yüzeyi değil enine-kesitin bütünü etkilenir (169).

NiTi kök kanal aletleri ile yapılan bir çalışmada kriyojenik uygulama ile aletin mikro sertliğinin anlamlı düzeyde artırılabilirliği sonucu elde edilmiştir (172). Bir diğer çalışmada derin kuru kriyojenik uygulamanın NiTi aletlerin kesme etkinliğini anlamlı şekilde arttırdığı ancak aşınma dayanımı üzerine önemli bir etkisi olmadığı tespit edilmiştir (137). George ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada ise derin kriyojenik uygulama sonucunda NiTi döner eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı anlamlı derecede daha dirençli hale geldikleri gösterilmiştir (173).

4.4.1.4 Elektropolisaj

Elektropolisaj NiTi aletlerin üretiminde final bitirme olarak uygulanan standart bir yüzey tedavisidir. Bu işlem sonucunda alet yüzeyinden metal iyonlarının çözülmesi ile yüzeyin kimyasal ve morfolojik yapısı değişir. Ti iyonları okside olarak TiO_2 oluşturur ve alttaki metalin korozyon dayanımını artırır. Bu oksidasyon süreci aracılığıyla defektif yüzey tabakası uzaklaştırılır (109, 174, 175).

Elektropolisaj işleminin NiTi döner eğelerin performans ve dayanıklılığına etkisini inceleyen birçok çalışma mevcuttur. Herold ve ark. yaptıkları çalışma sonucunda elektropolisaj işleminin döner eğelerdeki mikro çatlak oluşumunu önleyemediğini belirtmişlerdir (176). Bununla birlikte, Anderson ve ark.'na göre elektropolisaj stres birikimi ve çatlak başlangıcına yol açan yüzey düzensizliklerini azaltarak NiTi döner eğelerin yorulma dayanımını arttırabilmektedir (109). Elektropolisaj işleminin torsiyonel dayanım, yorulma dayanımı ve kesme etkinliği üzerine etkisini inceleyen bir diğer çalışmada ise elektropolisajın döngüsel yorgunluk direncini anlamlı derecede azalttığı, torsiyonel direnç ve kesme etkinliğini ise etkilemediği bulunmuştur (177).

4.4.2. NiTi Aletlerin Üretiminde Kullanılan Termomekanik Uygulamalar

2000'li yılların başlarında NiTi endodontik enstrümanların dönüşüm davranışını değiştirmeye yönelik yapılan çalışmalar termomekanik uygulamaların alet esnekliğini arttırmada etkili olduğu sonucunu ortaya koymuştur (105, 178-180). Termomekanik uygulama sertleştirme ve ısı tedavisini tek bir süreç olarak birleştiren karmaşık bir işlemdir. Son dönemde, klinik koşullar altında stabil bir martensit faz sergileyen süper elastik NiTi teller üretmek amacıyla bir dizi termomekanik işlem geliştirilmekte ve bu alandaki gelişmeler yeni-nesil endodontik aletlerin üretilmesine ışık tutmaktadır (181).

4.4.2.1. M-Wire

Ham NiTi tellere bir dizi ısı uygulaması ile elde edilen M-wire teller (Dentsply Tulsa Dental Specialties) ilk olarak 2007'de tanıtılmıştır (181). ProFile GT Series X, ProFile Vortex, Vortex Blue, WaveOne ve Reciproc M Wire tellerden üretilen döner eğe sistemleridir.

M-wire endodontik enstrümanlarda östenit transformasyon sıcaklığı (50°C) konvansiyonel NiTi eğelere ($16-31^{\circ}\text{C}$) kıyasla daha yüksektir. Buna göre konvansiyonel NiTi eğeler vücut sıcaklığında östenit fazdayken M-wire eğeler martensit fazda bulunur (182, 183). Farklı mikro yapılar sergileyen NiTi alaşımların yorulma davranışının incelendiği bir çalışmada, martensit fazdaki NiTi eğelerin yorulma kaynaklı çatlak oluşumuna östenit fazdaki eğelere nazaran daha dirençli oldukları ileri sürülmüştür (184). Bununla birlikte, aynı yoğunluktaki stres altında östenit yapı sergileyen eğelerdeki çatlak ilerleyişi martensit yapı sergileyenlere kıyasla çok daha hızlıdır. Ayrıca, ikizlenmiş faz yapısının enerji absorpsiyon yeteneğine bağlı olarak martensitik dönüşüm mükemmel bir yumuşatma özelliği taşır (181).

M-wire NiTi eğeler konvansiyonel NiTi eğelere kıyasla anlamlı derecede daha yüksek döngüsel yorgunluk dayanımı göstermektedir (20, 185-188). Alapati ve ark. tarafından yapılan çalışmaya göre M-wire alaşımlar deforme ve mikro-ikizlenmiş martensit, R-fazı ve östenit olmak üzere 3 kristal yapı sergilemektedir (189). Ye ve Gao M-wire NiTi eğelerin kontrol altına alınmış gerilim altındaki döngüsel yorulma sürecinde sergiledikleri mikro yapısal değişiklikleri incelemişlerdir. Sonuçta, eşsiz bir nano-kristalin martensit mikro yapı sergilediklerini tespit etmişlerdir. Buna bağlı olarak konvansiyonel süper elastik NiTi eğelere kıyasla daha dayanıklı ve aşınmaya karşı daha dirençli olmalarının beklendiğini bildirmişlerdir (183). Johnson ve ark. M-wire eğelerin aynı boyuttaki süper elastik eğelerden yaklaşık %400 daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci sergilediklerini belirtmişlerdir (185). Ayrıca, M-wire eğelerin konvansiyonel NiTi eğeler ile benzer torsiyonel özellikler sergiledikleri bildirilmiştir (185, 190).

4.4.2.2. Kontrollü Hafızalı (CM) Wire

CM Wire (DS Dental, Johnson City, TN) 2010 yılında tanıtılan yeni bir NiTi alaşımdır. Bu alaşımdan üretilen NiTi eğeler materyal hafızasını kontrol altında tutan özel bir termomekanik işlemle üretilirler ve yüksek düzeyde elastisite sergileyen bu eğeler konvansiyonel süper elastik NiTi eğelerin aksine şekil hafızası göstermezler (181). HyFlex ve Typhoon CM Wire telden yapılan eğelerdir.

CM Wire eğeler de M-wire eğelerle benzer olarak vücut sıcaklığında martensit fazda bulunurlar (55). Bu eğeler benzer tasarıma sahip konvansiyonel NiTi eğelerle kıyaslandığında döngüsel yorgunluğa karşı yaklaşık %300-%800 daha fazla direnç

sergilemektedirler (191). Buna ilaveten bu eğerlerin stresle indüklenen martensit dönüşümü için gerekli olan kritik stres (128-251 MPa) konvansiyonel NiTi eğerlerine (490-582 MPa) kıyasla çok daha düşüktür (192). Ayrıca maksimum gerilim kuvveti (yaklaşık 1094 MPa) de konvansiyonel eğerlerden (yaklaşık 1415 MPa) daha düşüktür. Kırılmadan önceki maksimum gerilim değeri (%58.4-%84.7) ise konvansiyonel NiTi eğerlere göre (%16.7-%27.5) çok daha yüksektir. Tüm bu özellikler CM Wire eğerlerin konvansiyonel eğerlerden çok daha esnek olduklarını işaret etmektedir (181).

Çeşitli irigasyon solüsyonları altında CM Wire eğerler ile konvansiyonel NiTi eğerleri karşılaştıran bir çalışma CM Wire eğerlerin 4-9 kat daha uzun yorulma ömrü sergilediklerini göstermiştir (193). Peters ve ark. bir CM Wire ege sistemi olan HyFlex ile konvansiyonel NiTi eğerleri karşılaştırdıkları çalışmalarında iki grup arasında benzer torsiyonel dayanım tespit etmişlerdir (194).

Son dönemde CM Wire alaşımdan üretilen bir diğer NiTi ege olan Hyflex EDM Hyflex CM'den farklı olarak elektro erozyon ile işleme (EEİ) tekniğiyle üretilmektedir. EEİ kontrollü elektrik boşalmaları ile iletken materyallerin işlenmesi için kullanılan temassız bir termal erozyon işlemidir. İşlem sırasında yalıtkan bir sıvı içerisinde, bir elektrot ile işlenecek parça arasında yüksek frekanslı elektriksel boşalmalar oluşturulur. Elektriksel kıvılcımlar materyalin üzerinde belli alanlarda erime ve buharlaşmaya yol açar ve böylece bu alanlarda materyal uzaklaştırılarak krater benzeri bir yüzey elde edilmiş olur (195). Hyflex EDM ile Hyflex CM eğerlerin döngüsel yorulmalarının karşılaştırıldığı bir çalışmada EDM eğerlerde yorulma dayanımının %700'e kadar artış gösterdiği tespit edilmiştir (196). Ayrıca, EEİ pütürlü ve sert bir yüzey oluşturur ve böylece eğerlerin kesme etkinliğini arttırabilir (197).

4.4.2.3. R-fazı

R-fazı martensit ve östenit dönüşüm süreçlerinde çok dar bir sıcaklık aralığında ortaya çıkan ve eşkenar dörtgen şeklinde yapı sergileyen bir ara fazdır. 2008 yılında SybronEndo tarafından östenit fazdaki NiTi telin termal işleme sonucu R-fazına dönüştürülmesi ile uygulanan yeni bir üretim metodu geliştirilmiştir (181). Östenit fazda süper elastisiteleri nedeniyle bükülemedikleri için aşındırma tekniğiyle üretilen konvansiyonel NiTi eğerlerin aksine, R-fazına dönüştürülmüş alaşımlardan elde edilen eğerler bükülerek üretilmektedirler. Bükme sonucu elde edilen şeklin korunması için

ilave termal işlemler uygulandıktan sonra alet östenit faza geri döndürülür (198). Twisted File ve K3XF R-fazında üretilen eğe sistemleridir.

R-fazı iyi bir süper elastisite ve şekil hafızasına sahiptir. Buna ilaveten, Young modülü östenit fazdakine kıyasla daha düşük olduğu için R-fazındaki bir NiTi telden üretilmiş olan bir eğe daha esnektir (111).

R-fazı ısı uygulamasıyla üretilen bir eğe sistemi olan Twisted File eğeler üzerine yapılan çalışmalar döngüsel yorgunluk direncinin arttığını ancak torsiyonel direncin azaldığını göstermişlerdir (5, 199). Aynı geometrik özellikler taşıyan K3 (konvansiyonel NiTi) ve K3XF (R-fazı) eğelerin döngüsel ve torsiyonel yorgunluk açısından karşılaştırıldığı bir çalışmada ise R-fazı ısı uygulamasının torsiyonel direnci düşürmeden döngüsel yorgunluk dayanımını arttırdığı sonucu elde edilmiştir (200).

4.4.3. NiTi Döner Eğe Sistemlerinin Çalışma Kinematikindeki Değişiklikler

Etkin ve güvenilir bir kök kanal şekillendirmesi için NiTi döner eğelere uygulanan yüzey işlemleri ve termomekanik üretim prosedürlerine ilaveten endodontik motorların tork kontrolü ve kinematiklerine yönelik yenilikler de yapılmıştır. Devamlı rotasyon hareketi ile çalışan eğe sistemlerinin yanı sıra resiprokasyon, vertikal vibrasyon, asimetrik rotasyon ve adaptif hareket gibi yeni kinematiklerle çalışan eğe sistemleri geliştirilmiştir (201).

4.4.3.1. Resiprokasyon Hareketi

Resiprokasyon hareketi eğenin bir yönde rotasyona başlaması ve tam bir döngüyü tamamlamadan geri dönmesinden oluşan bir salınım hareketi olarak tanımlanabilir (22). NiTi döner eğe sistemlerinin resiprokasyon hareketi ile kullanımı ilk olarak 2008 yılında Yared tarafından ileri sürülmüştür. Balanced-force tekniğinin temel alındığı ve 144⁰ saat yönüne (kesme yönü) ve 72⁰ saat yönünün tersine hareket eden bu sistem ProTaper F2 eğenin kullanıldığı bir tek-alet sistemi şeklinde geliştirilmiştir (202). Zamanla Reciproc ve WaveOne eğe sistemleri geliştirilmiştir ve bu eğeler saat yönünün tersi yönünde kesen bıçaklara sahiptir (203).

Resiprokasyon hareketinde kesme yönündeki rotasyon açısı daha büyüktür ve bu hareket sırasında alet kanal içerisinde ilerler ve kesilen dentin uzaklaştırılır. Daha sonra alet kesme yönünün tersine doğru daha küçük bir açıyla rotasyon yapar ve bu hareket

aleti rahatlatarak güvenli bir şekilde kanaldan çıkarılmasına ve dolayısıyla kırık oluşum riskinin azalmasına olanak sağlar (204). Her bir sistem için farklılık gösteren bu açılar aletin torsiyonel özelliklerine göre belirlenir. Buna göre, torsiyonel kırılma riskini azaltmak için kesme yönündeki rotasyon açısı aletin elastik limitinden küçük olmalıdır (205).

Saber ve El Sadat tarafından yapılan bir çalışmaya göre aletlerin resiprokasyon aralığının azalması döngüsel yorulma direncini artırır, transportasyon riskini azaltır ve bunların yanı sıra preparasyon süresini uzatır (206). Resiprokasyon hareketinin kesme etkinliği üzerine etkisini incelemek amacıyla yapılan bir çalışmada ProTaper F2 Universal eğelerin resiprokasyon ve devamlı rotasyon hareketi ile kullanıldıklarında benzer miktarda dentin uzaklaştırdıkları rapor edilmiştir (207). Resiprokasyon ve devamlı rotasyon hareketlerini döngüsel yorulma açısından karşılaştıran çalışmaların sonuçlarına göre resiprokasyon hareketi yapan aletler daha yüksek döngüsel yorulma direnci sergilemektedirler (204, 208). Kanal şekillendirmesi sırasında dentin çatlağı oluşum insidansı üzerine yapılan çalışmalara göre resiprokasyon hareketi devamlı rotasyon hareketine göre daha az çatlağa yol açar (209-212). Bununla birlikte, Burklein ve ark. resiprokasyon yapan aletlerin devamlı rotasyon yapanlara kıyasla daha fazla dentin çatlağı oluşturduğunu tespit etmişlerdir (213).

4.4.3.2. Vertikal Vibrasyon Hareketi

Vertikal vibrasyon hareketi, şekillendirme sırasında kök kanalı içerisinde çalışırken bir yandan da sürekli irigasyon solüsyonu akışına olanak sağlayan SAF sisteminde kullanılan harekettir (214).

SAF sistemini devamlı rotasyon yapan sistemler ile karşılaştıran çalışmalar vibrasyon hareketi ile çalışan bu sistemin daha az dentin çatlağına neden olduğu sonucunu bulmuşlardır (209, 215, 216). Bununla birlikte, SAF sistemi ile rotasyon yapan sistemleri debris taşması açısından karşılaştıran bir çalışmada anlamlı fark bulunmamıştır (217).

4.4.3.3. Asimetrik Rotasyon Hareketi

Asimetrik rotasyon hareketi eğenin aktif kısmı boyunca hareket eden dalgalanmalar şeklinde olup eğenin merkezden sapmış bir enine kesite sahip olacak şekilde tasarlanması ile elde edilmektedir (201). Revo-S, ProTaper Next, yeni nesil

OneShape ve TRUShape 3D Conforming Files bu kinematikle çalışmak üzere tasarlanmış eğe sistemleridir.

Taşan debris miktarının incelendiği bir çalışmada Revo-S eğe sistemi ile rotasyon ve resiprokasyon sistemleri arasında anlamlı bir fark bulunmazken (217) ProTaper Next ile ProTaper Universal aletlerin karşılaştırıldığı çalışmalarda asimetrik rotasyon yapan ProTaper Next sisteminin daha az debris taşmasına yol açtığı gösterilmiştir (218-220). Bunun yanı sıra kesme etkinliği üzerine yapılan bir çalışmada asimetrik rotasyon hareketi yapan 0.06 tapera sahip aletlerin aynı uç çapındaki 0.08 tapera sahip ve simetrik rotasyon yapan aletlerle benzer miktarda dentin uzaklaştırdığı rapor edilmiştir (221). Ayrıca birçok çalışmada asimetrik rotasyon yapacak şekilde tasarlanan eğelerin döngüsel yorulmaya karşı merkezi rotasyon aksına sahip eğelerden daha dirençli oldukları bildirilmiştir (19, 222-224). Bu kinematikle çalışan eğe sistemleri alet ile dentin arasında asimetrik bir temas oluşmasına bağlı olarak torsiyonel yorulmaya daha fazla direnç gösterirler (225).

4.4.3.4. Adaptif Hareket

Adaptif hareket rotasyon ve resiprokasyon hareketlerinin avantajlarını birleştirmek amacıyla geliştirilmiştir ve bu kinematikle çalışan sistemler kanal içerisindeki strese otomatik olarak adapte olabilmektedir. TF Adaptive eğe sistemi için geliştirilen bu kinematik saat yönünde kesen diğer eğe sistemleri ile birlikte de uygulanabilir. Eğe kanal içerisinde dirençle karşılaşmadığında veya çok az strese maruz kaldığında kesikli rotasyon hareketi ile çalışır. Bu hareket sırasında saat yönü-saat yönünün tersine açılar: 600^0-0^0 dir. Yani saat yönünde 600^0 ilerledikten sonra durur ve sonra tekrar rotasyona devam eder. Kanal içerisinde ilerlerken artan eğe stresi ve metal yorgunluğuna bağlı olarak sistem resiprokasyon moduna geçer. Bu hareket modunda saat yönü ve saat yönünün tersi yöndeki açılar sabit değildir, anatomik zorluğa ve eğenin üzerine gelen kanal içi strese bağlı olarak 600^0-0^0 dan 370^0-50^0 ye kadar değişir (226).

TF eğeler Adaptif hareket ile kullanıldıklarında daimi rotasyona göre daha yüksek döngüsel yorulma dayanımı sergilemişlerdir (227). Ayrıca dentin çatlağı oluşumu üzerine yapılan bir çalışmada ProTaper Next ve TF Adaptive sistemlerinin WaveOne sistemine kıyasla daha az çatlak oluşturduğu tespit edilmiştir (228).

4.5. Çalışmamızda Kullanılan Güncel NiTi Eğe Sistemleri

4.5.1. Reciproc

Reciproc (VDW, Münih, Almanya) M-wire alaşımdan üretilmiş ve resiprokasyon hareketi ile çalışan bir tek eğe sistemidir. Farklı kanal çaplarına uygun olarak üretilmiş R25, R40 ve R50 olmak üzere üç farklı boyutu vardır. Bu eğelerin uç çapları ve apikal taperları sırasıyla 25/.08, 40/.06 ve 50/.05 şeklindedir. Apikal 3 mm'den sonra gittikçe azalan bir taper sergilemektedirler. ISO 30 nolu eğe ile çalışma boyunca rahatlıkla ilerlenebiliyorsa R50, ISO 20 nolu eğe ile ilerlenebiliyorsa R40, daha küçük çaplı kanallarda ise R25 kullanılması uygundur (229).

Saat yönünün tersine kesen Reciproc eğe sistemi kesme yönünde 150^0 ve aksi yönde 30^0 lik resiprokasyon açılarıyla ve 300 rpm hızla çalışır (230). Bu eğeler S-şekilli enine kesite, kesici olmayan bir uca ve keskin kesici kenarlara sahiptirler (229).

4.5.2. WaveOne

Resiprokasyon ile çalışan bir başka sistem olan WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) eğe sisteminin üretiminde de Reciproc ile benzer olarak M-Wire alaşım kullanılmıştır. Kanal boyutuna göre uyum sağlayabilecek Small, Primary ve Large olmak üzere üç farklı boyutu bulunmaktadır. Uç çapları ve taperları sırasıyla 21/.06, 25/.08 ve 40/.08 şeklindedir. Son iki alette (25 ve 40 no'lu aletler) taper kuronale doğru azalmaktadır. 10 nolu K-tipi eğe kanalda zor hareket ediyorsa WaveOne Small, rahat hareket ediyorsa WaveOne Primary ve daha geniş kanallar için ise WaveOne Large kullanılır (231).

Bu eğe sistemi saat yönünün tersine (kesme yönü) 170^0 ve saat yönüne 50^0 açıyla 350 rpm hızla resiprokasyon hareketi yapmaktadır (230). Eğeler apikalde radyal alanlarla birlikte modifiye konveks üçgen enine kesite, orta ve kuronal kısımda ise radyal alan bulundurmayan konveks üçgen enine kesite sahiptir (231).

4.5.3. Twisted File

TF (SybronEndo, Orange, CA, USA) eğe sisteminin üretiminde ısı uygulaması ile R-fazına geçirilen NiTi alaşımlar kullanılmaktadır. R-fazı metal telin bükülebilmesine olanak sağladığı için bu eğeler makine ile işlenmek yerine bükme işlemi ile şekillendirilir (232). Ayrıca yüzeylerine elektrokimyasal yüzey parlatma işlemi (DeOX)

uygulanmaktadır (186). Üretim sürecindeki avantajları nedeniyle daha esnek ve kırılmaya karşı daha dayanıklı oldukları ileri sürülmektedir (233).

Devamlı rotasyon hareketi ile çalışan TF sistemi farklı uç çapı ve tapera sahip birden fazla eğe olanağı sunmaktadır. Bunlar: .04, .06, .08, .10, .12 tapera ve 0.25 mm uç çapına sahip eğeler; .06 tapera ve 0.30 mm uç çapına sahip eğeler; .06 tapera ve 0.35 mm uç çapına sahip eğeler; .04 tapera ve 0.40 mm uç çapına sahip eğeler ve .04 tapera ve 0.50 mm uç çapına sahip eğelerdir. Ayrıca bu eğelerin enine kesiti üçgen şeklinde olup güvenli uç tasarımına sahiptirler (232).

