

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**KURVATÜRLÜ KANALLARDA NİKEL TİTANYUM DÖNER
ENDODONTİK ALETLERİN DÖNGÜSEL YORGUNLUĞUNA
SICAKLIĞIN ETKİSİ**

SÜMEYYE KOYUNCU

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI

Doç. Dr. Melek AKMAN

KONYA 2021

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

KURVATÜRLÜ KANALLARDA NİKEL TİTANYUM DÖNER
ENDODONTİK ALETLERİN DÖNGÜSEL YORGUNLUĞUNA
SICAKLIĞIN ETKİSİ

SÜMEYYE KOYUNCU

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI

Doç. Dr. Melek AKMAN

Bu araştırma Necmettin Erbakan Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Projeleri
Koordinatörlüğü tarafından 191924002 proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA 2021

TEZ ONAY SAYFASI

Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı Uzmanlık Öğrencisi SÜMEYYE KOYUNCU'nun "Kurvatuürlü Kanallarda Nikel Titanyum Döner Endodontik Aletlerin Döngüsel Yorgunluğuna Sıcaklığın Etkisi" başlıklı tezi tarafımızdan incelenmiş; amaç, kapsam ve kalite yönünden Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Konya, TÜRKİYE / /

Tez Danışmanı

Doç. Dr. Melek AKMAN

Necmettin Erbakan Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Üyesi

Prof. Dr. Hale Arı AYDINBELGE

Selçuk Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Üyesi

Doç. Dr. Arslan TERLEMEZ

Necmettin Erbakan Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Yukarıdaki tez, Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulunun / / tarih ve / sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR

Necmettin Erbakan Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

APPROVAL

We certify that we have read this dissertation entitled “The effect of temperature on cyclic fatigue of nickel titanium rotary endodontic instruments in curvature canals” by “SÜMEYYE KOYUNCU” that in our opinion it is fully adequate, in scope and quality, as dissertation for the degree of Specialization Thesis in the Department of “Endodontics”, Faculty of Dentistry, University of Necmettin Erbakan.

Konya, TURKEY / /

Principal Advisor

Assoc. Prof. Melek AKMAN

Necmettin Erbakan University

Faculty of Dentistry

Examination Committee Member

Prof. Hale Arı AYDINBELGE

Selcuk University

Faculty of Dentistry

Examination Committee Member

Assoc. Prof. Arslan TERLEMEZ

Necmettin Erbakan University

Faculty of Dentistry

This thesis has approved by the decision of Necmettin Erbakan University Faculty of Dentistry Administrative Board dates / / and numbered /

Dean

Prof. Ali Rıza TUNÇDEMİR

Necmettin Erbakan University

Faculty of Dentistry

Signature

TEZ BEYAN SAYFASI

Bu tezin tamamının kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına kadar hiçbir aşamasında etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Tarih

SÜMEYYE KOYUNCU

İmzası

BENZERLİK RAPORU

Kurvatuürlü Kanallarda Nikel Titanyum Döner Endodontik Aletlerin Döngüsel Yorgunluğuna Sıcaklığın Etkisi

ORIGINALITY REPORT

7%

SIMILARITY INDEX

PRIMARY SOURCES

1	www.neu.edu.tr Internet	245 words — 2%
2	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 Internet	157 words — 1%
3	burkonturizm.com Internet	75 words — 1%
4	Taha ÖZYÜREK, Ebru ÖZSEZER DEMİRYÜREK. "Incidence of Dentinal Defects after Preparation with Different Nickel Titanium Rotary File Systems", Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences, 2017 Crossref	58 words — < 1%
5	www.turkiyeklinikleri.com Internet	46 words — < 1%
6	www.eudfd.org Internet	31 words — < 1%
7	www.istanbulsaglik.gov.tr Internet	26 words — < 1%
8	acikerisim.dicle.edu.tr Internet	25 words — < 1%

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince yalnızca danışmanım olarak kalmayıp her daim yanımda olan, tezimin her aşamasında beni yönlendiren ve yardımını esirgemeyen değerli hocam Sayın Doç. Dr. Melek AKMAN'a

Tez çalışmam boyunca mekanik çalışmalarda yardımlarını esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Serhan AKMAN'a

Eğitim hayatım boyunca tecrübelerini benimle paylaşan, Sayın hocalarım Dr. Öğr. Üyesi Durmuş Alperen BOZKURT, Doç. Dr. Makbule Bilge AKBULUT, Dr. Öğr. Üyesi Şeref Nur MUTLU, Doç. Dr. Arslan TERLEMEZ'e

Eğitim hayatımız boyunca her anımızı birlikte geçirdiğimiz, sevgili Müge Selin AYDEMİR, Merve AKBAŞ ve tüm asistan arkadaşlarıma,

Yanımda olduğu her an hayatımı kolaylaştırıp güzelleştiren, dostluğuyla bana çok şey öğreten sevgili ev arkadaşım Mutlu GÜNEŞ'e

Hiç karşılık beklemeden maddi ve manevi desteklerini her zaman yanımda hissettiğim, evlatları olmaktan onur duyduğum annem, babam ve sevgili ablama,

Sevgisini ve sabrını hayatıma girdiği günden beri hissettiren sevgili eşime,

EN İÇTEN TEŞEKKÜRLERİMLE...