4.5.4. Twisted File Adaptive

TF Adaptive eğe sistemi (SybronEndo, Orange, CA, USA) resiprokasyon hareketinin dezavantajlarını en aza indirerek maksimum avantaj sağlamayı hedefleyen adaptif hareketle çalışır. Şekillendirme sırasında oluşan strese göre sistem ya kesintili rotasyon hareketi yaparak daha iyi kesme etkinliğine olanak sağlar, ya da resiprokasyon moduna geçerek kanal içi başarısızlık riskini azaltır (226). Farklı klinik durumlara otomatik olarak adapte olabilen bu kinematik, R-fazı teknolojisiyle üretildiği için zaten avantajlı olan TF eğeleri daha da avantajlı kılar.

Bu eğe sisteminde SMALL (SM) ve MEDIUM/LARGE (ML) olmak üzere iki eğe grubu bulunmaktadır. SM grubu 20/.04, 25/.06 ve 35/.04 numaralı eğeleri içerir. ML grubu ise 25/.08, 35/.06 ve 50/.04 numaralı eğelerden oluşmaktadır. 15 numara K-File eğe çalışma boyuna ilerlerken zorlanıyorsa SM eğe grubu, rahat ilerliyorsa ML eğe grubu ile şekillendirme yapılır (226).

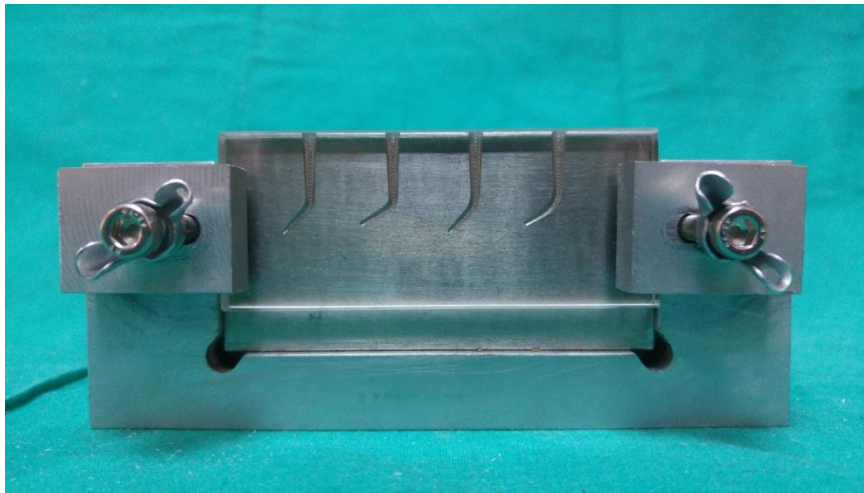
5. GEREÇ VE YÖNTEMLER

5.1. Döngüsel Yorgunluk Testi

Çalışmamızın birinci kısmında döngüsel yorulma dayanımını test etmek için her biri %8 tapera sahip ve 25 numara olan 40 adet Twisted File, 40 adet Twisted File Adaptive, 40 adet Reciproc ve 40 adet WaveOne eğe kullanıldı.

5.1.1. Yapay Kanalların Hazırlanması

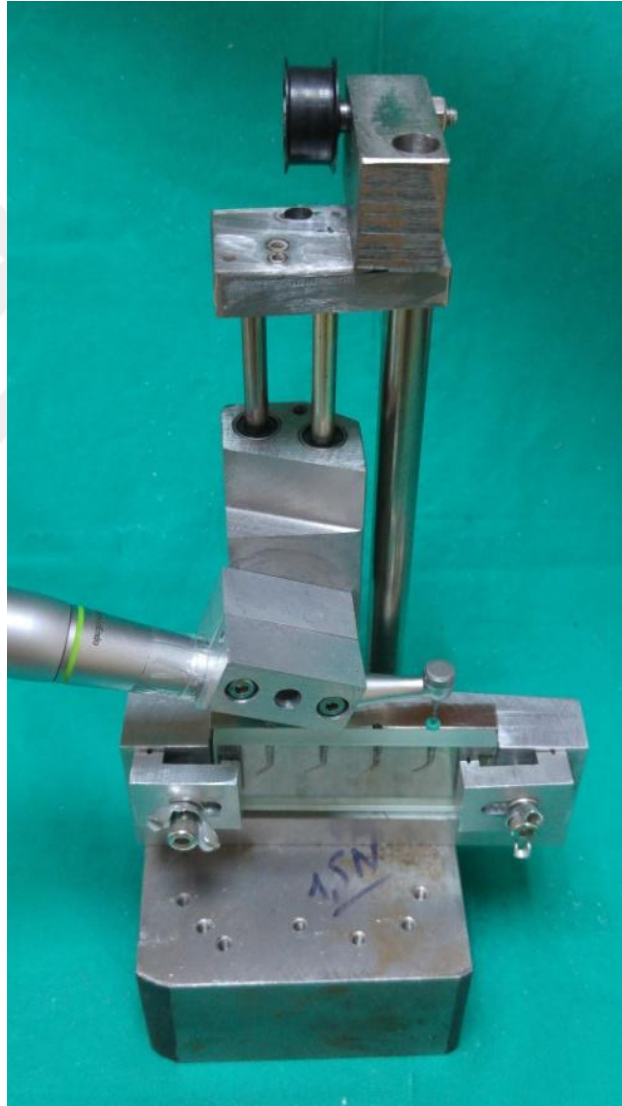
Çalışmamızda kullanılmak üzere eğimli kök kanal şeklini taklit eden yapay kanallar hazırlandı. Yapay kanalların eğrilik derecelerinin ayarlanmasında Pruett ve ark. tarafından belirlenen eğrilik açısı ve eğrilik yarıçapı kriterleri kullanıldı (10). KTÜ Makine Mühendisliği bölümü tarafından aşındırmaya dayanıklı paslanmaz çelik blok içerisine eğrilik açısı ve yarıçapı sırasıyla 60^0 -2 mm, 60^0 -5 mm, 45^0 -2 mm ve 45^0 -5 mm olmak üzere 4 farklı yapay kanal hazırlandı. Kanallar çalışma boyu 19 mm ve maksimum kurvatür noktası eğe ucundan 7 mm uzaklıkta olacak şekilde tasarlandı. Eğenin test sırasında belirlenen kanal eğimine uygun bir yörüngeyi takip edebilmesi için kanallar eğe boyutunu ve taperını taklit edecek şekilde işlendi. Ayrıca eğenin yapay kanal içerisinde serbest şekilde dönebilmesi için kanal çapı her noktada eğe çapından 0.1 mm fazla olacak şekilde ayarlandı. Test sırasında eğenin kırılma anının görülebilmesi ve her bir eğeden sonra kırılan parçanın kolaylıkla uzaklaştırılabilmesi için yapay kanalların ön yüzeyi takılıp çıkarılabilir cam bir levha ile örtüldü (Resim 1).



Resim 1. Döngüsel yorulma testinde kullanılan yapay kanallar. Soldan sağa doğru sırasıyla 45^0 -2 mm, 60^0 -2 mm, 45^0 -5 mm ve 60^0 -5 mm eğimli kanal.

5.1.2. Döngüsel Yorgunluk Test Cihazının Hazırlanması

Döngüsel yorgunluk test düzeneği bu çalışma için KTÜ Makine Mühendisliği bölümünde yapıldı. Düzenek temel olarak yapay kanalların yerleştirildiği metal bir tabla ve endodontik başlığın yerleştirildiği yuvayı taşıyan ikinci bir parçadan oluşmaktadır. İkinci parça ince silindir şeklinde iki metal çubuğa geçirilmiş olup çalışma boyunun ayarlanmasına olanak sağlayacak şekilde vertikal yönde kayma hareketi yapabilmektedir. Çalışma boyu ayarlandıktan sonra metal çubuğa monte bir vida sistemi ile başlığın konumu sabitlenebilmektedir (Resim 2).



Resim 2. Döngüsel yorulma test düzeneği

5.1.3. Döngüsel Yorgunluk Testinin Yapılışı

Test edilecek eğeler çalışma boyu ayarlanarak uygun endodontik başlığa takıldı. WaveOne ve Reciproc eğeler tork-kontrollü bir motorla (Silver; VDW GmbH, Münih, Almanya) çalışan 6:1 redüksiyonlu bir başlıkla (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) kendilerine özgü hareket modunda kullanıldı (Resim 3). TF ve TF Adaptive eğeler ise yine tork-kontrollü bir motorla (Elements Motor; SybronEndo, Kaliforniya, Amerika) çalışan 8:1 redüksiyonlu bir başlıkla (SybronEndo Elements Motor, Kaliforniya, Amerika) kendilerine özgü hareket modunda kullanıldı (Resim 4).

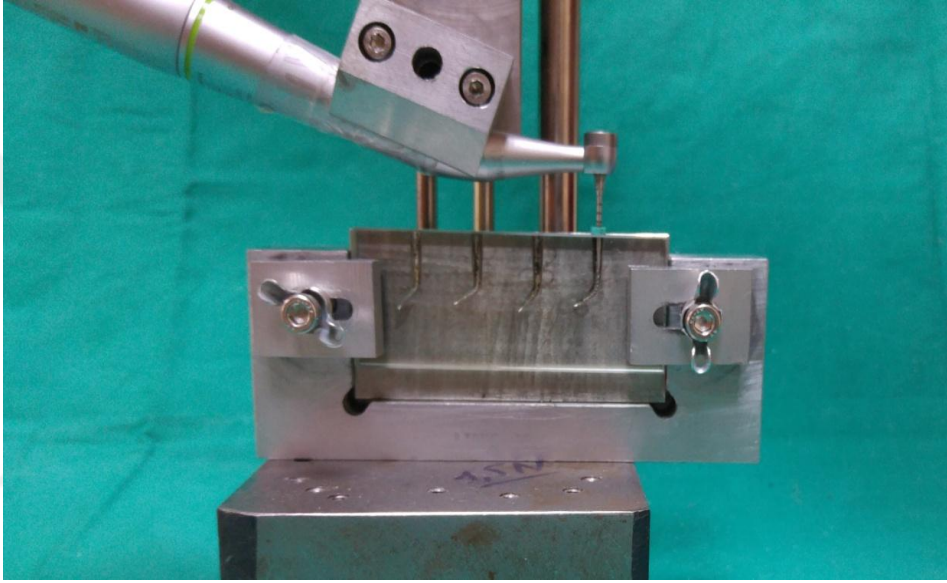


Resim 3. Reciproc ve WaveOne eğeler için kullanılan başlık ve motor



Resim 4. TF ve TF Adaptive eğeler için kullanılan başlık ve motor

Test sırasında sürtünmeyi ve buna bağlı ortaya çıkan ısıyı azaltmak için her bir eğe yerleştirilmeden önce yapay kanal gliserin ile dolduruldu. Daha sonra eğe kanal içerisine yerleştirilerek üretici firmanın belirlediği tork ve hız değerlerinde kırılma oluşana kadar çalıştırıldı (Resim 5). Kırılma zamanını tespit etmek için endodontik motor ile aynı anda çalıştırılan 1/100 saniye hassasiyetinde bir süreölçer kullanıldı. Cam kapak nedeniyle kırılma anı rahatlıkla tespit edilerek eğe kırıldığı anda süreölçer durduruldu ve kırılma zamanı kaydedildi. Tüm deneyler kamera kaydı altında gerçekleştirildi ve kırılma zamanı değerleri video kaydı ile doğrulandı.



Resim 5. Döngüsel yorulma test uygulaması

5.2. Kesme Etkinliği Testi

Çalışmamızın ikinci kısmında kesme etkinliğini test etmek için her biri %8 tapera sahip ve 25 numara olan 10 adet Twisted File, 10 adet Twisted File Adaptive, 10 adet Reciproc ve 10 adet WaveOne eğe kullanıldı. Test 30x30x1 mm boyutunda hazırlanmış Pleksiglas levhalar üzerinde gerçekleştirildi. Bir pleksiglas levha üzerinde her eğe grubundan 1'er adet olmak üzere toplam 4 eğe test edildi ve toplam 10 adet levha kullanıldı.

5.2.1. Kesme Etkinliği Deney Düzeneği

Döngüsel yorulma test düzeneğinde kesme etkinliği testinde kullanılabilmesi için bazı modifikasyonlar yapıldı. Endodontik başlık, aletler yatay düzleme paralel konumlanacak şekilde yuvasına takıldı ve bir makara düzeneği ile başlığı taşıyan

parçanın 150 gr ağırlıkla aşağı doğru hareket etmesini sağlayacak şekilde ağırlık ayarlaması yapıldı. Pleksiglas levha ise paslanmaz çelik bir blok içerisinde kanal eğesine dik konumlanacak şekilde metal tabla üzerine yerleştirildi (Resim 6).

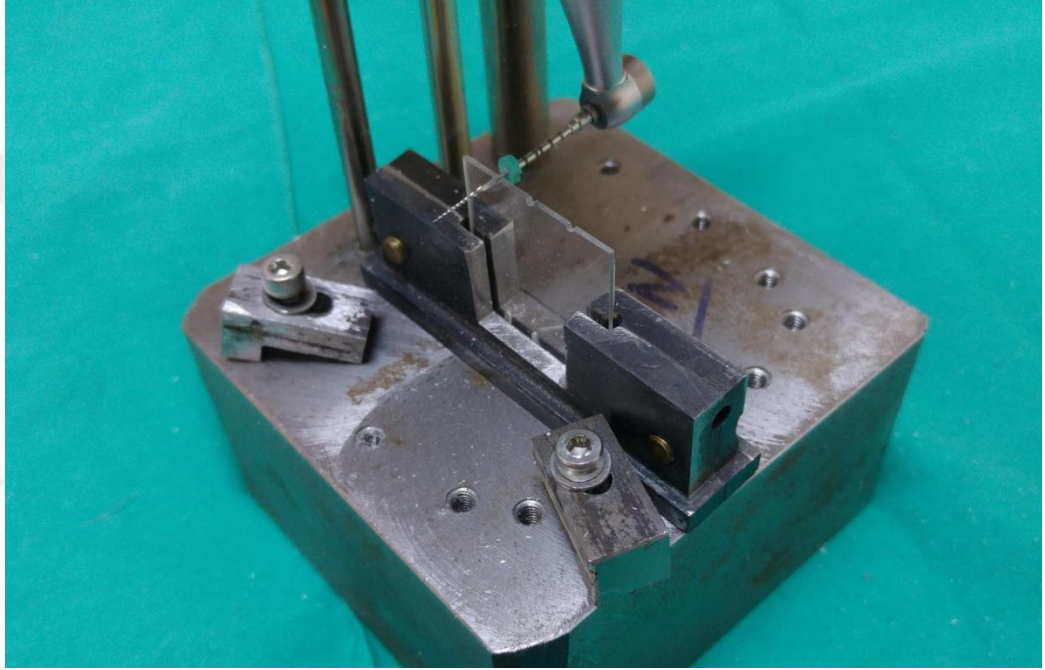


Resim 6. Kesme etkinliği test düzeneği

5.2.2. Kesme Etkinliği Testinin Uygulanması

Eğeler üzerinde kesme etkinliği testinin uygulanacağı alanı belirlemek için pilot çalışma yapıldı. Bu pilot çalışma ile kesme esnasında eğelerin defleksiyona uğramaması için eğe ucundan mümkün olduğunca en uzak olan ve dört eğe grubunun da pleksiglası kesebildiği ortak nokta tespit edildi. Reciproc, WaveOne eğeler daha uzun kesici kısma sahip olmasına rağmen TF Adaptive ve TF eğelerin pleksiglası kesebildiği en uzak nokta 12 mm idi. Bu nedenle deney şartlarını standardize etmek için tüm eğe grupları eğe ucundan 12 mm uzaklıktan test edildi.

Test edilecek eğe ve pleksiglas levha yerleştirildikten sonra işlem sırasında eğenin kaymaması için pleksiglas levhanın üst duvarına 1 mm derinlikte bir çentik açıldı. Daha sonra endodontik başlık eğe hazırlanan bu çentiğe dik bir şekilde oturana kadar serbest bırakıldı. Eğe pleksiglas üzerindeki konumunu aldıktan sonra endodontik motor 1 dk çalıştırıldı (Resim 7). Eğe aktif bir şekilde pleksiglas içerisinde ilerlerken ortaya çıkan plastik debris uzaklaştırmak için hava spreyi kullanıldı. 1 dakikada pleksiglas üzerinde oluşan kesik ölçülerek bu uzunluktan 1 mm çentik derinliği çıkarıldı ve böylece eğenin kesme derinliği elde edildi.



Resim 7. Kesme etkinliği test uygulaması

5.3. İstatistiksel Analiz

Döngüsel yorulma için elde edilen zaman değerlerinin istatistiksel analizinde SPSS (SPSS version 21.0; SPSS, IBM; Chicago, IL, USA) programından yararlanıldı. Veriler Shapiro-Wilk testine tabi tutularak dağılımları analiz edildi. Grupların varyansları arasında anlamlı farklar bulunduğu ve normal dağılıma uymadıkları için bir non-parametrik test olan Kruskal-Wallis testi ile değerlendirme yapıldı. İkili karşılaştırmalarda ise Mann-Whitney *U* testi uygulandı. İstatistiksel açıdan $P < 0.05$ değeri anlamlı kabul edildi. İkili karşılaştırmalarda Bonferroni düzeltmesi uygulandı ($P < 0.008$).

Kesme etkinliği testi sonucunda elde edilen verilere ilk olarak Shapiro-Wilk testi uygulandı. Bu analize göre verilerin normal dağılıma uyduğu tespit edildi ve bu nedenle test edilen grupların karşılaştırılması için One-Way ANOVA testi kullanıldı. İkili karşılaştırmalar için Post-Hoc Bonferroni testi uygulandı. $P < 0.05$ değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. İstatistiksel analiz için SPSS (SPSS version 21.0; SPSS, IBM; Chicago, IL, USA) programı kullanıldı.



6. BULGULAR

6.1. Döngüsel Yorulma Test Sonuçları

6.1.1. Kurvatür Açısı ve Yarıçapı 45⁰-2 mm Olan Kanala Yönelik Bulgular

Tablo 1’de 45⁰ kurvatür açısı ve 2 mm kurvatür yarıçapı sergileyen yapay kanalda test edilen döner eğe sistemlerinin sergilediği maksimum ve minimum kırılma zamanı, ortalama değer ve standart sapmalar gösterilmektedir. Bu kanal eğiminde Reciproc eğe grubu en yüksek kırılma zamanını, dolayısıyla en yüksek döngüsel yorulma dayanımını sergiledi. Bunu sırasıyla WaveOne, TF Adaptive ve TF grupları takip etti.

Tablo 1. 45⁰-2 mm eğimli kanalda eğelerin kırılma zamanı değerleri (sn)

Gruplar	Ortalama	Standart Sapma (±)	Minimum	Maksimum
Reciproc	285.49 ^a	56.43	232.83	395.04
WaveOne	217.15 ^b	33.60	174.92	267.67
TF Adaptive	86.29 ^c	13.45	67.32	108.73
Twisted File	71.31 ^c	14.50	53.24	93.23

Farklı harflerle gösterilen üst karakterler, gruplar arasında istatistiksel anlamlılık olduğuna işaret etmektedir (P < 0.008).

Tablo 2’de Mann-Whitney *U* testi ile ikili karşılaştırma sonuçlarına göre elde edilen P değerleri gösterilmektedir. Reciproc grubu diğer 3 eğe grubunun her biri ile anlamlı fark gösterdi. WaveOne eğe grubu TF Adaptive ve TF eğe gruplarından anlamlı derecede daha yüksek yorulma dayanımı sergiledi. TF Adaptive ve TF grupları arasında anlamlı fark tespit edilmedi.

Tablo 2. Grupların ikili karşılaştırma anlamlılık değerleri (P< .008)

	Reciproc	WaveOne	TF Adaptive	Twisted File
Reciproc		P= .005	P< .001	P< .001
WaveOne	P= .005		P< .001	P< .001
TF Adaptive	P< .001	P< .001		P= .041
Twisted File	P< .001	P< .001	P= .041	

6.1.2. Kurvatür Açısı ve Yarıçapı 60⁰-2 mm Olan Kanala Yönelik Bulgular

Tablo 3, 60⁰ kurvatür açısı ve 2 mm kurvatür yarıçapı sergileyen yapay kanalda test edilen her bir döner eğe sisteminin sergilediği maksimum ve minimum kırılma

zamanını, ortalama değeri ve standart sapma değerini göstermektedir. Bu kanal eğiminde sergilenen ortalama kırılma zamanı en yüksekten en düşüğe doğru Reciproc, WaveOne, TF Adaptive ve TF şeklinde sıralanmaktaydı.

Tablo 3. 60⁰-2 mm eğimli kanalda eğelerin kırılma zamanı değerleri (sn)

Gruplar	Ortalama	Standart Sapma (±)	Minimum	Maksimum
Reciproc	154.28 ^a	33.03	98.55	200.15
WaveOne	131.41 ^a	30.90	89.11	199.45
TF Adaptive	66.28 ^b	11.52	43.97	82.71
Twisted File	51.88 ^c	7.63	43.27	71.31

Farklı harflerle gösterilen üst karakterler, gruplar arasında istatistiksel anlamlılık olduğuna işaret etmektedir (P < 0.008).

Tablo 4’de Mann-Whitney *U* testi ile ikili karşılaştırma sonuçlarına göre elde edilen P değerleri gösterilmektedir. Reciproc ile WaveOne grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmedi, ancak her iki eğe grubu da TF Adaptive ve TF gruplarından anlamlı derecede daha yüksek yorulma dayanımını sergiledi. Ayrıca TF Adaptive grubu TF grubuna kıyasla döngüsel yorulmaya karşı anlamlı derecede daha dayanıklıydı.

Tablo 4. Grupların ikili karşılaştırma anlamlılık değerleri (P< .008)

	Reciproc	WaveOne	TF Adaptive	Twisted File
Reciproc		P= .070	P< .001	P< .001
WaveOne	P= .070		P< .001	P< .001
TF Adaptive	P< .001	P< .001		P= .008
Twisted File	P< .001	P< .001	P= .008	

6.1.3. Kurvatür Açısı ve Yarıçapı 45⁰-5 mm Olan Kanala Yönelik Bulgular

Tablo 5’te 45⁰ kurvatür açısı ve 5 mm kurvatür yarıçapı sergileyen yapay kanalda test edilen her bir döner eğe sistemine ait maksimum ve minimum kırılma zamanı, ortalama değeri ve standart sapma değeri gösterilmektedir. Bu bulgulara göre 45⁰-5 mm kurvatür sergileyen kanalda en yüksek döngüsel yorulma dayanımını Reciproc grubu gösterdi. Bunu sırasıyla WaveOne, TF Adaptive ve TF grubu takip etmekteydi.

Tablo 5. 45⁰-5 mm eğimli kanalda eğelerin kırılma zamanı değerleri (sn)

Gruplar	Ortalama	Standart Sapma (±)	Minimum	Maksimum
Reciproc	402.03 ^a	74.51	265.05	518.32
WaveOne	319.78 ^a	59.64	254.38	453.61
TF Adaptive	113.30 ^b	15.08	93.89	144.28
Twisted File	81.66 ^c	9.38	66.98	99.09

Farklı harflerle gösterilen üst karakterler, gruplar arasında istatistiksel anlamlılık olduğuna işaret etmektedir (P < 0.008).

Tablo 6'da Mann- Whitney U testi ile ikili karşılaştırma sonuçlarına göre elde edilen P değerleri gösterilmektedir. Buna göre, Reciproc ile WaveOne grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktu. TF Adaptive ve TF grupları WaveOne ve Reciproc gruplarından anlamlı derecede daha düşük yorulma dayanımı sergiledi. TF Adaptive grubunun döngüsel yorulma dayanımı TF grubuna göre anlamlı derecede daha yüksekti.

Tablo 6. Grupların ikili karşılaştırma anlamlılık değerleri (P< .008)

	Reciproc	WaveOne	TF Adaptive	Twisted File
Reciproc		P= .034	P< .001	P< .001
WaveOne	P= .034		P< .001	P< .001
TF Adaptive	P< .001	P< .001		P< .001
Twisted File	P< .001	P< .001	P< .001	

6.1.4. Kurvatür Açısı ve Yarıçapı 60⁰-5 mm Olan Kanala Yönelik Bulgular

Tablo 7, kurvatür açısı ve yarıçapı 60⁰- 5 mm olan yapay kanaldaki döngüsel yorulma testi sonucunda her bir döner ege sistemi için elde edilen maksimum ve minimum kırılma zamanı, ortalama değer ve standart sapma değerlerini göstermektedir.

Tablo 7. 60⁰-5 mm eğimli kanalda eğelerin kırılma zamanı değerleri (sn)

Gruplar	Ortalama	Standart Sapma (±)	Minimum	Maksimum
Reciproc	208.62 ^a	19.99	171.14	252.34
WaveOne	156.80 ^b	25.44	110.25	188.68
TF Adaptive	77.67 ^c	15.09	56.23	107.06
Twisted File	58.44 ^d	13.60	37.11	73.77

Farklı harflerle gösterilen üst karakterler, gruplar arasında istatistiksel anlamlılık olduğuna işaret etmektedir (P < 0.008).

Bu kanal eğiminde Reciproc eğe grubu en yüksek kırılma zamanı değerlerini sergiledi. Bunu sırasıyla WaveOne, TF Adaptive ve TF grupları takip etti.

Tablo 8’de Mann-Whitney *U* testi ile ikili karşılaştırma sonuçlarına göre elde edilen P değerleri gösterilmektedir. Reciproc grubu döngüsel yorulmaya karşı diğer 3 eğe grubunun her birinden anlamlı derecede daha dayanıklıydı. Ayrıca, WaveOne grubu TF Adaptive ve TF gruplarına göre anlamlı derecede daha yüksek yorulma dayanımı sergiledi. Buna ilaveten, TF Adaptive grubunun TF grubundan anlamlı derecede daha dayanıklı olduğu tespit edildi.

Tablo 8. Grupların ikili karşılaştırma anlamlılık değerleri ($P < .008$)

	Reciproc	WaveOne	TF Adaptive	Twisted File
Reciproc		$P < .001$	$P < .001$	$P < .001$
WaveOne	$P < .001$		$P < .001$	$P < .001$
TF Adaptive	$P < .001$	$P < .001$		$P = .005$
Twisted File	$P < .001$	$P < .001$	$P = .005$	

Tablo 9’da eğe gruplarının her bir yapay kanalda sergilediği ortalama kırılma zamanı değerleri özetlenmektedir.

Tablo 9. Grupların kanal eğimine göre sergiledikleri ortalama kırılma süreleri (sn)

Gruplar	45°/5 mm	45°/2 mm	60°/5 mm	60°/2 mm
Reciproc	402.03 ^a	285.49 ^a	208.62 ^a	154.28 ^a
WaveOne	319.78 ^a	217.15 ^b	156.80 ^b	131.41 ^a
TF Adaptive	113.30 ^b	86.29 ^c	77.67 ^c	66.28 ^b
Twisted File	81.66 ^c	71.31 ^c	58.44 ^d	51.88 ^c

Aynı sütunda farklı harflerle gösterilen üst karakterler, gruplar arasında istatistiksel anlamlılık olduğuna işaret etmektedir ($P < 0.008$).

6.2. Kesme Etkinliği Test Sonuçları

Tablo 10’da her bir eğe grubunun 1 dakikada pleksiglas plaka üzerinde ulaştığı minimum, maksimum ve ortalama kesme derinliği değerleri ve standart sapmaları gösterilmektedir. En yüksek ortalama kesme derinliğini Twisted File eğeler sergilerken bunu sırasıyla WaveOne, TF Adaptive ve Reciproc eğeler takip etmekteydi.

Tablo 10. Eğelerin 1 dk'da pleksiglas levha üzerindeki kesme derinliği (mm)

Gruplar	Ortalama	Standart Sapma ($\pm$)	Minimum	Maksimum
Reciproc	3.81 ^a	0.28	3.46	4.25
WaveOne	6.82 ^b	0.30	6.26	7.24
TF Adaptive	6.72 ^b	0.81	5.57	7.78
Twisted File	9.04 ^c	0.93	8.03	10.49

Farklı harflerle gösterilen üst karakterler, gruplar arasında istatistiksel anlamlılık olduğuna işaret etmektedir ($P < 0.05$).

Tablo 11'de Post Hoc Bonferroni testi ile ikili karşılaştırma sonuçlarına göre elde edilen P değerleri gösterilmektedir. Bu sonuçlara göre Twisted File eğe grubu diğer 3 gruba kıyasla anlamlı derecede daha yüksek kesme etkinliği sergiledi. Bunu aralarında anlamlı fark olmayan WaveOne ve TF Adaptive grupları takip etti. Reciproc eğe grubunun kesme etkinliği ise diğer gruplara göre anlamlı derecede daha zayıftı.

Tablo 11. Grupların ikili karşılaştırma anlamlılık değerleri ($P < .05$)

	Reciproc	WaveOne	TF Adaptive	Twisted File
Reciproc		$P < .001$	$P < .001$	$P < .001$
WaveOne	$P < .001$		$P = 1.000$	$P < .001$
TF Adaptive	$P < .001$	$P = 1.000$		$P < .001$
Twisted File	$P < .001$	$P < .001$	$P < .001$	

7. TARTIŞMA

7.1. Döngüsel Yorulma Dayanımı

7.1.1 Döngüsel Yorulma Test Düzeneklerinin Belirlenmesi

Döngüsel yorulma testinin doğal dişlerdeki eğimli kanallarda uygulanması ideal olmasına rağmen preparasyon sırasında kök kanal şekli değişeceği için bir diş sadece bir kere kullanılabilir ve her dişin kanal yapısı birbirinden farklı olduğu için deneysel koşulların standardizasyonu zordur (234). Bu nedenle bugüne kadar döngüsel yorulma testi doğal dişlerin yanı sıra çeşitli yapay kanallar üzerinde de uygulanmıştır.

NiTi döner eğelerin döngüsel yorulmasını test etmek üzere hazırlanan düzenekler eğelerin farklı kurvatür değerlerine sahip yapay kanallar içerisinde kırılma oluşana kadar çalışmasını sağlayacak şekilde tasarlanmıştır (235).

Birçok çalışmada yapay kanal olarak farklı iç çapına sahip cam veya metal silindirik tüpler kullanılmıştır (8, 10, 92, 109, 177, 190, 236-238). Anderson ve ark. döngüsel yorulma testi için iç çapı 1.2 mm olan cam bir tüp kullanmış ve alev üzerinde ısıttıktan sonra eğim vererek kurvatür açısı 45^0 ve 90^0 , kurvatür yarıçapı 5 mm ve maksimum kurvatür noktası eğenin ucundan 5 mm uzakta olacak şekilde yapay kanallar hazırlamışlardır (109). Pruett ve ark. iç çapı 0.83 mm olan 18-G paslanmaz çelik iğneleri kullanarak maksimum kurvatür noktası ege ucundan 7 mm uzaklıkta olacak şekilde kurvatür açıları 30^0 , 45^0 ve 90^0 olan, 2 mm ve 5mm kurvatür yarıçaplı yapay kanallar hazırlamışlardır (10). Kramkowski ve ark. tarafından yapılan çalışmada paslanmaz çelik tüplerin bükülmesiyle 45^0 ve 60^0 olmak üzere iki farklı kurvatür açısına sahip, 5 mm kurvatür yarıçaplı yapay kanallar hazırlanmış ve maksimum kurvatür noktası ege ucundan 7 mm uzaklıkta olacak şekilde ayarlanmıştır (190).

Döngüsel yorulma testinde yapay kanal olarak silindirik tüp kullanılmasının bazı dezavantajları bulunmaktadır. Öncelikle NiTi eğeler kanal içerisinde çalışırken orijinal düz şekline dönme eğiliminde oldukları için silindirik tüpler eğeleri yeterince kısıtlayamaz ve eğeler planlanandan daha büyük yarıçaplı ve daha düşük açılı bir eğimi izlerler (8, 92, 156, 239). Tüpün iç çapı test edilen aletin çapından büyük olduğunda, alet belirlenen kurvatür parametrelerinin dışında bir yol izleyerek çalışır. Ayrıca, farklı geometrik ve morfolojik özelliklere sahip eğeler tüp içerisinde kendine özgü bir yol

izleyeceği için farklı eğe sistemlerinin döngüsel yorulmalarının bu yöntemle karşılaştırılması yanıltıcı sonuçlar doğurabilir (234).

Bazı döngüsel yorulma çalışmalarında eğeyi yerinde tutabilmek için üst yüzüne bir oluk hazırlanmış olan eğimli metal bloklar kullanılmıştır (11, 128, 240, 241). Bu yöntemi uygulayan çalışmalarda kurvatür derecesi sadece kurvatür açısının kullanıldığı Schneider tekniği ile belirlenmiştir (87). Li ve ark. bu yöntemi kullanarak yaptıkları bir çalışmada karbon-çelik blok kullanmış ve eğeleri 37^0 , 40.5^0 , 45^0 ve 48^0 olmak üzere 4 farklı kurvatür açısında test etmişlerdir (11, 240). Kitchens ve ark. ise güçlendirilmiş paslanmaz çelik blok kullanmış ve test edilecek kurvatür açılarını 25^0 , 28^0 ve 33.5^0 olarak belirlemişlerdir (241).

Schneider yönteminde kanal eğiminin zorluk derecesinin kurvatür yarıçapı hesaba katılmadan sadece kurvatür açısına göre belirlenmesi bir dezavantaj olarak kabul edilebilir. Bunun yanı sıra metal blok üzerine açılan oluğun eğeyi çalışma esnasında yerinde tutabileceği de şüphelidir. Ayrıca, aletin uzun aksından ayrılmaya başladığı nokta, yani kurvatürün başlangıç noktası, her bir eğenin fiziksel ve geometrik özelliğine göre değişeceği için sabit bir açı ayarlamak zor olacaktır (234).

Döngüsel yorulma testi için kullanılan bir diğer yöntem ise aletlerin kurvatürü 3 adet paslanmaz çelik pin yardımıyla ayarlanmış olan bir düzenekte test edilmesidir (111, 242-245). Yüksek sertlikte paslanmaz çelikten üretilen ve horizontal yönde ayarlanabilmelerine izin verecek şekilde akrilik bir levha üzerine yerleştirilen 2 mm çapında silindirik pinler kullanılmış ve eğenin kurvatürü bu pinlerin pozisyonu ile belirlenmiştir. Ayrıca eğenin çalışma esnasındaki konumunu korumak için en alttaki pine V şekilli küçük bir oluk açılmıştır.

Ancak, NiTi eğelerin kuronale doğru açılanmaları ve enine kesitsel tasarımları birbirinden farklı olabilir. Buna bağlı olarak farklı eğe sistemleri farklı bükülme özellikleri taşırlar. Hatta aynı eğenin apikal ve kuronal kısmı arasında bile bükülme özellikleri farklılık gösterir. Dolayısıyla tam olarak sıkıştırılmadıkları müddetçe eğeler pinler arasında farklı bir seyir izleyebilir ve test koşulları olumsuz etkilenir (234).

Bazı araştırmacılar ise konkav çelik bir blok ve buna fikse edilen konveks çelik bir silindir ile üretilen yapay kanallar kullanmışlardır. Bu kanallar istenen eğimi yansıtacak şekilde farklı kurvatür açısı ve yarıçapı ile hazırlanabilmektedir. Ayrıca,

çalışma esnasında eğenin kaymaması için konkav blok üzerinde V şeklinde bir oluk bulunmaktadır (12, 82, 84, 108, 156, 246-249). Bu yöntemde test edilecek eğenin eğimi konkav metal bloğun eğimi ile ayarlanır. Ancak, bu eğim sadece eğenin dış yüzüne verilebilmektedir. Eğe aksının gerçek seyri kuronal açılanmaya bağlı olarak planlanan eğimden farklı olacaktır. Ayrıca, konveks silindirin taperlı eğelere teması öngörülemez olduğu için eğelerin düzeneğe uyumu şüphelidir ve eğe düzeneğe sıkı bir şekilde oturmayabilir (234).

Bir diğer çalışmada eğenin ağız ortamındaki gibi kapalı bir kanal içerisinde çalışmasını sağlamak için metal bir blok içerisine 1.5 mm genişliğinde silindirik bir yapay kanal hazırlanmıştır. Kanal eğimi kurvatür açısı 60^0 ve kurvatür yarıçapı 3 mm olacak şekilde ayarlanmıştır. Ayrıca, eğenin kırılma anının görülebilmesi ve kırılan parçanın uzaklaştırılabilmesi için yapay kanalın ön yüzü takılıp çıkarılabilir akrilik bir plaka ile örtülmüştür (186). Ancak, silindirik yapay kanal ile eğelerin sabit bir yol izleyecek şekilde konumlanmaları sağlanamamıştır.

Bu dezavantajları elimine edebilmek amacıyla eğenin test sırasında önceden belirlenen sabit bir yol izleyebilmesi ve istenen kurvatür ölçülerini tam olarak yansıtabilmesi için eğe boyutunu ve taperını taklit eden yapay kanallar hazırlanmaya başlanmıştır (233, 250-252). Bu kanallar paslanmaz çelik bloklar içerisinde, belirlenen kurvatür değerlerine uygun olarak ve eğenin kanal içerisinde serbestçe dönebilmesi için eğe boyutundan her yönde 0.1 mm büyük olacak şekilde hazırlanmıştır. Ayrıca, test sırasında eğenin kaymaması ve kırılma anının gözle tespit edilebilmesi için yapay kanalların üzeri camla örtülmüştür.

Eğе boyutunu taklit edecek şekilde oluşturulan yapay kanallar farklı NiTi döner eğelerin test için belirlenen kurvatür değerlerine uygun şekilde sabit ve tekrar edilebilir bir yol izleyebilmelerine ve sabit koşullar altında birbirleriyle karşılaştırılabilmelerine olanak sağlar (253). Bu nedenle, biz de döngüsel yorulma testini eğe boyutlarını yansıtacak şekilde hazırlanmış yapay kanallar üzerinde uyguladık. Düzenek olarak her bir eğenin hazırlanan yapay kanallar içerisine kolayca yerleştirilmesine ve belirlenen kurvatüre uygun bir yol izlemesine olanak sağlayan bir test cihazı kullandık. Yapay kanallar ve test cihazı Karadeniz Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği bölümünce bu işlem için özel olarak üretildi.

Kök kanal tedavisi sırasında eğelerde döngüsel yorulma nedeniyle oluşan kırıklar ile kanal kurvatürü arasında doğrusal bir ilişki vardır (10). Kurvatür açısı 30^0 'nin üzerinde olan kanallar zor olarak nitelendirilmekte ve açı arttıkça kanalın zorluğu artmaktadır (81). Yapılan çalışmalarda sıklıkla 45^0 (108, 110, 116, 156, 236, 254, 255), 60^0 (186, 198, 237, 247, 250, 251, 256) ve 90^0 (84, 92, 185, 239, 248, 249, 257) kurvatür açısı sergileyen yapay kanallar kullanılmıştır.

Kanal kurvatür derecesini belirleyen bir diğer parametre olan kurvatür yarıçapının da NiTi eğelerin döngüsel yorgunluğunu etkilediğini gösteren çalışmalar mevcuttur (10, 12, 248, 251). Bu çalışmalarda kullanılan yapay kanalların kurvatür yarıçapı 2 mm, 5 mm veya 10 mm olarak belirlenmiş ve yarıçap azaldıkça eğelerin döngüsel yorulma dayanımının da azaldığı tespit edilmiştir. Ayrıca literatürdeki çalışmaların büyük kısmında kurvatür merkezi eğe ucundan 5- 7 mm uzaklıkta belirlenmiştir (16).

Biz de bu literatür verilerini göz önünde bulundurarak çalışmamızda kullandığımız yapay kanalların kurvatür açılarını 45^0 ve 60^0 , kurvatür yarıçaplarını ise 2 mm ve 5 mm olarak belirledik. Ayrıca kurvatür merkezini eğe ucundan 7 mm uzaklıkta olacak şekilde ayarladık. Böylece, en zordan en kolaya doğru, kurvatür açısı ve yarıçapı sırasıyla 60^0 -2 mm, 60^0 -5 mm, 45^0 -2 mm ve 45^0 -5 mm olan 4 farklı yapay kanal kullandık ve her bir eğe grubu için kanalın zorluk derecesi arttıkça eğenin kırılma süresinin azaldığını tespit ettik.

7.1.2. Döngüsel Yorulma Testinin Uygulanması ve Sonuçların Değerlendirilmesi

NiTi döner eğelerin döngüsel yorgunluğunun test edilmesi için statik veya dinamik model kullanılabilir (11, 258). Statik modelde eğe yapay kanalda çalıştırılırken aksiyal yönde hareket ettirilmez (206, 235, 259). Bu durum eğenin belli bir alanında birbirini takip eden sıkışma ve gerilme kuvvetlerine yol açar ve zamansız kırılmaya sebep olur. Dinamik modelde ise klinik durumu daha iyi yansıtması amacıyla aksiyal hareket de bulunmaktadır (260, 261). Bu hareket stres yoğunlaşma noktalarını azaltarak stresin eğe üzerinde dağılmasını sağlar ve böylece eğelerin ömrünü uzatır (262). Ancak klinik pratikte uygulanan aksiyal hareketin amplitüdü ve hızı tamamen sübjektif olduğu için dinamik model de kliniği tam olarak yansıtamayacaktır. Buna ilaveten dinamik testte eğelerin istenen eğimi yansıtacak şekilde sabit bir yol izlemesini sağlamak zordur (11). Reciproc ve WaveOne eğelerin döngüsel yorulma dayanımlarını karşılaştıran bir

çalışmada hem dinamik hem de statik test uygulanmış ve iki test yönteminin bulguları arasında anlamlı bir fark olmadığı belirtilmiştir (263). Bu nedenle bu çalışmada klinik durumu tam olarak yansıtmaya bile test koşullarının tam olarak standardize edildiği ve ege kırılmasıyla ilişkili döngüsel yorulma dışındaki diğer faktörlerin etkisinin minimuma indirildiği statik bir model kullanmayı tercih ettik.

Döngüsel yorulma çalışmalarında yorulma dayanımı değerlendirmesi için sıklıkla kırılmaya kadar geçen süre (203, 206, 235, 259, 264-267) veya kırılma oluşana kadarki döngü sayısı (260, 261, 268-271) kullanılmıştır. Kırılma zamanı kolayca elde edilebilen bir veriyken, kırılma oluşana kadarki döngü sayısının hesaplanması bazen zorlaşabilmektedir. Bu değer devamlı rotasyon hareketi ile çalışan sistemlerin değerlendirilmesinde kırılma için geçen sürenin (saniye) dönme hızının (dakikadaki dönme sayısı) $1/60$ 'ı ile çarpılmasıyla kolayca hesaplanabilmektedir. Resiprokasyon hareketi ile çalışan sistemlerde ise bu değeri hesaplayabilmek için birim zamanda ortaya çıkan resiprokasyon döngü sayısı ve her bir döngüdeki ege ilerleme açısı bilinmelidir; ancak bu değerler genellikle üretici firmalar tarafından belirtilmemektedir (258). Bizim çalışmamızda da kullanılan TF Adaptive ege sisteminin çalışma prensibi doğrultusunda, motor kanal anatomisine göre çalışma modunu ve resiprokasyon açılarını otomatik olarak seçeceği için bu sistemde kırılma oluşana kadarki döngü sayısını doğru şekilde hesaplamak zordur (272). Bu nedenle, rotasyon (Twisted File), resiprokasyon (Reciproc, WaveOne) ve adaptif hareket (TF Adaptive) olmak üzere 3 farklı kinematik sergileyen ege sisteminin döngüsel yorulma dayanımlarının karşılaştırıldığı çalışmamızda daha doğru sonuçlar elde etmek için değerlendirme parametresi olarak kırılma zamanı değerlerini kullandık.