İÇİNDEKİLER

İç Kapak.....	i
Tez Onay Sayfası.....	ii
Approval.....	iii
Tez Beyan Sayfası.....	iv
Benzerlik Raporu.....	v
Teşekkür.....	vi
İçindekiler.....	vii
Kısaltmalar Ve Simgeler Listesi.....	x
Şekiller Listesi.....	xii
Tablolar Listesi.....	xiv
Özet.....	xv
Abstract.....	xvi
1. GİRİŞ ve AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	2
2.1. Kanal Şekillendirilmesinin Amacı.....	2
2.2. Kök Kanal Temizlenmesi ve Şekillendirilmesi Sırasında Oluşabilecek Başarısızlık ve Komplikasyonlar.....	2
2.2.1. Basamak oluşumu.....	2
2.2.2. Kanalın debrislerle tıkanması.....	3
2.2.3. Zip oluşumu (Eliptikasyon).....	3
2.2.4. Kök perforasyonları.....	3
2.2.5. Kanalda eğe kırılması.....	3
2.3. Döner Eğelerin Kırılma Mekanizması.....	4
2.3.1. Torsiyonel kırıklar.....	4
2.3.2. Döngüsel kırıklar.....	5
2.4. Eğe Kırıklarına Etki Eden Faktörler.....	5
2.4.1. Enstrümantasyon tekniği.....	5
2.4.2. 'Tork kontrollü' motorların kullanımı.....	6
2.4.3. Eğe boyutu ve kök kanal kurvatür yarıçapı.....	6
2.4.4. Yüzey durumu.....	7
2.4.5. Dönme hızı.....	7
2.4.6. Sıcaklığın etkisi.....	8
2.4.7. Sterilizasyonun etkisi.....	8

2.4.8. Diğer etkenler	8
2.5. Kanal Geniştirilmesi Sırasında Kullanılan Eğeler.....	8
2.5.1. Elle kullanılan kök kanal eğeleri.....	8
2.5.2. Düşük hızda kullanılan döner sistemler.....	9
2.5.3. Kanal preperasyonunda kullanılan döner eğe sistemleri.....	9
2.5.4. Düzlemsel bir hareket ile çalışan, kanal şekline uyum gösteren NiTi eğe	9
2.5.5. Motorla çalışan resiprokasyon yapan eğeler	10
2.5.6. Sonik ve ultrasonik aletler	10
2.6. Döner Eğelerin Kinematığı ve Metalurjik Özellikleri	10
2.6.1. Östenitik NiTi Alaşımlar.....	13
2.6.2. Geleneksel NiTi Alaşımlar	13
2.6.3. Electropolishing.....	14
2.6.4. M-Wire	14
2.6.5. R-phase	15
2.6.6. Martensitik NiTi alaşımlar.....	16
2.6.7. CM-Wire.....	16
2.6.8. Gold ve Blue Isıl İşlem.....	17
2.6.9. MaxWire	17
2.6.10. T-Wire ve C-Wire	18
2.7. Döngüsel Yorgunluk Test Düzenekleri	18
2.7.1 Eğri Metal Tüp.....	18
2.7.2. Oluklu blok düzeneği	19
2.7.3. Eğilendirilmiş düzleme karşı çevirme düzeneği	20
2.7.4. Dönen bir eğeyi üç noktada eğilendiren düzenek.....	20
2.8. Çalışmamızda Kullanılan Döner Eğe Sistemleri.....	21
2.8.1. ProTaper Next	21
2.8.2. One Curve.....	23
2.8.3. 2Shape	24
2.8.4. Reciproc Blue	25
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	28
3.1. Örneklerin hazırlanması.....	28
3.2. Döngüsel yorgunluk test cihazının yapımı	30
3.3. Yapay Kanalların Hazırlanması.....	31