7.1.3. Farklı Kinematiklerin Döngüsel Yorulma Dayanımına Etkisi

Endodontik NiTi döner eğelerin döngüsel yorulma dayanımları üzerine yapılan çalışmalar sistem kinematiğinin ege yorulmasını önemli derecede etkilediği sonucunu ortaya koymuşlardır (24, 204, 267, 273).

Resiprokasyon hareketi yapan eğeler daimi rotasyon hareketi yapanlara kıyasla daha kısa bir rotasyon hareketi yaparak geri dönerler. Bu rotasyon hareketinin açısı her bir sistem için kendine özgü bir değer olup eğenin torsiyonel özelliklerine bağlı olarak belirlenir (233). Rotasyon açısı eğenin elastik limitini aşmayacak şekilde belirlendiği

için resiprokasyon hareketi devamlı rotasyon hareketine kıyasla torsiyonel ve döngüsel kırılmalara karşı direnci arttırır (204, 205, 230, 273).

Devamlı rotasyon hareketinde 360^0 'lık rotasyonun 1 döngüde tamamlanması eğe üzerinde biriken stresin artmasına ve yüzey çatlaklarında daha fazla genişlemeye yol açar. Gerilme stresleri eğenin belli bir noktasında yoğunlaşır ve eğenin kırılmasına sebep olur (235). Resiprokasyon hareketinde ise tam rotasyon birden fazla döngü ile tamamlandığı için stres eğenin çalışan kısmı üzerinde farklı noktalara dağıtılır ve yüzey çatlaklarının açılmasını azaltır (258).

Resiprokasyon ve rotasyon hareketlerinin döngüsel yorulma dayanımları üzerine etkisi üzerine ilk çalışma 2010 yılında De Deus ve ark. tarafından yapılmıştır (24). Çalışmada ProTaper F2 eğeler kullanılmıştır. Birinci grup 250 rpm hızla devamlı rotasyon, ikinci grup 400 rpm hızla devamlı rotasyon ve üçüncü grup ise 400 rpm hızla resiprokasyon hareketi yapacak şekilde uygulanmıştır. Eğelerin kırılma zamanları tespit edilerek üç grup karşılaştırılmış ve resiprokasyon hareketinin devamlı rotasyon hareketine kıyasla eğelerin döngüsel yorulma dayanımını arttırdığı sonucu elde edilmiştir. Daha sonra yapılan birçok çalışma, kullanılan yöntem veya ege tipinden bağımsız olarak, resiprokasyon hareketinin rotasyon hareketinden daha uzun yorulma ömrü sağladığını destekler niteliktedir (22, 204, 208, 235, 259, 267, 274-277).

Wan ve ark. devamlı rotasyon hareketi yapan K3, ProFile ve GT Series X ege sistemleri ile resiprokasyon hareketi yapan SafeSiders sistemini döngüsel yorgunluk açısından karşılaştırmışlardır. Test sonucunda SafeSiders eğelerin devamlı rotasyon yapan eğelerden daha uzun ömürlü olduğu belirlenmiştir (22).

Castello-Escriva ve ark. 25/.08 boyutunda ProTaper F2, WaveOne ve TF eğelerin döngüsel yorulma dayanımlarını karşılaştırmış ve resiprokasyon hareketi yapan WaveOne eğelerin daimi rotasyon yapan TF ve ProTaper eğelere göre daha yüksek yorulma dayanımı sergilediği sonucuna varmışlardır (208).

Gavini ve ark.'nın Reciproc R25 eğelerini hem resiprokasyon hem rotasyon hareketi ile kullandıkları çalışmalarında resiprokasyon grubunun rotasyon grubuna kıyasla anlamlı derecede daha yüksek döngüsel yorgunluk dayanımı sergilediği tespit edilmiştir (274).

Kim ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada ProTaper F2, Reciproc ve WaveOne eğelerin döngüsel yorulmaları her eğenin kendine özgü hareketle kullanıldığı bir düzenekte test edilmiştir. En yüksek yorulma dayanımını Reciproc eğelerin sergilediği ve her iki resiprokasyon sisteminin de döngüsel yorulmaya karşı ProTaper F2 eğelerden anlamlı derecede daha dirençli olduğu sonucuna ulaşılmıştır (230).

Gambarini ve ark.'nın TF eğelerini devamlı rotasyon ve resiprokasyon hareketleriyle kullandıkları çalışmalarında resiprokasyon hareketi yapan grupların anlamlı derecede daha uzun döngüsel yorulma ömrü sergilediği gösterilmiştir (267).

Bizim çalışmamızın sonuçları da resiprokasyon ile çalışan eğelerin devamlı rotasyon ile çalışan eğelerden daha yüksek döngüsel yorulma dayanımı sergilediğini ortaya koymaktadır. Tüm yapay kanallarda resiprokasyon hareketi yapan Reciproc ve WaveOne eğeler daimi rotasyon hareketi yapan TF eğelerden anlamlı derecede daha yüksek döngüsel yorulma dayanımı sergilediler.

Pedulla ve ark. Reciproc R25, WaveOne Primary, Mtwo (25/.06) ve TF (25/.06) eğelerini Reciproc ALL, WaveOne ALL ve devamlı rotasyon modunda kullanarak döngüsel yorulma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Çalışmada eğe boyutunu ve taperını yansıtacak şekilde hazırlanmış yapay kanal kullanılmıştır. Kurvatür açısı 60^0 ve kurvatür yarıçapı 5 mm olarak belirlenmiştir. Statik test düzeneği ile her bir eğe sistemi 3 gruba ayrılarak 3 farklı hareket modunda çalıştırılmış ve döngüsel yorulma açısından değerlendirilmişlerdir. Bu çalışma sonucunda her bir eğe sistemi kendi içerisinde değerlendirildiğinde, diğer çalışmalarla uyumlu olarak, her iki resiprokasyon modunun da rotasyon moduna kıyasla yorulma dayanımını anlamlı derecede arttırdığı tespit edilmiştir. Ancak, her eğe sistemi kendine özgü hareketle kullanıldığında elde edilen değerler birbirleriyle karşılaştırıldığında en büyük yorulma dayanımını rotasyon hareketi yapan TF eğelerin sergilediği ve bunu sırasıyla Reciproc, Mtwo ve WaveOne eğelerin takip ettiği belirlenmiştir. TF, Reciproc ve Mtwo arasında anlamlı fark yokken WaveOne grubunda döngüsel yorulma dayanımı diğerlerine kıyasla anlamlı derecede daha düşük bulunmuştur (204).

Bizim çalışmamızda elde ettiğimiz veriler Pedulla ve ark.'nın çalışmasıyla uyumlu değildir. Bizim sonuçlarımıza göre, farklı eğime sahip 4 kanalda da en yüksek yorulma dayanımını Reciproc grubu sergilerken, bunu sırasıyla WaveOne ve TF

Adaptive izlemekteydi. TF grubu ise en düşük yorulma dayanımını sergiledi. İki çalışma arasındaki fark kullanılan eğelerin taperına bağlanabilir. Küçük enine kesit alanına sahip eğelerin daha esnek oldukları için döngüsel yorulmaya karşı daha büyük direnç göstermeleri beklenir (234). Pedulla ve ark.'nın çalışmasında 25/.06 numaralı TF eğeleri 25/.08 numaralı WaveOne ve Reciproc eğelerine kıyasla daha büyük yorulma dayanımı sergilemişlerdir. TF eğelerin rotasyon hareketi yapmalarına rağmen daha uzun yorulma ömrü göstermeleri daha küçük kesit alanına sahip olmalarından kaynaklanmış olabilir. Bizim çalışmamızda ise tüm gruplarda 25/.08 numaralı eğeler kullanıldı ve rotasyon hareketi yapan TF eğeler benzer boyutlardaki resiprokasyon hareketi yapan eğelere kıyasla anlamlı derecede daha düşük yorulma dayanımı sergiledi.

Resiprokasyon açısındaki değişiklik de NiTi eğelerin döngüsel yorulmalarını önemli derecede etkilemektedir. Resiprokasyon açısının artması, yani her bir resiprokasyon döngüsündeki ilerleme açısının artması döngüsel yorulma dayanımını azaltır (206, 266).

Gambarini ve ark. K3XF kanal eğelerinin döngüsel yorulma dayanımını devamlı rotasyon ve farklı ilerleme açıları sergileyen resiprokasyon hareketleri ile kullanarak test etmişlerdir. Test için kullanılan resiprokasyon açıları 90^0-30^0 (G1), 150^0-30^0 (G2), 210^0-30^0 (G3) ve 390^0-30^0 (G4) olacak şekilde ayarlanmıştır. Son grup (G5) ise devamlı rotasyon hareketi ile test edilmiştir. Deney eğe boyut ve taperını taklit edecek şekilde hazırlanmış 60^0 kurvatür açısı ve 5 mm kurvatür yarıçapı sergileyen metal yapay kanal bloğu içerisinde gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmanın bulgularına göre devamlı rotasyon hareketi ile kullanılan G5 grubu resiprokasyon gruplarına kıyasla anlamlı derecede daha düşük yorulma dayanımı sergilemiştir. Resiprokasyon gruplarında ise ilerleme açısı azaldıkça yorulma dayanımı artmıştır. G3 ve G4 grupları dışında tüm gruplar arasında anlamlı fark tespit edilmiştir (266).

Bu çalışma ile benzer şekilde başka araştırmacılar da resiprokasyon ilerleme açısının döngüsel yorulma dayanımını etkilediğini ve ilerleme açısı arttıkça yorulma dayanımının azaldığını belirtmişlerdir (206, 264, 278).

Bizim uyguladığımız döngüsel yorulma testinde Reciproc eğeler RECIPROC ALL programına göre saat yönünün tersine 150^0 ve saat yönüne 30^0 , WaveOne eğeler ise WAVEONE ALL programına göre saat yönünün tersine 170^0 ve saat yönüne 50^0

olacak şekilde resiprokasyon hareketi sergilediler. Yani her iki resiprokasyon grubu da 120^0 ilerleme açısına sahipti. TF Adaptif eğeler ise kanal içerisinde hareket ederken oluşan stresin büyüklüğüne göre otomatik olarak adapte olan bir hareket ile çalıştıkları için test sırasında sergiledikleri ilerleme açısı ile ilgili net bir bilgi elde edilememektedir. Ancak, adaptif hareketin prensibi gereği 600^0-0^0 ile 370^0-50^0 aralığında bir hareketle çalıştıkları bilinmektedir (226). Bu durumda TF Adaptive eğelerin ilerleme açısının Reciproc ve WaveOne eğelerin ilerleme açılarından daha yüksek olması beklenmektedir. Dolayısıyla, alışmamızda TF Adaptive grubunun Reciproc ve WaveOne grubuna göre daha düşük yorulma dayanımı sergilemesi resiprokasyon ilerleme açısının daha yüksek olmasına bağlanabilir.

Çalışmamızda TF Adaptive grubu devamlı rotasyon hareketi yapan TF grubundan daha yüksek yorulma dayanımı sergiledi ve bu fark 45^0-2 mm kurvatür değerine sahip kanal dışında bütün kanallarda anlamlıydı. Kurvatür açısı ve yarıçapına göre yaptığımız ek bir analize göre 45^0-2 mm ve 45^0-5 mm eğimli kanallar arasında TF eğelerin yorulma dayanımı anlamlı bir fark göstermemektedir. TF Adaptive eğelerin yorulma dayanımı ise 45^0-2 mm eğimli kanalda anlamlı bir düşüş göstermektedir. Bu kanalda iki grup arasında anlamlı fark olmaması buna bağlanabilir.

Higuera ve ark. tarafından yapılmış olan bir çalışmada TF Adaptive M-L1 eğeler ile Reciproc R25 ve WaveOne Primary eğelerin döngüsel yorulma dayanımları karşılaştırılmıştır. Her eğe grubu kendine özgü hareket modunda kullanılarak 60^0 kurvatür açısı ve 5 mm kurvatür yarıçapına sahip paslanmaz elik yapay kanalda statik döngüsel yorulma testi uygulanmıştır. Bu çalışmanın bulgularına göre en yüksek yorulma dayanımını TF Adaptive M-L1 grubu sergilemiş ve aralarında anlamlı bir fark olmamakla birlikte bunu Reciproc R25 grubu takip etmiştir. WaveOne Primary grubu ise diğer gruplardan anlamlı derecede daha düşük yorulma dayanımı sergilemiştir (270).

Bizim bulgularımız bu çalışmanın bulguları ile uyumlu değildir. Bu iki çalışmanın sonuçlarının farklı olması kullanılan değerlendirme parametresine bağlanabilir. Bizim alışmamızda analiz için kırılma zamanı değerleri kullanılırken Higuera ve ark.'nın çalışmasında kırılma oluşana kadarki döngü sayısı değerleri kullanılmıştır. Bu değerler büyükten küçüğe doğru TF Adaptive için 1333, Reciproc için 1325 ve WaveOne için 1225 olarak hesaplanmıştır. Bu değerlerden yola çıkılarak her bir grubun kırılma

zamanı değerleri hesaplanırsa büyükten küçüğe doğru sırasıyla Reciproc için 265 sn, WaveOne için 210 sn ve TF Adaptive için 199.95 sn değerleri elde edilir. Eğer karşılaştırma bu değerlere göre yapılmış olsaydı yorulma dayanımı sıralaması bizim çalışmamızla benzer olacaktı. Ancak, kırılma zamanı sıralaması benzer olmasına rağmen bizim çalışmamızda 60⁰- 5 mm kurvatürlü kanalda Higuera ve ark.'nıninkine nazaran daha düşük değerler elde edildi (Reciproc için 208.62 sn, WaveOne için 156.80 sn ve TF Adaptive için 77.67 sn). Higuera ve ark. tarafından kullanılan yapay kanalın kurvatür merkezinin, yani maksimum stres noktasının, apikalden kaç mm uzaklıkta olduğu konusunda herhangi bir bilgi yoktur. Bizim kullandığımız yapay kanallarda ise kurvatür merkezi apikalden 7 mm uzakta olacak şekilde ayarlandı. Maksimum stres noktasındaki eğe çapı büyüdükçe yorulma dayanımı azaldığı için kurvatür merkezinin yeri döngüsel yorulma testi için önemli bir parametredir (251). Buna göre, Higuera ve ark.'nın çalışmasında kurvatür merkezinin bizimkine kıyasla daha apikalde olabileceği ve elde ettikleri daha büyük kırılma zamanı değerlerinin bundan kaynaklanmış olabileceği düşünülmektedir.

7.1.4. Eğe Tasarım Özelliklerinin Döngüsel Yorulma Üzerine Etkisi

NiTi endodontik eğelerin enine kesitsel tasarım özelliklerindeki farklılıklar eğe esnekliğini ve diğer fiziksel özelliklerini etkilemektedir (279). Enine kesitsel alan büyüdükçe esnemeye ve torsiyona bağlı sertliğin arttığı ve bu nedenle eğe tasarımının torsiyonel ve döngüsel yorulma üzerinde önemli bir etkisi olduğu rapor edilmiştir (280, 281).

Enine kesitsel tasarım özelliklerinin döngüsel yorulma dayanımı üzerindeki etkisini inceleyen birçok çalışma mevcuttur (101, 282-284). Bazı çalışmalar eğenin enine kesitsel alanı veya şeklinin yorulma ömrünü etkileyen temel bir faktör olmadığını belirtirken (8, 244), diğerleri enine kesitsel tasarım özelliklerinin döngüsel yorulma dayanımını önemli derecede etkilediğini göstermişlerdir (12, 108, 241, 251).

Bizim çalışmamızda kullanılan Reciproc eğeler S şeklinde enine kesite sahipken WaveOne eğeler konveks üçgen, TF ve TF Adaptive eğeler ise üçgen şeklinde enine kesite sahipti. Döngüsel yorulma testi sonucunda S şeklinde enine kesite sahip olan Reciproc eğelerin, kanal eğimine bağlı olmaksızın, üçgen enine kesite sahip diğer eğe gruplarına kıyasla daha yüksek yorulma dayanımı sergiledikleri tespit edildi.

Grande ve ark. döngüsel yorulma testi sırasında maksimum stres noktasındaki metal kitlesinin yorulma dayanımını etkilediğini göstermişlerdir. Mtwo ve ProTaper eğelerin karşılaştırıldığı bu çalışmada enine kesitsel metal kitlesi daha küçük olan Mtwo eğelerin döngüsel yorulmaya karşı daha dayanıklı olduğu sonucunu bulmuşlardır (251). Benzer şekilde, Plotino ve ark. da Reciproc ve WaveOne eğeler üzerinde gerçekleştirdikleri çalışmalarında Reciproc eğelerin anlamlı derecede daha büyük döngüsel yorulma dayanımı sergilediklerini bulmuş ve bu sonucun maksimum stres noktasında Reciproc eğelerin daha küçük metal kitlesine sahip olmaları ile ilişkilendirilebileceğini belirtmişlerdir (203).

Kim ve ark. Reciproc R25, WaveOne Primary ve ProTaper F2 eğeler üzerine yaptıkları çalışmada her iki resiprokasyon sisteminin rotasyon hareketi yapan ProTaper eğelere kıyasla daha dayanıklı olduğunu ve Reciproc R25 eğelerin de WaveOne eğelere kıyasla daha yüksek yorulma dayanımı sergilediğini göstermişlerdir. Yazarlar ilave bir değerlendirme ile her bir eğenin D5 düzeyindeki enine kesitsel alanını ölçmüş ve WaveOne eğelerin $323.000 \mu\text{m}^2$ ile en yüksek, Reciproc eğelerin ise $275.000 \mu\text{m}^2$ ile en düşük enine kesitsel alana sahip olduklarını bulmuşlardır. Bu bulgular doğrultusunda enine kesitsel alan küçüldükçe yorulma dayanımının arttığı yönündeki veriler desteklenmiştir (230).

Bu çalışmalarla uyumlu olarak, bizim çalışmamızda da Reciproc eğeler WaveOne eğelere kıyasla daha yüksek yorulma dayanımı sergiledi. Bu fark $45^\circ\text{-}2 \text{ mm}$ ve $60^\circ\text{-}5 \text{ mm}$ eğimli kanallarda anlamlıyken $60^\circ\text{-}2 \text{ mm}$ ve $45^\circ\text{-}5 \text{ mm}$ eğimli kanallarda anlamlı değildi. Yaptığımız ek analize göre eğe gruplarının yorulma dayanımı kanal eğim derecesine göre aynı oranda değişmemektedir. Örneğin; $60^\circ\text{-}2 \text{ mm}$ eğimli kanalda WaveOne eğelerin yorulma dayanımı $60^\circ\text{-}5 \text{ mm}$ eğimli kanala kıyasla anlamlı bir düşüş sergilemezken, Reciproc eğelerin yorulma dayanımı anlamlı bir düşüş sergiledi. Böylece bu kanal eğiminde Reciproc eğeler WaveOne eğelere daha yakın kırılma süresi gösterdi ve aralarında anlamlı fark oluşmadı.

Reciproc ve WaveOne eğelerde uç çapı ve apikal 3 mm'ye kadarki taper aynı (%8) olmasına rağmen daha kuronale doğru gidildikçe Reciproc eğeler %3'e, WaveOne eğeler ise %5,5'a kadar gittikçe azalan oranda taper göstermektedirler (285). Test için kullandığımız yapay kanallarda maksimum kurvatür noktası apikalden 7 mm uzaklıkta

olacak şekilde ayarlandı. Dolayısıyla, bu noktada WaveOne eğelerin enine kesitsel alanı Reciproc eğelerin kesit alanından daha büyüktü. Bu durum, iki sistem de resiprokasyon hareketi yapmasına ve aynı alaşımdan (M-wire) üretilmesine rağmen neden WaveOne eğelerin daha düşük yorulma dayanımı sergilediğini açıklayabilir.

Twisted File ve TF Adaptive eğeler ise apikalden kuronale kadar %8 sabit tapera sahiptirler. Bu nedenle bu eğelerin maksimum kurvatur noktasındaki enine kesitsel alanları WaveOne ve Reciproc eğelere kıyasla daha büyüktü. Bu veriler, hareket kinematiğinin yanı sıra eğe kesit alanının da yorulma dayanımı üzerinde etkili olduğu görüşünü destekler niteliktedir.

7.1.5. Eğe Üretim Sürecinde Kullanılan Alaşım ve Termal İşlemlerin Döngüsel Yorulmaya Etkisi

Üretimlerinde M-wire alaşımların (189, 286) ve R-fazında bulunan alaşımların (233) kullanılması endodontik NiTi eğelerin yorulma dayanımını arttırmak üzere uygulanan modifikasyonlardandır. Gao ve ark. M-wire ve konvansiyonel süper elastik alaşımlar olmak üzere iki farklı ham maddeden üretilen Profile Vortex eğelerin döngüsel yorulmalarını karşılaştırmış ve M-wire alaşımın konvansiyonel alaşıma kıyasla anlamlı derecede daha yüksek yorulma dayanımı sergilediğini tespit etmişlerdir (20). Condorelli ve ark. ise termal tedavi uygulanmış ve uygulanmamış NiTi eğelerin yorulma dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında eğelerin termal uygulama ile R-fazına geçtiklerini ve R-fazındaki eğelerin anlamlı derecede daha yüksek yorulma dayanımı sergilediklerini bulmuşlardır (287).

Aynı kinematikle çalışan ve R-fazında veya M-wire alaşımlardan üretilen eğelerin döngüsel yorulma açısından birbiriyle karşılaştırıldığı çalışmalar sınırlı sayıda olup çelişkili sonuçlar göstermişlerdir. Tsujimoto ve ark. tarafından yapılan çalışmada M-wire alaşımdan üretilmiş ProFile Vortex ve Vortex Blue eğeler R-fazında üretilmiş K3XF eğelere göre daha yüksek dayanım gösterirken (269), Lopes ve ark.'nın çalışmasında K3XF eğeler ProFile Vortex eğelerden daha yüksek yorulma dayanımı sergilemişlerdir (288).

NiTi alaşımların kristalin fazı sıcaklığa bağlı olarak değişir. Konvansiyonel süper elastik alaşımlar için östenit dönüşümün tamamlanma sıcaklığı yaklaşık 23-25⁰C iken R-fazı ısı uygulanmış alaşımlar için 17-25⁰C, M-wire alaşımlar için ise 48-50⁰C'dir

(289, 290). Bu durumda konvansiyonel süper elastik ve R-fazı NiTi eğeler oda sıcaklığında östenit yapı sergilerken (192, 291), M-wire eğelerin martensit yapıda olmaları beklenmektedir (183, 189). NiTi alaşımların martensit fazı birçok uygulama için ideal bir materyal olmalarını sağlayan özellikler taşır (292). Farklı mikro yapılar sergileyen NiTi alaşımların yorulma dayanımını inceleyen bir çalışmada martensit yapının östenit yapıya kıyasla çatlak gelişimine daha fazla direnç gösterdiği bulunmuş ve buna bağlı olarak hibrit mikro yapıya (östenit-martensit) sahip alaşımların tamamen östenit yapıdaki alaşımlara kıyasla daha büyük yorulma dayanımı sergilemeleri beklendiği belirtilmiştir (184). Ayrıca, aynı yoğunluktaki stres altında östenit yapıda çatlak ilerleyişi martensit yapıya kıyasla çok daha hızlıdır (181).

Bizim çalışmamızda da M-wire alaşımdan üretilmiş olan Reciproc ve WaveOne eğeler ile R-fazı teknolojisinden yararlanılarak üretilmiş Twisted File ve TF Adaptive eğeler kullanıldı. Bu durumda, test sırasında Reciproc ve WaveOne eğelerin martensit yapıda olduğu ve martensit yapının eğe üzerindeki çatlak gelişimini ve ilerleyişini geciktirerek bu eğelerin daha uzun yorulma dayanımı sergilemelerine katkıda bulunduğu düşünülmektedir.

7.2. Kesme Etkinliği

7.2.1. Kesme Etkinliği Test Yönteminin Belirlenmesi

El ve döner eğelerin kesme etkinliğine yönelik çok sayıda çalışma yapılmış, ancak hala test yöntemine dair bir standart belirlenmemiştir (66, 141). Bu zamana kadar eğelerin kesme etkinliği birçok farklı parametre ile değerlendirilmiştir. Bunlar; uzaklaştırılan dentinin miktarı ve kanal hacmindeki değişiklik (25), şekillendirme sonrasında diş örnekleri veya rezin bloklardaki ağırlık kaybı (137, 138), çekilmiş dişlerde şekillendirme boyunca üretilen debris miktarı (293), eğe ile kesilen pleksiglas plakadaki ağırlık kaybı (294), silindirik kanal içeren plastik örneklerde eğenin maksimum ilerleme derinliği (139) ve şekillendirme süresidir (146, 147).

Vinothkumar ve ark. çalışmalarında kesme etkinliği testi için çekilmiş mandibular premolar diş kullanmışlardır. Test edilecek eğe sabit hız ve tork değerlerinde çekilmiş diş içerisinde 10 saniyelik periyotlarla toplam 60 saniye çalıştırılmış ve her 10 saniyede bir eğenin flütleri arasında kalan debris ultrasonik ile uzaklaştırılarak işlem her bir eğe için 4 kanalda tekrarlanmıştır. Kesme etkinliğini belirlemek için şekillendirme

öncesinde ve sonrasında dişlerin ağırlıkları ölçülmüş ve aradaki ağırlık farkından her bir aletin uzaklaştırdığı dentin miktarı tespit edilmiştir (137).

Wan ve ark. resiprokasyon hareketi yapan 3 farklı eğe tipinin kesme etkinliğini karşılaştırdıkları çalışmalarında çekilmiş anterior dişleri kullanmışlardır. Dişler test edilecek eğeler ile 5 sn şekillendirilmiş ve dişlerden uzaklaştırılan debris miktarı hassas tartı ile ölçülerek kesme etkinliği her bir eğenin ürettiği debris miktarı ile değerlendirilmiştir (293).

Fayyad ve ark. çekilmiş tek köklü mandibular premolar diş kullandıkları çalışmalarında bilgisayarlı tomografi ile şekillendirme öncesi ve sonrasında kanal hacmi ve dentin kalınlığını ölçerek aradaki farktan uzaklaştırılan dentin miktarını belirlemişlerdir (25).

Bürklein ve ark. tarafından 4 farklı eğe sisteminin şekillendirme yeteneğini karşılaştırmak amacıyla yapılan çalışmada kanal kurvatürü 25⁰ ile 35⁰ arasında değişen çekilmiş dişler kullanılmıştır. Kök kanalları her bir eğe sistemi ile belirlenen apikal boyuta kadar şekillendirilmiş ve ne kadar sürede tamamlandığı kaydedilerek eğelerin etkinliği şekillendirme hızına göre değerlendirilmiştir (147).

Çekilmiş dişlerde dentinin sertliği ve nem içeriği diştan dişe farklılık göstereceği ve test koşullarının standardizasyonunu engelleyeceği için kesme etkinliği testinde kullanılmaları dezavantaj yaratabilmektedir (294-296). Bu olumsuz durum çalışmalarda örnek sayısının artırılmasıyla kısmen tolere edilmeye çalışılmıştır (137, 293, 297). Bunun yanı sıra bir kısım araştırmacı çekilmiş diş yerine sığır kemiği kullanırken (298) bir kısım araştırmacı ise pleksiglas örnek kullanmayı tercih etmiştir (138, 139, 294).

Oliet ve Sorin endodontik reamerların kesme etkinliğini test ettikleri çalışmalarında yapısal ve kimyasal benzerlikleri nedeniyle insan dentini yerine sığır kemiği kullanmışlardır (298). Yazarlar bulguların uyumsuz olduğunu ve bunun sığır kemiği kullanımından kaynaklanmış olabileceğini belirtmişlerdir.

Rapisarda ve ark. tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada kesme etkinliği testleri pleksiglas endobloklar üzerinde gerçekleştirilmiştir. Endoblok içerisindeki yapay kanallar test edilecek eğeler ile şekillendirildikten sonra endoblokta meydana gelen ağırlık kaybı hassas tartı yardımıyla ölçülerek uzaklaştırılan materyal miktarı tespit edilmiş ve eğelerin kesme etkinlikleri bu değerlere göre karşılaştırılmıştır (138). Bu

yöntemde küçük ağırlık değişimleri tespit edilmeye çalışıldığı için ağırlık ölçümü oldukça zor bir işlemdir ve doğru sonuçlar elde edebilmek için hassas bir uygulama gerektirmektedir.

Shafer ve ark. 3 farklı NiTi döner eğe sistemini karşılaştırdıkları çalışmalarında kesme etkinliğini değerlendirmek üzere rezin blok içerisine hazırlanmış, 28⁰ ve 35⁰ kurvatür açısı sergileyen yapay kanallar kullanmışlardır. Yapay kanallar test edilen eğeler ile şekillendirilmiş ve her bir eğe grubu için şekillendirme süresi kaydedilerek eğelerin etkinliği kesme hızı şeklinde değerlendirilmiştir (146).

Shafer ve Oitzinger 5 farklı eğe tipinin kesme etkinliğini karşılaştırdıkları çalışmalarında çekilmiş diş yerine 17 mm uzunluğunda ve 25 numaralı eğeler için 0.30 mm, 35 numaralı eğeler için ise 0.40 mm iç çapa sahip silindirik kanal içeren plastik örnekler kullanmışlardır. Eğeler 250 rpm hızla yapay kanal içerisinde çalıştırılmış ve yivlerin plastik artıklarıyla dolması sonucu eğe daha fazla materyal uzaklaştıramayacak hale gelince test sonlandırılmıştır. Bu süre içerisinde eğelerin ulaştığı maksimum ilerleme derinliği ölçülerek kesme etkinliği bu parametre üzerinden değerlendirilmiştir (139).

2014 yılında endodontik döner eğelerin kesme etkinliğini değerlendirmek için tasarlanmış yeni bir düzenek tanıtılmıştır (299). Bu düzenek üzerinde endodontik başlığın takılması için mobil bir plastik bir parça taşıyan ana gövdeden ve kesme etkinliği testinin üzerinde gerçekleştirileceği 30x30x1 mm boyutunda pleksiglas bir plakanın takılı olduğu paslanmaz çelik bloktan oluşmaktaydı. Endodontik başlığın takıldığı mobil parçaya yer çekiminden yararlanarak horizontal düzlemde duran eğenin pleksiglas bloğa doğru hareket etmesini sağlayacak 150 gr sabit ağırlık bağlanmıştır. Eğenin kaymasını önlemek için pleksiglasın 1 mm kalınlığındaki duvarına derinliği ve genişliği 1 mm olan bir çentik açılmıştır. Eğe pleksiglase dik olacak şekilde çentiğe oturduktan sonra sistem 1 dk süreyle çalıştırılmış ve maksimum kesme derinliği ölçülerek kesme etkinliği kriteri olarak değerlendirilmiştir. Daha sonra başka çalışmalarda da aynı düzenek kullanılmıştır (299-301).

Biz de çalışmamızda kanal yapısı ve eğenin debris uzaklaştırma kapasitesi gibi diğer faktörleri elimine ederek sadece eğelerin kesme yeteneğini değerlendirebilmek

için bu çalışma ile benzer düzenek kullandık ve kesme etkinliği testini pleksiglas örneklerde uyguladık.

Pleksiglas örnekler dentinle aynı özellikleri taşımadıkları için klinik pratiği tam olarak yansıtmazlar. Örneğin, endodontik eğeler uzun süre dentin üzerinde kullanıldıklarında aşınabilirler ve buna bağlı olarak kesme etkinlikleri azalır. Ancak, pleksiglas eğe üzerinde neredeyse hiç aşınmaya sebep olmaz (297). İnsan dentininin sertliği bulunduğu bölgeye bağlı olarak %25'e kadar değişiklik gösterebilmektedir (302, 303). Dentinin aksine pleksiglas farklı derinliklerde aynı sertliğe sahip olan homojen bir yapı sergiler (304, 305). Buna bağlı olarak, insan dentini yerine pleksiglas örnek kullanımı ile klinik pratik tam olarak taklit edilemese de sertlik farkından dolayı ortaya çıkabilecek değişken sonuçlar elimine edilebilir. Böylece farklı aletlerin kesme etkinliği açısından direk olarak karşılaştırılabileceği standart deney koşulları sağlanmış olur.

7.2.2. Kinematiğin Kesme Etkinliği Üzerine Etkisi

Literatürde NiTi eğelerin çalışma kinematiklerinin kesme etkinlikleri üzerine etkisine yönelik çelişkili sonuçlar mevcuttur.

You ve ark. tek başına ProTaper F2 eğenin resiprokasyon modunda kullanımı ile F2'ye kadar tüm ProTaper eğelerin devamlı rotasyon modunda sıralı olarak kullanımını şekillendirme süresi açısından karşılaştırmışlardır. Çekilmiş üst çene ve alt çene molar dişlerin kullanıldığı çalışmada dişler iki gruba ayrılarak ya resiprokasyon modunda ya da devamlı rotasyon modunda şekillendirilmiştir. F2 eğe çalışma boyuna ulaşana kadar geçen süre toplam şekillendirme süresinden eğe değişimi ve irigasyon süresi çıkarılarak hesaplanmıştır. Sonuçta, resiprokasyon modunda kullanılan tek eğe sisteminin devamlı rotasyon grubuna kıyasla şekillendirmeyi anlamlı derecede daha kısa zamanda tamamladığı tespit edilmiştir (23).

De-Deus ve ark. da ProTaper F2 eğenin resiprokasyon hareketi ile kullanıldığı tek-eğе sistemi ile rotasyon hareketinin kullanıldığı ProTaper tam set şekillendirme tekniğinin yuvarlak ve oval kanallardaki etkinliğini karşılaştırmışlardır. Sonuçta yuvarlak kanallarda iki teknik arasında fark gözlenmezken, oval kanallarda ProTaper F2 tek-eğе sistemi anlamlı derecede daha düşük etkinlik sergilemiştir. Ancak yazarlar bu sonucun tek başına resiprokasyon kinematiğine bağlanamayacağını aynı zamanda tek-eğе grubunda daha az eğe kullanılmasının da sonucu etkilemiş olabileceğini

belirtmişlerdir. Ayrıca kanal anatomisinin aletin çalışma kinematığından daha önemli bir faktör olduğunu belirtmişlerdir (306).

Sabar ve El Sadat WaveOne eğeler farklı resiprokasyon açıları ile kullanıldıklarında alt çene dişlerinin mezio-bukkal kanallarını şekillendirme sürelerini değerlendirmişlerdir. 150^0-30^0 , 120^0-30^0 ve 90^0-45^0 olmak üzere üç farklı resiprokasyon açısının karşılaştırıldığı çalışmada resiprokasyon ilerleme açısı azaldıkça eğenin çalışma boyuna ulaşması için gerekli zamanın anlamlı derecede uzadığı tespit edilmiştir. Yazarlar bu sonucu resiprokasyon ilerleme açısı azaldıkça eğenin 360^0 'lık kesme döngüsünü tamamlaması için gereken hareket ve sürenin daha fazla olmasına bağlamışlardır (206).

Çalışmalar arasındaki bu farklı sonuçlar kullanılan yöntem ve değerlendirme parametrelerinin çeşitlilik göstermesinden kaynaklanıyor olabilir. Bu nedenle farklı çalışmalarda elde edilen sonuçların birbirleriyle karşılaştırılmaları zordur.

Bizim çalışmamızda, kullanılan kinematik hariç diğer özellikleri benzer olan TF ve TF Adaptive ege sistemleri sırasıyla devamlı rotasyon ve adaptif hareket ile test edildi. Sonuçta, devamlı rotasyon hareketinin adaptif harekete kıyasla anlamlı derecede daha yüksek kesme etkinliği ile ilişkili olduğu görüldü.

Rubini ve ark. Reciproc R25 eğeleri resiprokasyon veya devamlı rotasyon hareketi ile kullanarak pleksiglas levhadaki kesme derinliklerine göre kesme etkinliklerini karşılaştırmışlardır. Sonuçta, devamlı rotasyon grubunda 8.9 mm, resiprokasyon grubunda ise 8.6 mm kesme derinliği elde edilmiş ve iki grup arasında anlamlı bir fark olmadığı tespit edilmiştir (299). Biz de bu çalışmadan esinlenerek hazırladığımız düzenekte benzer bir yöntem kullandık. Ancak, bu çalışmada Reciproc ALL programı ile kullanılan Reciproc R25 eğeleri 8.6 mm kesme derinliği sergilerken bizim çalışmamızda aynı eğeler için 3.8 mm derinlik tespit edildi. Rubini ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada aletler apikalden 14 mm uzaklıktaki noktadan test edilirken bizim çalışmamızda 12 mm uzaklıktan test edilmiştir. Eğenin apikaline doğru kor çapı azaldığı için esnekliği kurondan apikale doğru artış gösterir. Buna bağlı olarak test 12 mm' den uygulandığında pleksiglası kesmeye çalışan eğede 14 mm' den uygulanmasına kıyasla daha fazla defleksiyon oluştuğu için kesme etkinliği azalmış olabilir.

Aynı yöntemi kullanan Gambarini ve ark. da 35/.06 numaralı TF eğeleri devamlı rotasyon veya adaptif hareket ile kullandıkları çalışmalarında, apikalden 8 mm uzaklıktan uyguladıkları test ile eğelerin 1 dakikada pleksiglas levhadaki kesme derinliklerini ölçmüş ve ortalama derinliğin daimi rotasyon grubunda 10.4 mm iken adaptif hareket grubunda 9.9 mm olduğunu belirtmişlerdir. Sonuçta her iki grup arasında anlamlı fark tespit edilmemiştir (301). Bizim çalışmamızda ise TF eğeler 9.03 mm ortalama kesme derinliği gösterirken TF Adaptive eğeler 6.7 mm ortalama derinlik ile anlamlı derecede daha düşük kesme etkinliği sergiledi. Her iki çalışmada uygulanan yöntem benzer olmasına rağmen bizim çalışmamızda 25/.08 numaralı eğeler kullanıldı ve test apikalden 12 mm uzaklıktaki noktadan uygulandı. Bu nedenle, iki çalışmanın sonuçları arasındaki fark testin uygulandığı noktaların ve kullanılan eğe boyutlarının farklı olmasına bağlanabilir. Bunun yanı sıra TF eğeler iki çalışmada da aynı kinematiği sergilerken, adaptif hareket strese bağlı olarak kendini otomatik ayarladığı için TF Adaptive eğelerin iki çalışmada farklı kinematik sergilemiş olduğu düşünülmektedir. Bu durum, TF Adaptive eğelerin kesme etkinliği değerlerinde TF eğelerinkine kıyasla daha fazla fark olmasını açıklayabilir.

Tocci ve ark. da benzer şekilde pleksiglas levha üzerindeki kesme derinliği değerlerine göre WaveOne Primary ve TF Adaptive eğelerin kesme etkinliklerini karşılaştırmışlardır. Sonuçta TF Adaptive eğelerin (8.7 mm) WaveOne eğelere (6.4 mm) kıyasla anlamlı derecede daha yüksek kesme etkinliği sergilediğini bulmuşlar ve bu sonucun adaptif hareketten kaynaklandığını ileri sürmüşlerdir (300).

Bizim çalışmamızda WaveOne eğe için elde ettiğimiz 6.8 mm kesme derinliği değeri bu çalışmadaki ile uyumluyken, TF Adaptive eğeye ait kesme derinliği (6.7 mm) daha düşüktü. Bu farkın, daha önce de vurgulandığı gibi, testin uygulandığı noktanın eğe ucundan uzaklığıyla ilişkili olduğunu düşünmekteyiz. Tocci ve ark. testi eğe ucundan 14 mm uzaklıktan uygularken biz 12 mm uzaklıktan uyguladık. WaveOne eğeler için kullanılan WaveOne ALL modu sabit 170^0 - 50^0 resiprokasyon açısıyla çalıştığı için her iki çalışmada da sabit bir hareket sergilemiştir. Bunun aksine adaptif hareket aletin maruz kaldığı strese göre kendini otomatik olarak adapte edebilen bir harekettir. Bu nedenle, kullanılan farklı test noktalarında (12 mm ve 14 mm) eğenin maruz kaldığı stres değerlerinin ve dolayısıyla adaptif hareketin kullandığı

resiprokasyon açılarının farklılık gösterebileceğini ve bunun TF Adaptive eğelerin iki çalışmada ulaştığı farklı penetrasyon derinliklerini açıklayabileceğini düşünmekteyiz.

7.2.3. Eğe Tasarımının Kesme etkinliği Üzerine Etkisi

NiTi eğelerin enine kesit alanı ve tasarım özelliklerinin performansları üzerine etkisi birçok çalışmada incelenmiştir. Bu çalışmaların bulguları doğrultusunda eğe tasarımının kesme etkinliği üzerinde önemli derecede etkili olduğu sonucu ortaya çıkmaktadır (139, 149, 293, 307). Üçgen enine kesitin gelişmiş kesme etkinliği ile ilişkili olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur (134, 140, 298). Bizim çalışmamızda da üçgen enine kesit tasarımına sahip olan TF, WaveOne ve TF Adaptive eğeler S şekilli enine kesite sahip Reciproc eğelere kıyasla anlamlı derecede daha yüksek kesme etkinliği sergilediler.

Eğe bıçaklarının tıkanmasını önlemesi açısından önemli olan talaş uzaklaştırma kapasitesinin de kesme etkinliği üzerinde etkisi vardır (66, 141). Küçük kor çapı kanal duvarı ile eğe arasında daha fazla boşluğa olanak sağladığı için bu yapıya sahip eğelerde talaş kuronale doğru uzaklaştırma kapasitesi daha yüksektir (148, 152). Ancak, bizim çalışmamızda kesme etkinliği testi kanal içerisinde gerçekleştirilmediği için talaş uzaklaştırma kapasitesinin test sonuçları üzerinde etkisi olmadı.