3.4. Döngüsel Yorgunluk Testleri	33
3.5. Taramalı Elektron Mikroskobu (TEM) Analizi	34
3.6. İstatistiksel Analiz	35
4. BULGULAR	36
4.1. 37°C'de KTS'na Göre NiTi Döner Eğelerin Karşılaştırılması	36
4.2. 20°C'de KTS'na Göre NiTi Döner Eğelerin Karşılaştırılması	36
4.3. 37°C'de Kırılan Parçanın Uzunluğuna Göre NiTi Döner Eğelerin Karşılaştırılması	37
4.4. 20°C'de Kırılan Parçanın Uzunluğuna Göre NiTi Döner Eğelerin Karşılaştırılması	38
4.5. 37°C ve 20°C'de KTS'na Göre NiTi Döner Eğelerin Karşılaştırılması	38
4.6. 37°C ve 20°C'de Kırılan Parçanın Uzunluğuna Göre NiTi Döner Eğelerin Karşılaştırılması	39
4.7. SEM Analiz Bulguları	40
5. TARTIŞMA	44
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	56
7. KAYNAKÇA	57
8. ÖZGEÇMİŞ	70
9. EKLER	71
9.1 Etik Kurul Onayı	71

KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

%	: Yüzde
°C	: Santigrat Derece
ADA	: American Dental Association
ASM	: American Society for Metals
CAD/CAM	: Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim
CM	: Controlled Memory
DSC	: Differential Scanning Calorimetry
EP	: Electropolishing
EMS	: Electro medical Systems
EDM	: Electrical Discharge Machining
GPa	: Gigapaskal
H-tipi	: Hedström
ISO	: International Organization for Standardization
KTS	: Kırılma Anına Kadar Yapılan Tur Sayısı
MR	: Martensit reoritasyonu
MaxWire	: Martensite Austenite-electropolish-fileX
NaOCl	: Sodyum Hipoklorit
NiTi	: Nikel-Titanyum
NOL	: Naval Ordnance Laboratory
OC	: One Curve
PTN	: ProTaper Next
RaCe	: Reamer with Alternating Cutting Edge
RPC Blue	: Reciproc Blue
SAF	: Self-Adjusting File

SEM	: Scanning Electron Microscope
SIM	: Stress-Induced Martensitic
TEM	:Taramalı Eektron Mikroskobu
TS	: 2Shape
XRD	: X-ray diffraction

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. NiTi alaşımların sıcaklık diagramı.....	12
Şekil 2.2. Martensitik NiTi eğelerinin şekil hafızası etkisini gösteren stres-strain-sıcaklık diyagramı	13
Şekil 2.3. (a) Östenitik NiTi alaşımların spring-back etkisi. (b) Martensitik NiTi alaşımların kontrollü hafıza etkisi	16
Şekil 2.4. Metal tüp deney düzeneği.....	19
Şekil 2.5. Oluklu blok düzeneği.....	19
Şekil 2.6. Eğilendirilmiş düzleme karşı çevirme düzeneği.....	20
Şekil 2.7. Dönen bir eğeyi üç noktada eğilendiren düzenek	20
Şekil 2.8. ProTaper Next. (a) kesit tasarımı (b) yılan hareketi etkisi	22
Şekil 2.9. ProTaper Universal ve ProTaper Next	23
Şekil 2.10. One Curve eğe sisteminde bıçak boyunca değişken kesit tasarımı	24
Şekil 2.11. 2Shape döner eğe sistemi ve asimetric kesimi	24
Şekil 2.12. 2Shape kesit tasarımı	25
Şekil 2.13. Reciproc Blue eğe sisteminin kesit tasarımı.....	25
Şekil 2.14. Resiprokal hareketin eğede izlediği yol	26
Şekil 3.1. Dinamik döngüsel yorgunluk test cihazı.....	31
Şekil 3.2. Döngüsel yorgunluk test cihazının kullanım ayarlarının yapıldığı kontrol ünitesi.....	31
Şekil 3.3. Yapay kanalın şematik çizimi	32

Şekil 3.4. CNC makinalarında üretilen yapay kanalların görünümü	32
Şekil 3.5. Yapay kanalların cihaz üzerindeki konumu	33
Şekil 3.6. Çalışmamızda kullanılan dijital termometre	33
Şekil 3.7. Çalışmamızda kullanılan dijital kumpas	34
Şekil 3.8. Çalışmamızda kullanılan SEM cihazı	35
Şekil 4.1. Çalışmamızda kullandığımız eğelerin 37°C ve 20°C'deki KTS ortalamaları	39
Şekil 4.2. Çalışmamızda kullandığımız eğelerin 37°C ve 20°C'deki kırılma uzunluk ortalamaları	39
Şekil 4.3. 20°C'de PTN eğesinin kırık yüzey SEM görüntüsü	41
Şekil 4.4. 37°C'de PTN eğesinin kırık yüzey SEM görüntüsü	41
Şekil 4.5. 20°C'de One Curve eğesinin kırık yüzey SEM görüntüsü	41
Şekil 4.6. 37°C'de One Curve eğesinin kırık yüzey SEM görüntüsü	42
Şekil 4.7. 20°C'de RPC Blue eğesinin kırık yüzey SEM görüntüsü	42
Şekil 4.8. 37°C'de RPC Blue eğesinin kırık yüzey SEM görüntüsü	42
Şekil 4.9. 20°C'de TS eğesinin kırık yüzey SEM görüntüsü	43
Şekil 4.10. 37°C'de TS eğesinin kırık yüzey SEM görüntüsü	43

TABLolar LİSTESİ

Tablo 2.1. NiTi enstrumanların sınıflandırılması.....	9
Tablo 3.1. Çalışmamızda kullanılan NiTi eğe sistemleri ve özellikleri	28
Tablo 3.2. Çalışmamızda kullanılan deney grupları.....	30
Tablo 4.1. Çalışmamızda kullandığımız eğelerin 37°C'de kırılana kadar attıkları ortalama tur sayıları ve standart sapmaları.....	36
Tablo 4.2. Çalışmamızda kullandığımız eğelerin 20°C'de kırılana kadar attıkları ortalama tur sayıları ve standart sapmaları.....	37
Tablo 4.3. Çalışmamızda kullandığımız eğelerin 37°C'de ortalama kırılma uzunlukları ve standart sapmaları.....	37
Tablo 4.4. Çalışmamızda kullandığımız eğelerin 20°C'de ortalama kırılma uzunlukları ve standart sapmaları.....	38
Tablo 4.5. Çalışmamızda kullandığımız eğelerin farklı sıcaklıklardaki KTS, kırılma uzunlukları, p değerleri ve standart sapmaları.....	40

ÖZET

T.C. NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Kurvatuürlü Kanallarda Nikel Titanyum Döner Endodontik Aletlerin Döngüsel Yorgunluğuna Sıcaklığın Etkisi

Sümeıye KOYUNCU

Endodonti Anabilim Dalı

Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi/KONYA-2019

Bu çalışmanın amacı, One Curve, Reciproc Blue, ProTaper Next, 2Shape döner eğe sistemlerinin kurvatürlü kanallarda, kanal içi sıcaklık ve oda sıcaklığı da göz önünde bulundurularak döngüsel yorulma dirençlerini karşılaştırmaktır.

Bu çalışmada dört farklı NiTi eğe sistemi oda sıcaklığında (20°C) ve kanal içi sıcaklıkta (37°C) kullanılmıştır. ProTaper Next (25. 06), One Curve (25. 06), Reciproc Blue (25. 08) ve 2Shape (25. 06) eğe sistemlerinin her birinden otuzar eğe olmak üzere toplamda 120 eğe çalışmaya dahil edilmiştir. Tüm eğeler dinamik döngüsel yorgunluk test cihazında, 60°'lik kurvatür açısına, 5 mm yarıçapa sahip paslanmaz çelik yapay kanallarda oda sıcaklığında ve kanal içi sıcaklıklarda, kırılıncaya kadar kullanılmıştır. Kırılan her bir parçanın uzunluğu, dijital kumpas kullanılarak mm cinsinden ölçülerek kırılıncaya kadar yaptığı tur sayısı hesaplanmıştır. Veri dağılımının normal olmadığı tespit edilmiş (p<0.05) ve Kruskal Wallis testi kullanılmıştır. Post-hoc testi olarak ise Tamhane T2'den yararlanılmıştır. 37°C ve 20°C arasındaki değer farklılıklarının ölçümü için ise Wilcoxon Signed Rank testinden yararlanılmıştır.

Bu çalışmanın sonuçlarına göre 37°C'de döngüsel yorgunluk direnci One Curve eğe grubunda en yüksek iken ProTaper Next eğe grubunda en düşüktür. 20°C'de döngüsel yorgunluk direnci Reciproc Blue eğe grubunda en yüksek iken ProTaper Next grubunda en düşüktür. 2Shape eğe grubunun döngüsel yorulma direnci 20°C'de artarken, sıcaklık değişimi diğer eğe gruplarında döngüsel yorulma direncini etkilememiştir.

Genel olarak değerlendirildiğinde bu çalışmanın sonuçlarına göre, üretim şekilleri, alaşım özellikleri, sıcaklık gibi faktörler eğelerin döngüsel yorgunluk direncini etkilemektedir.