Schafer ve Oitzinger farklı enine kesitsel tasarıma sahip 25/.06 ve 35/.04 numaralı Alpha-File (beşgen), FlexMaster (konveks üçgen), Mtwo (S şekilli), ProFile (U şekilli) ve RaCe (üçgen) eğelerin plastik silindirik kanallarda ulaştıkları maksimum ilerleme derinliği değerlerini kullanarak kesme etkinliklerini karşılaştırmışlardır. Sonuçta, RaCe eğeler hem üçgen enine kesite hem de küçük kor çapına bağlı olarak yüksek talaş uzaklaştırma kapasitesine sahip oldukları için en yüksek performansı sergilemişlerdir. Mtwo eğeler ise üçgen kesite sahip olmamalarına rağmen küçük kor çapları nedeniyle RaCe eğeler ile benzer performans göstermişlerdir. Üçüncü sırada yer alan FlexMaster eğeler RaCe eğeler gibi 3 kesici kenara sahip olmalarına rağmen, konveks üçgen kesitlerinden dolayı daha küçük talaş uzaklaştırma boşluğu oluşturmaları az da olsa daha zayıf performans sergilemelerine neden olmuştur. Dördüncü ve beşinci sırada ise sırasıyla Alpha-File (beşgen) ve ProFile (U şekilli) eğeler yer almış ve aralarında anlamlı fark tespit edilmiştir (139).

Bürklein ve ark. Reciproc, WaveOne, Mtwo ve ProTaper eğeleri kullandıkları çalışmalarında çekilmiş dişler üzerinde eğelerin temizleme etkinliklerini karşılaştırmışlardır. Çekilmiş dişler üzerinde gerçekleştirilen çalışmada eğelerin etkinliği kalan debris ve smear tabakası ile değerlendirilmiştir. Sonuçta eğelerin etkinlik sıralamasının büyükten küçüğe doğru Reciproc, Mtwo, WaveOne ve ProTaper şeklinde olduğu belirtilmiştir. Yazarlar eğelerin debris uzaklaştırma kapasiteleri arasındaki farkı tasarım özelliklerine bağlamışlardır. İki kesici kenara ve S şekilli enine kesite sahip olan Reciproc ve Mtwo eğeler küçük kor çaplarına bağlı olarak konveks üçgen enine kesite sahip WaveOne ve ProTaper eğelere kıyasla daha büyük debris uzaklaştırma kapasitesi sergilemişlerdir (149). Küçük çaplı eğeler oluşan debrisin rahatlıkla kuralden uzaklaştırılmasına olanak sağlarken, büyük çaplı eğelerde boşluk dar olduğu için uzaklaştırılamayan debris ege bıçakları arasında birikerek daha fazla dentin kesmesine engel olur (293).

Diğer çalışmaların aksine bizim çalışmamızda S şekilli enine kesite sahip Reciproc eğeler oldukça düşük etkinlik sergilemişlerdir.

Bizim çalışmamızda eğelerin kesme etkinliği 1 mm kalınlıkta pleksiglas levha üzerinde tek yönde çizgisel olarak ne kadar madde uzaklaştırabildiği ile ilişkili olarak değerlendirildi. Bu durumda kullandığımız yöntemde Reciproc eğelerin küçük çapının avantaj olmaktan çıktığını söyleyebiliriz. Çalışmamızda S şekilli Reciproc eğelerin üçgen enine kesite sahip diğer gruplara kıyasla anlamlı derecede düşük etkinlik sergilemesinin kesici kenar sayısının daha az olmasından kaynaklanmış olabileceğini düşünmekteyiz. Ayrıca, daha önce de belirtildiği gibi eğenin kor çapı küçüldükçe esnekliği artmaktadır. Eğelerin esnekliği arttıkça kesme esnasında yüzeyle temas halinde daha fazla defleksiyon gösterecekleri için dentine daha az kuvvet uygulayabilirler (66). Buna göre, daha esnek olan Reciproc eğelerin pleksiglasla temas halinde çalışırken diğer ege gruplarına kıyasla bir miktar daha fazla defleksiyon göstermiş olduğu ve bunun da düşük kesme etkinliğine yol açtığı düşünülebilir.

Bizim çalışmamızla benzer yöntem kullanan Plotino ve ark. Reciproc R25 ve WaveOne Primary eğelerin hem Reciproc ALL hem de WaveOne ALL programı ile çalıştırıldıklarında gösterdikleri kesme etkinliklerini karşılaştırmışlardır. Sonuçta Reciproc eğelerin her iki programda da WaveOne eğelerden daha yüksek kesme

etkinliği sergilediklerini bulmuşlardır. Her eğe kendine özgü programda kullanıldığında Reciproc eğeler 8.5 mm, WaveOne eğeler ise 7.4 mm ortalama kesme derinliği sergilemişlerdir (308).

Bizim çalışmamızda ise WaveOne eğeler 6.8 mm ile bu çalışmadaki kesme derinliğine yakın bir değer sergilerken Reciproc eğeler 3.8 mm ile oldukça farklı bir değer gösterdi. İki çalışma arasında ki bu farkın testin eğe üzerindeki uygulanma alanı ile ilişkili olabileceğini düşünmekteyiz. Plotino ve ark. testi eğe ucundan 14 mm uzaklıktan uygularken biz 12 mm uzaklıktan uyguladık. Test noktası apikale doğru yaklaştıkça, test noktasındaki kor çapı daha küçük olan Reciproc eğeler daha esnek oldukları için WaveOne eğelere kıyasla daha fazla defleksiyon göstermeleri beklenir ve WaveOne eğelerin etkinliğinde hafif bir düşüş görülürken Reciproc eğelerde ciddi kesme etkinliği düşüşü olması buna bağlanabilir.

Döner aletlerdeki gelişmelerle birlikte aletlerin performansları üzerine etki eden değişkenler de artmaktadır. Günümüzde kullanılan test metodlarıyla eğenin döngüsel yorulma dayanımı ve kesme etkinliği üzerinde hangi değişkenin (kesit, kinematik, metal alaşıım) daha etkin olduğunu belirlemek zordur. Ayrıca, bu konularda yapılan çalışmalarda standart bir deney yöntemi uygulanmadığı için çelişkili sonuçlar ortaya çıkabilmektedir. Bunun yanı sıra, uygulanan test koşulları klinik pratiği tam olarak yansıtmadığı için elde edilen sonuçların direk klinik pratikte kullanılması da mümkün değildir. Bu nedenle, daha güvenilir sonuçlar elde etmek için bu alanda daha fazla çalışma yapılması gerekmektedir. Ayrıca, hem farklı çalışmalardaki verilerin karşılaştırılabilmesi hem de klinik pratiğe uyarlanabilir sonuçlar elde edilebilmesi için ağızdaki çalışma ortamını en iyi şekilde taklit eden standart bir test yöntemi belirlenmesi gereklidir.

8. SONUÇ ve ÖNERİLER

Elde ettiğimiz bulgular doğrultusunda ve bu çalışmanın kısıtlamaları dahilinde, NiTi döner eğelerin döngüsel yorulma dayanımları ve kesme etkinliklerinin aynı anda birden fazla faktör tarafından etkilendiğini söyleyebiliriz. Ayrıca, etkin ve güvenli bir kanal tedavisinin vazgeçilmez etkenleri olan bu iki özelliğin birbiriyle doğrusal bir ilişki içerisinde olmadıkları görülmektedir. Örneğin, Reciproc eğeler en yüksek yorulma dayanımını sergilerken en düşük kesme etkinliğini gösterdiler. TF eğeler ise en düşük yorulma dayanımını ve en yüksek kesme etkinliğini sergilediler.

Dört güncel kök kanal şekillendirme sisteminin döngüsel yorulma dayanımı ve kesme etkinliğini karşılaştırdığımız çalışmamıza göre elde ettiğimiz sonuçları şu şekilde sıralayabiliriz:

1. NiTi döner eğelerin çalışma kinematığının döngüsel yorulma dayanımı üzerinde etkisi olduğunu düşünmekteyiz. Resiprokasyon hareketi yapan Reciproc ve WaveOne eğelerin adaptif hareket ile çalışan TF Adaptive ve devamlı rotasyonla çalışan TF eğelere kıyasla anlamlı derecede daha yüksek yorulma dayanımı sergiledikleri gözlemlendi.
2. Hareket türünün yanı sıra resiprokasyon ilerleme açısının da yorulma dayanımını etkilediği kanaatindeyiz. İlerleme açısı büyük olan eğelerin yorulma dayanımının daha düşük olduğu gözlemlendi.
3. Eğelerin üretim teknolojilerinin yorulma dayanımlarını etkilediğini düşünüyoruz. M-wire alaşımdan üretilen eğelerin (Reciproc, WaveOne) R-fazı teknolojisi ile üretilen eğelere (TF Adaptive, TF) kıyasla daha yüksek yorulma dayanımı sergiledikleri tespit edildi.
4. Eğelerin tasarım şekli ve kor çapının da döngüsel yorulma dayanımlarını etkilediğini düşünmekteyiz. Reciproc ve WaveOne eğeler aynı alaşımdan üretilmelerine ve resiprokasyon hareketi yapmalarına rağmen kor çapı daha küçük olan ve S şekilli enine kesite sahip Reciproc eğelerin daha esnek oldukları için daha yüksek yorulma dayanımı sergiledikleri görüldü.
5. Kesme etkinliğine yönelik bulguları değerlendirdiğimizde; enine kesitsel alan ve tasarım özelliklerinin kesme etkinliği sonuçları üzerinde etkili olduğunu

düşünmekteyiz. S şeklinde enine kesite sahip olan ve iki kesici kenarı bulunan Reciproc eğelerin, üçgen enine kesite ve üç kesici kenara sahip olan diğer eğe gruplarına kıyasla anlamlı derecede daha düşük kesme etkinliği sergiledikleri görüldü. Ayrıca, Reciproc eğelerin eğe ucundan 12 mm mesafedeki temas noktasında diğer eğelere nazaran küçük kor çapına sahip olmalarının da daha esnek olmalarına ve dolayısıyla kesme sırasında daha fazla esneme göstererek düşük etkinlik sergilemelerine neden olduğu düşünülebilir.

6. Benzer tasarım özelliklerine sahip olmalarına rağmen devamlı rotasyon hareketi ile çalışan TF eğelerin, adaptif hareket sergileyen TF Adaptive eğelere kıyasla anlamlı derecede daha yüksek kesme etkinliği sergiledikleri gözlemlendi. Buna göre, diğer özellikler aynı olduğunda eğe kinematığının de kesme etkinliği üzerinde etkisi olduğu tespit edildi.

9. KAYNAKLAR

1. Elizabeth M (2005). Hand instrumentation in root canal preparation. *Endod Top* 10: 163-167.
2. Schilder H (1974). Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am* 18: 269-296.
3. Peters OA (2004). Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod* 30: 559-567.
4. Gavini G, Pessoa OF, Barletta FB, Vasconcellos M, Caldeira CL (2010). Cyclic fatigue resistance of rotary nickel-titanium instruments submitted to nitrogen ion implantation. *J Endod* 36: 1183-1186.
5. Yum J, Cheung GS-P, Park J-K, Hur B, Kim H-C (2011). Torsional strength and toughness of nickel-titanium rotary files. *J Endod* 37: 382-386.
6. Walia H, Brantley WA, Gerstein H (1988). An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod* 14: 346-351.
7. Thompson S (2000). An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J* 33: 297-310.
8. De Melo MCC, de Azevedo Bahia MG, Buono VTL (2002). Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 28: 765-769.
9. Ankrum MT, Hartwell GR, Truitt JE (2004). K3 Endo, ProTaper, and ProFile systems: breakage and distortion in severely curved roots of molars. *J Endod* 30: 234-237.
10. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL (1997). Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 23: 77-85.
11. Li U-M, Lee B-S, Shih C-T, Lan W-H, Lin C-P (2002). Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *J Endod* 28: 448-451.
12. Haïkel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C (1999). Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 25: 434-440.
13. Bryant S, Thompson S, Al-Omari M, Dummer P (1998). Shaping ability of Profile rotary nickel-titanium instruments with ISO sized tips in simulated root canals: Part 1. *Int Endod J* 31: 275-281.
14. Yared G, Bou Dagher F, Machtou P (2001). Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on ProFile failures. *Int Endod J* 34: 47-53.
15. Ounsi HF, Al-Shalan T, Salameh Z, Grandini S, Ferrari M (2008). Quantitative and qualitative elemental analysis of different nickel–titanium rotary instruments by using scanning electron microscopy and energy dispersive spectroscopy. *J Endod* 34: 53-55.
16. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH (2000). Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod* 26: 161-165.

17. Parashos P, Gordon I, Messer HH (2004). Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod* 30: 722-725.
18. Parashos P, Messer HH (2006). Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod* 32: 1031-1043.
19. Capar ID, Ertas H, Arslan H (2015). Comparison of cyclic fatigue resistance of novel nickel-titanium rotary instruments. *Aust Endod J* 41: 24-28.
20. Gao Y, Shotton V, Wilkinson K, Phillips G, Johnson WB (2010). Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of ProFile Vortex rotary instruments. *J Endod* 36: 1205-1209.
21. Bhagabati N, Yadav S, Talwar S (2012). An in vitro cyclic fatigue analysis of different endodontic nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 38: 515-518.
22. Wan J, Rasimick BJ, Musikant BL, Deutsch AS (2011). A comparison of cyclic fatigue resistance in reciprocating and rotary nickel-titanium instruments. *Aust Endod J* 37: 122-127.
23. You S-Y, Bae K-S, Baek S-H, Kum K-Y, Shon W-J, Lee W (2010). Lifespan of one nickel-titanium rotary file with reciprocating motion in curved root canals. *J Endod* 36: 1991-1994.
24. De-Deus G, Moreira E, Lopes H, Elias C (2010). Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *Int Endod J* 43: 1063-1068.
25. Fayyad DM, Elgendy AAE (2011). Cutting efficiency of twisted versus machined nickel-titanium endodontic files. *J Endod* 37: 1143-1146.
26. Lilley J (1976). Endodontic instrumentation before 1800. *Int Endod J* 9: 67-70.
27. Grossman LI (1976). Endodontics 1776–1976: a bicentennial history against the background of general dentistry. *J Am Dent Assoc* 93: 78-87.
28. Hülsmann M, Peters OA, Dummer PM (2005). Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endod Top* 10: 30-76.
29. Younis O (1977). The effects of sterilization techniques on the properties of intracanal instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 43: 130-134.
30. Chernick LB, Jacobs JJ, Lautenschlager EP, Heuer MA (1976). Torsional failure of endodontic files. *J Endod* 2: 94-97.
31. Iverson G, von Fraunhofer J, Herrmann J (1985). The effects of various sterilization methods on the torsional strength of endodontic files. *J Endod* 11: 266-268.
32. Tygesen YA, Steiman HR, Ciavarrro C (2001). Comparison of distortion and separation utilizing ProFile and Pow-R nickel-titanium rotary files. *J Endod* 27: 762-764.
33. Bertrand MF, Lupi-Pégurier L, Medioni E, Muller M, Bolla M (2001). Curved molar root canal preparations using HERO 642 rotary nickel–titanium instruments. *Int Endod J* 34: 631-636.

34. Yaman SD (2002). Endodontide Kullanılan Kök Kanal Aletleri. GÜ Dişhek Fak Derg 19: 51-57.
35. Cayon R, Aguade B, Sahli C, Aguado W (1994). A comparison of molar root canal preparations using flexofile, Canal Master U, and Heliapical instruments. J Endod 20: 495-499.
36. Wildey WL, Senia ES (1989). A new root canal instrument and instrumentation technique: a preliminary report. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 67: 198-207.
37. Tepel J, Schäfer E (1997). Endodontic hand instruments: cutting efficiency, instrumentation of curved canals, bending and torsional properties. Endod Dent Traumatol 13: 201-210.
38. Eldeeb ME, Boraas JC (1985). The effect of different files on the preparation shape of severely curved canals. Int Endod J 18: 1-7.
39. Schäfer E (1997). Root canal instruments for manual use: a review. Endod Dent Traumatol 13: 51-64.
40. Rollins WH (1889). Progress in Dentistry. Boston Med Surg J 121: 130-133.
41. Walton R (1992). Current concepts of canal preparation. Dent Clin North Am 36: 309-326.
42. Taşdemir T, Aydemir H, Inan U, Ünal O (2005). Canal preparation with Hero 642 rotary Ni-Ti instruments compared with stainless steel hand K-file assessed using computed tomography. Int Endod J 38: 402-408.
43. Weine FS, Kelly RF, Lio PJ (1975). The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. J Endod 1: 255-262.
44. Abou-Rass M, Frank AL, Glick DH (1980). The anticurvature filing method to prepare the curved root canal. J Am Dent Assoc 101: 792-794.
45. Serene TP, Adams JD, Saxena A (1995). Nickel-titanium instruments: applications in endodontics, Ishiyaku EuroAmerica.
46. Versümer J, Hülsmann M, Schäfers F (2002). A comparative study of root canal preparation using ProFile. 04 and Lightspeed rotary Ni-Ti instruments. Int Endod J 35: 37-46.
47. Zhou H, Peng B, Zheng YF (2013). An overview of the mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. Endod Top 29: 42-54.
48. Buehler WJ, Gilfrich J, Wiley R (1963). Effect of low-temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. J Appl Phys 34: 1475-1477.
49. Civjan S, Huget EF, DeSimon LB (1975). Potential applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. J Dent Res 54: 89-96.
50. Walia HM, Brantley WA, Gerstein H (1988). An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. J Endod 14: 346-51.
51. Buehler WJ, Wang FE (1968). A summary of recent research on the Nitinol alloys and their potential application in ocean engineering. Ocean Eng 1: 105-120.

52. Buehler WJ, Cross WB (1969). 55-nitinol-unique wire alloy with a memory. WIRE J 2: 41-49.
53. Otsuka K, Ren X (2005). Physical metallurgy of Ti–Ni-based shape memory alloys. Prog Mater Sci 50: 511-678.
54. Porter DA, Easterling KE, Sherif M (2009). Phase Transformations in Metals and Alloys, (Revised Reprint), CRC press.
55. Otsuka K, Wayman CM (1999). Shape memory materials, Cambridge university press.
56. Wang FE, Pickart SJ, Alperin HA (1972). Mechanism of the TiNi martensitic transformation and the crystal structures of TiNi-II and TiNi-III phases. J Appl Phys 43: 97-112.
57. Taşdemir T, Aydemir H (2006). Kök kanal preparasyonunda kullanılan kanal aletlerinin gelişim süreci. GÜ Dİşhek Fak Derg 23: 47-53.
58. Glosson CR, Haller RH, Dove SB, Carlos E (1995). A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. J Endod 21: 146-151.
59. Tepel J, Schäfer E, Hoppe W (1995). Root canal instruments for manual use: cutting efficiency and instrumentation of curved canals. Int Endod J 28: 68-76.
60. Walia H, Costas J, Brantley W, Gerstein H (1989). Torsional ductility and cutting efficiency of the Nitinol file. J Endod 15: 174.
61. Tepel J, Schäfer E, Hoppe W (1995). Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 1. Cutting efficiency. J Endod 21: 418-421.
62. Thompson S, Dummer P (1998). Shaping ability of Quantec Series 2000 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals: Part 1. Int Endod J 31: 259-267.
63. Thompson S, Dummer P (1998). Shaping ability of Quantec Series 2000 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals: Part 2. Int Endod J 31: 268-274.
64. Haapasalo M, Shen Y (2013). Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. Endod Top 29: 3-17.
65. Deplazes P, Peters O, Barbakow F (2001). Comparing Apical Preparations of Root Canals Shaped by Nickel-Titanium Rotary Instruments and Nickel–Titanium Hand Instruments. J Endod 27: 196-202.
66. Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Wevers M, Lambrechts P (2001). Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: rationale, performance and safety. Am J Dent 14: 324-333.
67. Gergi R, Rjeily JA, Sader J, Naaman A (2010). Comparison of canal transportation and centering ability of twisted files, Pathfile-ProTaper system, and stainless steel hand K-files by using computed tomography. J Endod 36: 904-907.

68. Küçükay S, Küçükay I, Yılmaz B (2004). Kök Kanalı Şekillendirme Yöntemleri. Promat Matbaası, İstanbul: 15-25
69. Piao J, Miyara K, Ebihara A, Nomura N, Hanawa T, Suda H (2014). Correlation between cyclic fatigue and the bending properties of nickel titanium endodontic instruments. Dent Mater J 33: 539-544.
70. Bergenholtz G, Hörsted-Bindslev P, Reit C (2013). Textbook of endodontology, John Wiley & Sons.
71. Koch K, Brave D (2002). Real world endo: design features of rotary files and how they affect clinical performance. Oral Health 92: 39-49.
72. Kandaswamy D, Venkateshbabu N, Porkodi I, Pradeep G (2009). Canal-centering ability: An endodontic challenge. J Conserv Dent 12: 3-9.
73. Koch K, Brave D (2002). The ultimate rotary file? Oral Health 92: 59-67.
74. Glickman GN, Koch KA (2000). 21st-century endodontics. J Am Dent Assoc 131: 39S-46S.
75. Miserendino LJ, Moser J, Heuer M, Osetek E (1986). Cutting efficiency of endodontic instruments. Part II: analysis of tip design. J Endod 12: 8-12.
76. Hargreaves KM, Berman LH (2016). Cohen's Pathways of the Pulp. 11th edition St. Louis, Missouri: 216-219.
77. Sanghvi Z, Mistry K (2011). Design features of rotary instruments in endodontics. The Journal of Ahmedabad Dental College and Hospital 2: 6-11.
78. Cohen S, Burns RC, Hargreaves KM, Berman LH (2006). Pathways of the pulp. 9th edition Elsevier Mosby St. Louis, Mo: 243-246
79. Clauser T, Baumann MA (2004). ProTaper NT system. Dent Clin North Am 48: 87-111.
80. Shen Y, Peng B, Cheung GS-p (2004). Factors associated with the removal of fractured NiTi instruments from root canal systems. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 98: 605-610.
81. Martin B, Zelada G, Varela P, Bahillo J, Magán F, Ahn S, Rodríguez C (2003). Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. Int Endod J 36: 262-266.
82. Ullmann CJ, Peters OA (2005). Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. J Endod 31: 183-186.
83. Luebke NH, Brantley WA, Sabri ZI, Luebke FL, Lausten LL (1995). Physical dimensions, torsional performance, bending properties, and metallurgical characteristics of rotary endodontic instruments: VI. Canal master drills. J Endod 21: 259-263.
84. Gambarini G (2001). Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. Int Endod J 34: 386-389.
85. Green D (1955). Morphology of the pulp cavity of the permanent teeth. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 8: 743-759.

86. Peters O, Peters C, Schonenberger K, Barbakow F (2003). ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *Int Endod J* 36: 93-99.
87. Schneider SW (1971). A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 32: 271-275.
88. Mize SB, Clement DJ, Pruett JP, Carnes DL (1998). Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 24: 843-847.
89. Guilford WL, Lemons JE, Eleazer PD (2005). A comparison of torque required to fracture rotary files with tips bound in simulated curved canal. *J Endod* 31: 468-470.
90. Berutti E, Chiandussi G, Gaviglio I, Ibba A (2003). Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments: ProTaper versus ProFile. *J Endod* 29: 15-19.
91. Yared G, Kulkarni G, Ghossayn F (2003). An in vitro study of the torsional properties of new and used K3 instruments. *Int Endod J* 36: 764-769.
92. Yared G, Dagher F, Machtou P (2000). Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use. *Int Endod J* 33: 204-207.
93. Camps J, Pertol W (1994). Relationship between file size and stiffness of stainless steel instruments. *Endod Dent Traumatol* 10: 260-263.
94. Camps J, Pertot W, Levallois B (1995). Relationship between file size and stiffness of nickel titanium instruments. *Endod Dent Traumatol* 11: 270-273.
95. Schäfer E, Dzepina A, Danesh G (2003). Bending properties of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 96: 757-763.
96. Schäfer E, Tepel J (2001). Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part 3. Resistance to bending and fracture. *J Endod* 27: 299-303.
97. Gambarini G, Testarelli L, Milana V, Pecci R, Bedini R, Pongione G, Gerosa R, De Luca M (2009). Angular deflection of rotary nickel titanium files: a comparative study. *Ann Ist Super Sanita* 45: 423-426.
98. Dolan DW, Craig RG (1982). Bending and torsion of endodontic files with rhombus cross sections. *J Endod* 8: 260-264.
99. Krupp JD, Brantley WA, Gerstein H (1984). An investigation of the torsional and bending properties of seven brands of endodontic files. *J Endod* 10: 372-380.
100. Di Fiore P, Genov K, Komaroff E, Li Y, Lin L (2006). Nickel–titanium rotary instrument fracture: a clinical practice assessment. *Int Endod J* 39: 700-708.
101. Diemer F, Calas P (2004). Effect of pitch length on the behavior of rotary triple helix root canal instruments. *J Endod* 30: 716-718.

102. Guppy D, Curtis R, Ford T (2000). Dentine chips produced by nickel-titanium rotary instruments. *Endod Dent Traumatol* 16: 258-264.
103. Schäfer E, Vlassis M (2004). Comparative investigation of two rotary nickel–titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J* 37: 229-238.
104. Shen Y, Cheung GS-p, Bian Z, Peng B (2006). Comparison of defects in ProFile and ProTaper systems after clinical use. *J Endod* 32: 61-65.
105. Kuhn G, Tavernier B, Jordan L (2001). Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *J Endod* 27: 516-520.
106. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Nusstein JM, Daehn GS (2005). SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use. *J Endod* 31: 40-43.
107. Pohl M, Heßing C, Frenzel J (2004). Electrolytic processing of NiTi shape memory alloys. *Mater Sci Eng: A* 378: 191-199.
108. Tripi TR, Bonaccorso A, Condorelli GG (2006). Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 102: e106-e114.
109. Anderson ME, Price JW, Parashos P (2007). Fracture resistance of electropolished rotary nickel–titanium endodontic instruments. *J Endod* 33: 1212-1216.
110. Barbosa FOG, Gomes JAdCP, de Araújo MCP (2008). Influence of electrochemical polishing on the mechanical properties of K3 nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 34: 1533-1536.
111. Cheung GS, Shen Y, Darvell BW (2007). Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of a nickel–titanium rotary instrument in hypochlorite? *J Endod* 33: 1217-1221.
112. Di Fiore PM (2007). A dozen ways to prevent nickel-titanium rotary instrument fracture. *J Am Dent Assoc* 138: 196-201.
113. Berutti E, Negro AR, Lendini M, Pasqualini D (2004). Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments. *J Endod* 30: 228-230.
114. West J (2006). Endodontic update 2006. *J Esthet Restor Dent* 18: 280-300.
115. Darabara M, Bourithis L, Zinelis S, Papadimitriou G (2004). Susceptibility to localized corrosion of stainless steel and NiTi endodontic instruments in irrigating solutions. *Int Endod J* 37: 705-710.
116. de Castro Martins R, Bahia MGA, Buono VT, Horizonte B (2006). 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* 102: e99-e105.
117. Haïkel Y, Serfaty R, Wilson P, Speisser J, Allemann C (1998). Cutting efficiency of nickel-titanium endodontic instruments and the effect of sodium hypochlorite treatment. *J Endod* 24: 736-739.

118. O'Hoy P, Messer H, Palamara J (2003). The effect of cleaning procedures on fracture properties and corrosion of NiTi files. *Int Endod J* 36: 724-732.
119. Stokes OW, Di Fiore PM, Barss JT, Koerber A, Gilbert JL, Lautenschlager EP (1999). Corrosion in stainless-steel and nickel-titanium files. *J Endod* 25: 17-20.
120. Sirtes G, Waltimo T, Schaetzle M, Zehnder M (2005). The effects of temperature on sodium hypochlorite short-term stability, pulp dissolution capacity, and antimicrobial efficacy. *J Endod* 31: 669-671.
121. Zehnder M (2006). Root canal irrigants. *J Endod* 32: 389-398.
122. Walsch H (2004). The hybrid concept of nickel–titanium rotary instrumentation. *Dent Clin North Am* 48: 183-202.
123. Yared G, Kulkarni G (2002). Failure of ProFile Ni–Ti instruments used by an inexperienced operator under access limitations. *Int Endod J* 35: 536-541.
124. Schrader C, Peters OA (2005). Analysis of torque and force with differently tapered rotary endodontic instruments in vitro. *J Endod* 31: 120-123.
125. Roth TP, Whitney SI, Walker SG, Friedman S (2006). Microbial contamination of endodontic files received from the manufacturer. *J Endod* 32: 649-651.
126. Canalda-Sahli C, Brau-Aguadé E, Sentís-Vilalta J (1998). The effect of sterilization on bending and torsional properties of K-files manufactured with different metallic alloys. *Int Endod J* 31: 48-52.
127. Yared G, Bou Dagher F, Machtou P, Kulkarni G (2002). Influence of rotational speed, torque and operator proficiency on failure of Greater Taper files. *Int Endod J* 35: 7-12.
128. Kitchens GG, Liewehr FR, Moon PC (2007). The effect of operational speed on the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 33: 52-54.
129. Gabel WP, Hoen M, Steiman HR, Pink FE, Dietz R (1999). Effect of rotational speed on nickel-titanium file distortion. *J Endod* 25: 752-754.
130. Dietz DB, Di Fiore PM, Bahcall JK, Lautenschlager EP (2000). Effect of rotational speed on the breakage of nickel-titanium rotary files. *J Endod* 26: 68-71.
131. Daugherty DW, Gound TG, Comer TL (2001). Comparison of fracture rate, deformation rate, and efficiency between rotary endodontic instruments driven at 150 rpm and 350 rpm. *J Endod* 27: 93-95.
132. Karagöz-Küçükay I, Ersev H, Engin-Akkoca E, Küçükay S, Gürsoy T (2003). Effect of rotational speed on root canal preparation with Hero 642 rotary Ni-Ti instruments. *J Endod* 29: 447-449.
133. Poulsen WB, Dove SB, Carlos E (1995). Effect of nickel-titanium engine-driven instrument rotational speed on root canal morphology. *J Endod* 21: 609-612.
134. Camps J, Pertot W (1995). Machining efficiency of nickel-titanium K-type files in a linear motion. *Int Endod J* 28: 279-284.

135. Tucker DM, Wenckus CS, Bentkover SK (1997). Canal wall planning by engine-driven nickel-titanium instruments, compared with stainless-steel hand instrumentation. *J Endod* 23: 170-173.
136. Dalton BC, Ørstavik D, Phillips C, Pettiette M, Trope M (1998). Bacterial reduction with nickel-titanium rotary instrumentation. *J Endod* 24: 763-767.
137. Vinothkumar TS, Miglani R, Lakshminarayanan L (2007). Influence of deep dry cryogenic treatment on cutting efficiency and wear resistance of nickel–titanium rotary endodontic instruments. *J Endod* 33: 1355-1358.
138. Rapisardaa E, Bonaccorsob A, Tripib TR, Fragalkc I, Condorellid GG (2000). The effect of surface treatments of nickel-titanium files on wear and cutting efficiency. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 89: 363-368.
139. Schäfer E, Oitzinger M (2008). Cutting efficiency of five different types of rotary nickel–titanium instruments. *J Endod* 34: 198-200.
140. Felt R, Moser J, Heuer M (1982). Flute design of endodontic instruments: its influence on cutting efficiency. *J Endod* 8: 253-259.
141. Schäfer E (1999). Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part 1. Cutting efficiency. *J Endod* 25: 52-55.
142. Wildey WL, Senia ES, Montgomery S (1992). Another look at root canal instrumentation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 74: 499-507.
143. Rapisardaa E, Bonaccorsob A, Tripib TR, Condorellid GG (1999). Effect of sterilization on the cutting efficiency of rotary nickel-titanium endodontic files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 88: 343-347.
144. Miserendino LJ, Brantley WA, Walia HD, Gerstein H (1988). Cutting efficiency of endodontic hand instruments. Part 4. Comparison of hybrid and traditional instrument designs. *J Endod* 14: 451-454.
145. Heuer M (1959). A study of the structural, dimensional and physical characteristics of root canal instruments. Master's Thesis. Ann Arbor, MI: School of Dentistry, University of Michigan.
146. Schäfer E, Erler M, Dammaschke T (2006). Comparative study on the shaping ability and cleaning efficiency of rotary Mtwo instruments. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J* 39: 196-202.
147. Bürklein S, Benten S, Schäfer E (2013). Shaping ability of different single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J* 46: 590-597.
148. Schäfer E, Erler M, Dammaschke T (2006). Comparative study on the shaping ability and cleaning efficiency of rotary Mtwo instruments. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J* 39: 203-212.
149. Bürklein S, Hinschitz K, Dammaschke T, Schäfer E (2012). Shaping ability and cleaning effectiveness of two single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth: Reciproc and WaveOne versus Mtwo and ProTaper. *Int Endod J* 45: 449-461.

150. Schäfer E (2002). Effect of sterilization on the cutting efficiency of PVD-coated nickel–titanium endodontic instruments. *Int Endod J* 35: 867-872.
151. Seago ST, Bergeron BE, Kirkpatrick TC, Roberts MD, Roberts HW, Himel VT, Sabey KA (2015). Effect of Repeated Simulated Clinical Use and Sterilization on the Cutting Efficiency and Flexibility of Hyflex CM Nickel-Titanium Rotary Files. *J Endod* 41: 725-728.
152. Schäfer E, Vlassis M (2004). Comparative investigation of two rotary nickel–titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J* 37: 239-248.
153. Jeon I-S, Spångberg LS, Yoon T-C, Kazemi RB, Kum K-Y (2003). Smear layer production by 3 rotary reamers with different cutting blade designs in straight root canals: a scanning electron microscopic study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 96: 601-607.
154. Schäfer E, Zapke K (2000). A comparative scanning electron microscopic investigation of the efficacy of manual and automated instrumentation of root canals. *J Endod* 26: 660-664.
155. Hülsmann M, Gressmann G, Schäfers F (2003). A comparative study of root canal preparation using FlexMaster and HERO 642 rotary Ni–Ti instruments. *Int Endod J* 36: 358-366.
156. Bahia MGA, Buono VTL (2005). 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* 100: 249-255.
157. Gutmann J, Gao Y (2012). Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel–titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *Int Endod J* 45: 113-128.
158. Schellhammer F, Berlis A, Bloss H, Pagenstecher A, Schumacher M (1997). Poly-lactic-acid coating for endovascular stents: Preliminary results in canine experimental arteriovenous fistulae. *Invest Radiol* 32: 180-186.
159. Shevchenko N, Pham M-T, Maitz M (2004). Studies of surface modified NiTi alloy. *Appl Surf Sci* 235: 126-131.
160. Mohammadi Z, Soltani MK, Shalavi S, Asgary S (2014). A Review of the Various Surface Treatments of NiTi Instruments. *Iran Endod J* 9: 235-240.
161. Lee D-H, Park B, Saxena A, Serene TP (1996). Enhanced surface hardness by boron implantation in Nitinol alloy. *J Endod* 22: 543-546.
162. Wolle CFB, Vasconcellos MAZ, Hinrichs R, Becker AN, Barletta FB (2009). The effect of argon and nitrogen ion implantation on nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 35: 1558-1562.
163. Liu X, Chu PK, Ding C (2004). Surface modification of titanium, titanium alloys, and related materials for biomedical applications. *Mater Sci Eng: R* 47: 49-121.

164. Starosvetsky D, Gotman I (2001). Corrosion behavior of titanium nitride coated Ni-Ti shape memory surgical alloy. *Biomaterials* 22: 1853-1859.
165. Shenhar A, Gotman I, Radin S, Ducheyne P (2000). Microstructure and fretting behavior of hard TiN-based coatings on surgical titanium alloys. *Ceram Int* 26: 709-713.
166. Huang H-H, Hsu C-H, Pan S-J, He J-L, Chen C-C, Lee T-L (2005). Corrosion and cell adhesion behavior of TiN-coated and ion-nitrided titanium for dental applications. *Appl Surf Sci* 244: 252-256.
167. Li U-M, Chiang Y-C, Chang W-H, Lu C-M, Chen Y-C, Lai T-M, Lin C-P (2006). Study of the effects of thermal nitriding surface modification of nickel titanium rotary instruments on the wear resistance and cutting efficiency. *J Dent Sci* 1: 53-58.
168. Molinari A, Pellizzari M, Gialanella S, Straffelini G, Stiasny K (2001). Effect of deep cryogenic treatment on the mechanical properties of tool steels. *J Mater Process Technol* 118: 350-355.
169. Lal DM, Renganarayanan S, Kalanidhi A (2001). Cryogenic treatment to augment wear resistance of tool and die steels. *Cryogenics* 41: 149-155.
170. Barron R (1982). Cryogenic treatment of metals to improve wear resistance. *Cryogenics* 22: 409-413.
171. Huang J, Zhu Y, Liao X, Beyerlein I, Bourke M, Mitchell T (2003). Microstructure of cryogenic treated M2 tool steel. *Mater Sci Eng: A* 339: 241-244.
172. Kim J, Griggs J, Regan J, Ellis R, Cai Z (2005). Effect of cryogenic treatment on nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J* 38: 364-371.
173. George GK, Sanjeev K, Sekar M (2011). An in vitro evaluation of the effect of deep dry cryotreatment on the cutting efficiency of three rotary nickel titanium instruments. *J Conserv Dent* 14: 169-172.
174. Haider W, Munroe N, Tek V, Pulletikurthi C, Gill P, Pandya S (2009). Surface modifications of nitinol. *J long-term eff med implants* 19: 113-122.
175. Trepanier C, Tabrizian M, Yahia LH, Bilodeau L, Piron DL (1998). Effect of modification of oxide layer on NiTi stent corrosion resistance. *J Biomed Mater Res* 43: 433-440.
176. Herold KS, Johnson BR, Wenckus CS (2007). A scanning electron microscopy evaluation of microfractures, deformation and separation in EndoSequence and Profile nickel-titanium rotary files using an extracted molar tooth model. *J Endod* 33: 712-714.
177. Bui TB, Mitchell JC, Baumgartner JC (2008). Effect of electropolishing ProFile nickel-titanium rotary instruments on cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and cutting efficiency. *J Endod* 34: 190-193.
178. Kuhn G, Jordan L (2002). Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 28: 716-720.

179. Hayashi Y, Yoneyama T, Yahata Y, Miyai K, Hanawa T, Ebihara A, Suda H (2007). Phase transformation behaviour and bending properties of hybrid nickel–titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J* 40: 247-253.
180. Yahata Y, Yoneyama T, Hayashi Y, Ebihara A, Hanawa T, Suda H (2009). Effect of heat treatment on transformation temperatures and bending properties of nickel–titanium endodontic instruments. *Int Endod J* 42: 621-626.
181. Shen Y, Zhou H-m, Zheng Y-f, Peng B, Haapasalo M (2013). Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod* 39: 163-172.
182. Hou X, Yahata Y, Hayashi Y, Ebihara A, Hanawa T, Suda H (2011). Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel–titanium endodontic instruments. *Int Endod J* 44: 253-258.
183. Ye J, Gao Y (2012). Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *J Endod* 38: 105-107.
184. McKelvey A, Ritchie R (2001). Fatigue-crack growth behavior in the superelastic and shape-memory alloy Nitinol. *Metall Mater Trans A* 32: 731-743.
185. Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K (2008). Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/. 04 rotary instruments. *J Endod* 34: 1406-1409.
186. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J (2009). Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J Endod* 35: 401-403.
187. Al-Hadlaq SM, AlJarbou FA, AlThumairy RI (2010). Evaluation of cyclic flexural fatigue of M-wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 36: 305-307.
188. da Cunha Peixoto IF, Pereira ÉSJ, da Silva JG, Viana ACD, Buono VTL, de Azevedo Bahia MG (2010). Flexural fatigue and torsional resistance of ProFile GT and ProFile GT series X instruments. *J Endod* 36: 741-744.
189. Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Clark WA, Kovarik L, Buie C, Liu J, Johnson WB (2009). Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *J Endod* 35: 1589-1593.
190. Kramkowski TR, Bahcall J (2009). An in vitro comparison of torsional stress and cyclic fatigue resistance of ProFile GT and ProFile GT Series X rotary nickel-titanium files. *J Endod* 35: 404-407.
191. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M (2011). Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 37: 997-1001.
192. Zhou H-m, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng Y-f, Haapasalo M (2012). Mechanical properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *J Endod* 38: 1535-1540.

193. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M (2012). Effect of environment on fatigue failure of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 38: 376-380.
194. Peters O, Gluskin A, Weiss R, Han J (2012). An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel–titanium rotary instruments. *Int Endod J* 45: 1027-1034.
195. Theisen W, Schuermann A (2004). Electro discharge machining of nickel–titanium shape memory alloys. *Mater Sci Eng: A* 378: 200-204.
196. Pirani C, Iacono F, Generali L, Sassatelli P, Nucci C, Lusvarghi L, Gandolfi M, Prati C (2016). HyFlex EDM: superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments. *Int Endod J* 49: 483-493.
197. Payal H, Choudhary R, Singh S (2008). Analysis of electro discharge machined surfaces of EN-31 tool steel. *J Sci Ind Res* 67: 1072-1077.
198. Gambarini G, Gerosa R, De Luca M, Garala M, Testarelli L (2008). Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 105: 798-800.
199. Kim H-C, Yum J, Hur B, Cheung GS-P (2010). Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files. *J Endod* 36: 147-152.
200. Ha J-H, Kim SK, Cohenca N, Kim H-C (2013). Effect of R-phase heat treatment on torsional resistance and cyclic fatigue fracture. *J Endod* 39: 389-393.
201. Çapar I, Arslan H (2016). A review of instrumentation kinematics of engine-driven nickel–titanium instruments. *Int Endod J* 49: 119-135.
202. Yared G (2008). Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J* 41: 339-344.
203. Plotino G, Grande N, Testarelli L, Gambarini G (2012). Cyclic fatigue of Reciproc and WaveOne reciprocating instruments. *Int Endod J* 45: 614-618.
204. Pedullà E, Grande NM, Plotino G, Gambarini G, Rapisarda E (2013). Influence of continuous or reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of 4 different nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 39: 258-261.
205. Gambarini G, Plotino G, Grande N, Al-Sudani D, De Luca M, Testarelli L (2011). Mechanical properties of nickel–titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique. *Int Endod J* 44: 337-341.
206. Saber SEDM, Abu El Sadat SM (2013). Effect of altering the reciprocation range on the fatigue life and the shaping ability of WaveOne nickel-titanium instruments. *J Endod* 39: 685-688.
207. Stern S, Patel S, Foschi F, Sherriff M, Mannocci F (2012). Changes in centring and shaping ability using three nickel–titanium instrumentation techniques analysed by micro-computed tomography (μ CT). *Int Endod J* 45: 514-523.

208. Castelló-Escrivá R, Alegre-Domingo T, Faus-Matoses V, Román-Richon S, Faus-Llácer VJ (2012). In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of ProTaper, WaveOne, and Twisted Files. *J Endod* 38: 1521-1524.
209. Liu R, Hou BX, Wesselink PR, Wu M-K, Shemesh H (2013). The incidence of root microcracks caused by 3 different single-file systems versus the ProTaper system. *J Endod* 39: 1054-1056.
210. Ashwinkumar V, Krithikadatta J, Surendran S, Velmurugan N (2014). Effect of reciprocating file motion on microcrack formation in root canals: an SEM study. *Int Endod J* 47: 622-627.
211. Kansal R, Rajput A, Talwar S, Roongta R, Verma M (2014). Assessment of dentinal damage during canal preparation using reciprocating and rotary files. *J Endod* 40: 1443-1446.
212. Ceyhanli K, Erdilek N, Tatar I, Celik D (2015). Comparison of ProTaper, RaCe and Safesider instruments in the induction of dentinal microcracks: a micro-CT study. *Int Endod J* 49: 684-689.
213. Bürklein S, Tsotsis P, Schäfer E (2013). Incidence of dentinal defects after root canal preparation: reciprocating versus rotary instrumentation. *J Endod* 39: 501-504.
214. Metzger Z, Teperovich E, Zary R, Cohen R, Hof R (2010). The self-adjusting file (SAF). Part 1: respecting the root canal anatomy—a new concept of endodontic files and its implementation. *J Endod* 36: 679-690.
215. Yoldas O, Yilmaz S, Atakan G, Kuden C, Kasan Z (2012). Dentinal microcrack formation during root canal preparations by different NiTi rotary instruments and the self-adjusting file. *J Endod* 38: 232-235.
216. Hin ES, Wu M-K, Wesselink PR, Shemesh H (2013). Effects of self-adjusting file, Mtwo, and ProTaper on the root canal wall. *J Endod* 39: 262-264.
217. Koçak S, Koçak MM, Sağlam BC, Türker SA, Sağsen B, Er Ö (2013). Apical extrusion of debris using self-adjusting file, reciprocating single-file, and 2 rotary instrumentation systems. *J Endod* 39: 1278-1280.
218. Capar ID, Arslan H, Akcay M, Ertas H (2014). An in vitro comparison of apically extruded debris and instrumentation times with ProTaper Universal, ProTaper Next, Twisted File Adaptive, and HyFlex instruments. *J Endod* 40: 1638-1641.
219. Koçak M, Çiçek E, Koçak S, Sağlam B, Yılmaz N (2015). Apical extrusion of debris using ProTaper Universal and ProTaper Next rotary systems. *Int Endod J* 48: 283-286.
220. Ozsu D, Karatas E, Arslan H, Topcu MC (2014). Quantitative evaluation of apically extruded debris during root canal instrumentation with ProTaper Universal, ProTaper Next, WaveOne, and self-adjusting file systems. *Eur J Dent* 8: 504-508.
221. Capar ID, Ertas H, Ok E, Arslan H, Ertas ET (2014). Comparative study of different novel nickel-titanium rotary systems for root canal preparation in severely curved root canals. *J Endod* 40: 852-856.

222. Elnaghy A (2014). Cyclic fatigue resistance of ProTaper Next nickel-titanium rotary files. *Int Endod J* 47: 1034-1039.
223. Nguyen HH, Fong H, Paranjpe A, Flake NM, Johnson JD, Peters OA (2014). Evaluation of the resistance to cyclic fatigue among ProTaper Next, ProTaper Universal, and Vortex Blue rotary instruments. *J Endod* 40: 1190-1193.
224. Pérez-Higueras JJ, Arias A, José C, Peters OA (2014). Differences in cyclic fatigue resistance between ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels. *J Endod* 40: 1477-1481.
225. Pereira ES, Singh R, Arias A, Peters OA (2013). In vitro assessment of torque and force generated by novel ProTaper Next instruments during simulated canal preparation. *J Endod* 39: 1615-1619.
226. Gambarini G, Glassman G TF Adaptive: A Novel Approach to Nickel-Titanium Instrumentation “Rotary when you want it, Reciprocation when you need it”.
227. Gambarini G (2012). Influence of a novel reciprocation movement on the cyclic fatigue of twisted files (TF) instruments. Healthcare learning website. www.healthcare-learning.com London october.
228. Karataş E, Gündüz HA, Kırıcı DÖ, Arslan H, Topçu MÇ, Yeter KY (2015). Dentinal crack formation during root canal preparations by the twisted file adaptive, ProTaper Next, ProTaper Universal, and WaveOne Instruments. *J Endod* 41: 261-264.
229. Yared G (2011). Canal preparation with only one reciprocating in-strument without prior hand filing: A new concept.
230. Kim H-C, Kwak S-W, Cheung GS-P, Ko D-H, Chung S-M, Lee W (2012). Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc versus WaveOne. *J Endod* 38: 541-544.
231. Webber J, Machtou P, Pertot W, Kuttler S, Ruddle C, West J (2011). The WaveOne single-file reciprocating system. *Roots* 1: 28-33.
232. Mounce R (2010). Blended endodontic elegance and simplicity: the single twisted file preparation and matching RealSeal one obturator. *Int Dent SA* 12: 40-48.
233. Gambarini G, Grande NM, Plotino G, Somma F, Garala M, De Luca M, Testarelli L (2008). Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod* 34: 1003-1005.
234. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G (2009). A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 35: 1469-1476.
235. Vadhana S, SaravanaKarthikeyan B, Nandini S, Velmurugan N (2014). Cyclic fatigue resistance of RaCe and Mtwo rotary files in continuous rotation and reciprocating motion. *J Endod* 40: 995-999.
236. Barbosa FOG, Gomes JAdCP, de Araújo MCP (2007). Influence of previous angular deformation on flexural fatigue resistance of K3 nickel–titanium rotary instruments. *J Endod* 33: 1477-1480.

237. Yao JH, Schwartz SA, Beeson TJ (2006). Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *J Endod* 32: 55-57.
238. Lopes HP, Moreira E JL, Elias CN, de Almeida RA, Neves MS (2007). Cyclic fatigue of ProTaper instruments. *J Endod* 33: 55-57.
239. Yared G, Dagher F, Machtou P (1999). Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. *Int Endod J* 32: 115-119.
240. Li U-M, Shin C-S, Lan W-H, Lin C-P (2006). Application of nondestructive testing in cyclic fatigue evaluation of endodontic Ni-Ti rotary instruments. *Dent Mater J* 25: 247-252.
241. Ray JJ, Kirkpatrick TC, Rutledge RE (2007). Cyclic fatigue of EndoSequence and K3 rotary files in a dynamic model. *J Endod* 33: 1469-1472.
242. Cheung G, Darvell B (2007). Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 1: strain-life relationship. *Int Endod J* 40: 612-618.
243. Cheung G, Darvell B (2007). Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 2: fractographic analysis. *Int Endod J* 40: 619-625.
244. Cheung G, Darvell B (2007). Low-cycle fatigue of NiTi rotary instruments of various cross-sectional shapes. *Int Endod J* 40: 626-632.
245. Cheung GS, Shen Y, Darvell BW (2007). Effect of environment on low-cycle fatigue of a nickel-titanium instrument. *J Endod* 33: 1433-1437.
246. Gambarini G (2001). Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low-and high-torque endodontic motors. *J Endod* 27: 772-774.
247. Berutti E, Angelini E, Rigolone M, Migliaretti G, Pasqualini D (2006). Influence of sodium hypochlorite on fracture properties and corrosion of ProTaper Rotary instruments. *Int Endod J* 39: 693-699.
248. Inan U, Aydin C, Tunca YM (2007). 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* 104: 837-840.
249. Peters OA, Roehlike JO, Baumann MA (2007). Effect of immersion in sodium hypochlorite on torque and fatigue resistance of nickel-titanium instruments. *J Endod* 33: 589-593.
250. Plotino G, Grande N, Sorci E, Malagnino V, Somma F (2006). A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo Ni-Ti rotary instruments. *Int Endod J* 39: 716-723.
251. Grande N, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino V, Somma F (2006). Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems. *Int Endod J* 39: 755-763.
252. Plotino G, Grande N, Sorci E, Malagnino V, Somma F (2007). Influence of a brushing working motion on the fatigue life of NiTi rotary instruments. *Int Endod J* 40: 45-51.
253. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G (2009). Measurement of the trajectory of different NiTi rotary instruments in an artificial

- canal specifically designed for cyclic fatigue tests. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 108: e152-e156.
254. Viana A, Gonzalez B, Buono V, Bahia M (2006). Influence of sterilization on mechanical properties and fatigue resistance of nickel–titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J* 39: 709-715.
 255. Vieira E, França E, Martins R, Buono V, Bahia M (2008). Influence of multiple clinical use on fatigue resistance of ProTaper rotary nickel-titanium instruments. *Int Endod J* 41: 163-172.
 256. Testarelli L, Grande N, Plotino G, Lendini M, Pongione G, Paolis GD, Rizzo F, Milana V, Gambarini G (2009). Cyclic fatigue of different nickel-titanium rotary instruments: a comparative study. *Open Dent J* 3: 55-58.
 257. Fife D, Gambarini G, Britto L (2004). Cyclic fatigue testing of ProTaper NiTi rotary instruments after clinical use. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 97: 251-256.
 258. Lopes HP, Elias CN, Vieira MV, Siqueira JF, Mangelli M, Lopes WS, Vieira VT, Alves FR, Oliveira JC, Soares TG (2013). Fatigue life of Reciproc and Mtwo instruments subjected to static and dynamic tests. *J Endod* 39: 693-696.
 259. Pérez-Higueras JJ, Arias A, José C (2013). Cyclic fatigue resistance of K3, K3XF, and twisted file nickel-titanium files under continuous rotation or reciprocating motion. *J Endod* 39: 1585-1588.
 260. Lee W, Hwang YJ, You SY, Kim HC (2013). Effect of reciprocation usage of nickel-titanium rotary files on the cyclic fatigue resistance. *Aust Endod J* 39: 146-150.
 261. Kiefner P, Ban M, De-Deus G (2014). Is the reciprocating movement per se able to improve the cyclic fatigue resistance of instruments? *Int Endod J* 47: 430-436.
 262. Whipple SJ, Kirkpatrick TC, Rutledge RE (2009). Cyclic fatigue resistance of two variable-taper rotary file systems: ProTaper universal and V-Taper. *J Endod* 35: 555-558.
 263. De-Deus G, Vieira VTL, da Silva EJN, Lopes H, Elias CN, Moreira EJ (2014). Bending resistance and dynamic and static cyclic fatigue life of Reciproc and WaveOne large instruments. *J Endod* 40: 575-579.
 264. Karataş E, Arslan H, Büker M, Seçkin F, Çapar I (2015). Effect of movement kinematics on the cyclic fatigue resistance of nickel–titanium instruments. *Int Endod J* 49: 361-364.
 265. Pirani C, Ruggeri O, Cirulli PP, Pelliccioni GA, Gandolfi MG, Prati C (2014). Metallurgical analysis and fatigue resistance of WaveOne and ProTaper nickel–titanium instruments. *Odontology* 102: 211-216.
 266. Gambarini G, Rubini AG, Al Sudani D, Gergi R, Culla A, De Angelis F, Di Carlo S, Pompa G, Osta N, Testarelli L (2012). Influence of different angles of reciprocation on the cyclic fatigue of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 38: 1408-1411.

267. Gambarini G, Gergi R, Naaman A, Osta N, Al Sudani D (2012). Cyclic fatigue analysis of twisted file rotary NiTi instruments used in reciprocating motion. *Int Endod J* 45: 802-806.
268. F. da Frota M, G. Espir C, LCV Berbert F, AF Marques A, C. Sponchiado-Junior E, Tanomaru-Filho M, FR Garcia L, Bonetti-Filho I (2014). Comparison of cyclic fatigue and torsional resistance in reciprocating single-file systems and continuous rotary instrumentation systems. *J Oral Sci* 56: 269-275.
269. Tsujimoto M, Irifune Y, Tsujimoto Y, Yamada S, Watanabe I, Hayashi Y (2014). Comparison of conventional and new-generation nickel-titanium files in regard to their physical properties. *J Endod* 40: 1824-1829.
270. Higuera O, Plotino G, Tocci L, Carrillo G, Gambarini G, Jaramillo DE (2015). Cyclic fatigue resistance of 3 different nickel-titanium reciprocating instruments in artificial canals. *J Endod* 41: 913-915.
271. Capar ID, Kaval ME, Ertas H, Sen BH (2015). Comparison of the cyclic fatigue resistance of 5 different rotary pathfinding instruments made of conventional nickel-titanium Wire, M-Wire, and controlled memory wire. *J Endod* 41: 535-538.
272. Gambarini G, Plotino G, Piasecki L, Al-Sudani D, Testarelli L, Sannino G (2015). Deformations and cyclic fatigue resistance of nickel-titanium instruments inside a sequence. *Ann Stomatol (Roma)* 6: 6-9.
273. Varela-Patiño P, Ibañez-Párraga A, Rivas-Mundiña B, Cantatore G, Otero XL, Martin-Biedma B (2010). Alternating versus continuous rotation: a comparative study of the effect on instrument life. *J Endod* 36: 157-159.
274. Gavini G, Caldeira CL, Akisue E, de Miranda Candeiro GT, Kawakami DAS (2012). Resistance to flexural fatigue of Reciproc R25 files under continuous rotation and reciprocating movement. *J Endod* 38: 684-687.
275. Rubini AG, Sannino G, Pongione G, Dina Al Sudani D, Jantarat J (2013). Influence of file motion on cyclic fatigue of new nickel titanium instruments. *Ann Stomatol (Roma)* 4: 149-151.
276. Dagna A, Poggio C, Beltrami R, Colombo M, Chiesa M, Bianchi S (2014). Cyclic fatigue resistance of OneShape, Reciproc, and WaveOne: An in vitro comparative study. *J Conserv Dent* 17: 250-254.
277. Elsaka SE, Elnaghy AM (2015). Cyclic fatigue resistance of OneShape and WaveOne instruments using different angles of curvature. *Dent Mater J* 34: 358-363.
278. Arslan H, Alsancak M, Doğanay E, Karataş E, Davut Çapar İ, Ertas H (2015). Cyclic fatigue analysis of Reciproc R25® instruments with different kinematics. *Aust Endod J* 42: 22-24.
279. Miserendino LJ (1991). Instruments, materials, and devices. Pathways of the pulp. 5th ed. Mosby Year Book, St. Louis: 377-413.
280. Baek S-H, Lee C-J, Versluis A, Kim B-M, Lee W, Kim H-C (2011). Comparison of torsional stiffness of nickel-titanium rotary files with different geometric characteristics. *J Endod* 37: 1283-1286.

281. Zhang E-W, Cheung GS, Zheng Y-F (2010). Influence of cross-sectional design and dimension on mechanical behavior of nickel-titanium instruments under torsion and bending: a numerical analysis. *J Endod* 36: 1394-1398.
282. Turpin Y, Chagneau F, Bartier O, Cathelineau G, Vulcain J (2001). Impact of torsional and bending inertia on root canal instruments. *J Endod* 27: 333-336.
283. Biz M, Figueiredo J (2004). Morphometric analysis of shank-to-flute ratio in rotary nickel–titanium files. *Int Endod J* 37: 353-358.
284. Chow DY, Stover SE, Bahcall JK, Jaunberzins A, Toth JM (2005). An in vitro comparison of the rake angles between K3 and ProFile endodontic file systems. *J Endod* 31: 180-182.
285. Ferreira MM, Rebelo D, Caramelo F, Carrilho E, Loureiro M (2013). In vitro evaluation of wear and canal transportation using reciprocating instruments: RECIPROC® vs WaveOne® files. *Rev Port Estomatol Med Dent Cir Maxilofac* 54: 117-123.
286. Berendt C (2007). Method of preparing nitinol for use in manufacturing instruments with improved fatigue resistance. US Patent Application 20070072147.
287. Condorelli G, Bonaccorso A, Smecca E, Schäfer E, Cantatore G, Tripi T (2010). Improvement of the fatigue resistance of NiTi endodontic files by surface and bulk modifications. *Int Endod J* 43: 866-873.
288. Lopes HP, Gambarra-Soares T, Elias CN, Siqueira JF, Inojosa IF, Lopes WS, Vieira VT (2013). Comparison of the mechanical properties of rotary instruments made of conventional nickel-titanium wire, M-wire, or nickel-titanium alloy in R-phase. *J Endod* 39: 516-520.
289. Shen Y, Zhou H-m, Wang Z, Campbell L, Zheng Y-f, Haapasalo M (2013). Phase transformation behavior and mechanical properties of thermomechanically treated K3XF nickel-titanium instruments. *J Endod* 39: 919-923.
290. Pereira E, Peixoto I, Viana A, Oliveira I, Gonzalez B, Buono V, Bahia M (2012). Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Int Endod J* 45: 469-474.
291. Brantley WA, Svec TA, Iijima M, Powers JM, Grentzer TH (2002). Differential scanning calorimetric studies of nickel titanium rotary endodontic instruments. *J Endod* 28: 567-572.
292. Davis JR (2000). ASM specialty handbook: nickel, cobalt, and their alloys. ASM International, Member/Customer Service Center, Materials Park, OH 44073-0002, USA, 2000. 442.
293. Wan J, Rasimick BJ, Musikant BL, Deutsch AS (2010). Cutting efficiency of 3 different instrument designs used in reciprocation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 109: e82-e85.

294. Haïkel Y, Serfaty R, Lwin T-TC, Allemann C (1996). Measurement of the cutting efficiency of endodontic instruments: a new concept. *J Endod* 22: 651-656.
295. Machian GR, Peters DD, Lorton L (1982). The comparative efficiency of four types of endodontic instruments. *J Endod* 8: 398-402.
296. Shen Y, Haapasalo M (2008). Three-dimensional analysis of cutting behavior of nickel-titanium rotary instruments by microcomputed tomography. *J Endod* 34: 606-610.
297. Kazemi RB, Stenman E, Spngberg LS (1996). Machining efficiency and wear resistance of nickel-titanium endodontic files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 81: 596-602.
298. Oliet S, Sorin SM (1973). Cutting efficiency of endodontic reamers. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 36: 243-252.
299. Rubini AG, Plotino G, Al-Sudani D, Grande NM, Putorti E, Sonnino G, Cotti E, Testarelli L, Gambarini G (2014). A new device to test cutting efficiency of mechanical endodontic instruments. *Med Sci Monit* 20: 374-378.
300. Tocci L, Plotino G, Al-Sudani D, Rubini AG, Sannino G, Piasecki L, Putorti E, Testarelli L, Gambarini G (2015). Cutting efficiency of instruments with different movements: a comparative study. *J Oral Maxillofac Res* 6: e6.
301. Gambarini G, Rubini AG, Sannino G, Di Giorgio F, Piasecki L, Al-Sudani D, Plotino G, Testarelli L (2016). Cutting efficiency of nickel–titanium rotary and reciprocating instruments after prolonged use. *Odontology* 104: 77-81.
302. Newman JG, Brantley WA, Gerstein H (1983). A study of the cutting efficiency of seven brands of endodontic files in linear motion. *J Endod* 9: 316-322.
303. Peyton F, Mahler D, Hershenov B (1952). Physical properties of dentin. *J Dent Res* 31: 366-370.
304. Stenman E (1977). Effects of sterilization and endodontic medicaments on mechanical properties of root canal instruments, Department of Dental Technology, University of Umeå.
305. Stenman E, Spngberg LS (1990). Machining efficiency of endodontic files: a new methodology. *J Endod* 16: 151-157.
306. De-Deus G, Barino B, Zamolyi RQ, Souza E, Fonseca A, Fidel S, Fidel RAS (2010). Suboptimal debridement quality produced by the single-file F2 ProTaper technique in oval-shaped canals. *J Endod* 36: 1897-1900.
307. Cecchin D, de Sousa-Neto MD, Pécora JD, Gariba-Silva R (2011). Cutting efficiency of four different rotary nickel: Titanium instruments. *J Conserv Dent* 14: 117-119.
308. Plotino G, Giansiracusa Rubini A, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G (2014). Cutting efficiency of Reciproc and WaveOne reciprocating instruments. *J Endod* 40:1228-1230.

10. ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

T.C. Kimlik No : 18497683354
Soyadı, Adı : ŞANAL ÇIKMAN, Ahter
Uyruğu : T.C.
Doğum tarihi ve yeri : 14. 01. 1983 Rize
Medeni hali : Evli
Telefon : 0506 929 3341
E-Posta : ahterdeha@hotmail.com
Yazışma adresi : KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi, Endodonti Anabilim Dalı, Trabzon

EĞİTİM BİLGİLERİ

Derece	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Lisans	Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2006
Lise	Trabzon Yomra Fen Lisesi	2001

AKADEMİK/MESLEKİ DENEYİMİ

Görevi	Kurum	Süre (Yıl-Yıl)
1. Araştırma Görevlisi	K.T.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	2011-
2. Diş Hekimi	Rize Ağız Diş Sağlığı Merkezi	2007-2011

YABANCI DİL

İngilizce

UZMANLIK ALANI

Endodonti

YAYINLAR

Ceyhanlı K.T., Çelik D., Şanal Çıkman A., Taşdemir T. Stajyer Diş Hekimleri Tarafından Yapılan Kök Kanal Dolgularının Teknik Kalitesinin Radyografik Olarak Değerlendirilmesi. Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi 2015; 36-1: 25-31

BİLDİRİLER

1. Ceyhanlı K.T., Çelik D., **Şanal Çıkman A.**, Taşdemir T. Komplike Kron-Kök Kırığı Tedavisinde Kopan Diş Parçasının Yapıştırılması: Olgu Sunumu. Türk Endodonti Derneği 5. Bilimsel Sempozyumu, Aydın, Türkiye, 1-4 Haziran 2013, pp.1-1
2. Ceyhanlı K.T., Çelik D., **Şanal Çıkman A.**, Taşdemir T. Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde Stajyer Diş Hekimleri Tarafından Yapılan Kök Kanal Dolgularının Teknik Kalitesinin Radyografik Olarak Değerlendirilmesi. Türk Endodonti Derneği 5. Bilimsel Sempozyumu, Aydın, Türkiye, 1-4 Haziran 2013, pp.1-1
3. **Şanal Çıkman A.**, Ceyhanlı K.T., Çelik D., Taşdemir T. Travmaya Maruz Kalmış Dört Üst Kesici Dişe Uygulanan Dört Farklı Endodontik Tedavi Yaklaşımı. 6. Uluslararası Endodonti Sempozyumu, Erzurum, Türkiye, 6-8 Mart 2015, pp. 115-115

HOBİLER

Yüzmek, kitap okumak, film izlemek