Anahtar Kelimeler: ProTaper Next; One Curve; 2Shape; Reciproc Blue; Döngüsel yorgunluk; Nikel-Titanyum.

ABSTRACT

T.C.

NECMETTIN ERBAKAN UNIVERSITY

FACULTY OF DENTISTRY

The Effect Of Temperature On Cyclic Fatigue Of Nickel Titanium Rotary Endodontic Instruments In Curvature Canals

Sümeyye KOYUNCU

Department of Endodontics

Specialization Thesis/Konya-2021

The aim of this study is to compare the cyclic fatigue resistance of One Curve, Reciproc Blue, ProTaper Next, 2Shape rotary system files in single curvature canals, taking into account the intracanal temperature and room temperature.

In this study, four different NiTi file systems were used at room temperature (20 ° C) and intracanal temperature (37 ° C). A total of 120 files, including 30 files from each of the ProTaper Next (25.06), One Curve (25.06), Reciproc Blue (25.08) and 2Shape (25.06) file systems, were included in the study. All files were used in dynamic cyclic fatigue test device, in stainless steel artificial canal with 60 ° angle and a 5-mm radius of curvature at room temperature and intracanal temperatures until they break. The length of each broken piece was measured in mm using a digital caliper and the number of turns made until it was broken was calculated. Data distribution was found to be not normal ($p < 0.05$) and Kruskal Wallis test was used. Tamhane T2 was used as the post-hoc test. Wilcoxon Signed Rank test was used to measure the difference in value between 37°C and 20°C.

According to the results of this study, while the cyclic fatigue resistance at 37 ° C was the highest in the One Curve file group, it was the lowest in the ProTaper Next file group. At 20 ° C, the cyclic fatigue resistance is the highest in the Reciproc Blue file group and the lowest in the ProTaper Next group. While the cyclic fatigue resistance of the 2Shape file group increased at 20 ° C, the temperature change did not affect the cyclic fatigue resistance in the other file groups.

When evaluated in general, according to the results of this study, factors such as production patterns, alloy properties and temperature affect the cyclic fatigue resistance of files.

Key Words: ProTaper Next; One Curve; 2Shape; Reciproc Blue; Cyclic fatigue; Nickel-Titanium.

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Pulpa artıklarını, mikroorganizmaları ve mikrobiyal toksinleri kök kanal sisteminden uzaklaştırmak kök kanal tedavisinin başarısı için esastır. Kök kanalları, irrigasyon solüsyonları ve kanal içi medikamentler ile dezenfekte edilmektedir (Basmadjian-Charles ve ark. 2002). Enstrümantasyonun etkinliğini daha da artırmak ve kanal preparasyonunu kolaylaştırmak için çeşitli mekanik cihazlar ve teknikler geliştirilmiştir. Geleneksel olarak, kök kanal preparasyonu için paslanmaz çelik eğeler kullanılmıştır. Bununla birlikte, bu tür eğeler, hazırlanan kanalı orijinal ekseninden uzağa taşıma eğilimindedir.

Nikel-titanyum (NiTi) döner eğelerin klinik endodontik uygulamaya girmesiyle birlikte kök kanallarının mekanik preparasyonu geliştirilmiştir. Böylece basamak, zip, perforasyon ve kök kanal transportasyonu gibi sorunlar en aza indirgenmiştir (Peters 2004). Buna rağmen NiTi döner eğelerin kırılması, klinik kullanım sırasında istenmeyen bir durum olmaya devam etmektedir (Pruett ve ark. 1997). Üreticiler NiTi döner eğelerin tasarımındaki değişikliklerin yanı sıra, kırılmaya karşı dirençli ve artmış esnekliğe sahip eğeler üretmek için alaşımların mekanik özelliklerini iyileştirmeye çalışmaktadırlar. Bunun için ısı, mekanik ve yüzey işlemesi de dahil olmak üzere çeşitli özel üretim prosedürleri uygulanmaktadır. Kanalların orijinal şeklini korumak ve daha merkezi şekillendirme elde etmek amacıyla yeni eğelerin/sistemlerin geliştirilmesine devam edilmektedir.

Bu tez çalışmasının amacı ise, ProTaper Next (PTN), One Curve (OC), Reciproc Blue (RPC Blue), 2Shape (TS) döner ege sistemlerinin kurvatürlü kanallarda, kanal içi sıcaklıkta (37°C) ve oda sıcaklığında (20°C) dögüsel yorulmaya karşı dirençlerini karşılaştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kanal Şekillendirilmesinin Amacı

Kök kanal tedavisinin esas amacı; kök kanal sisteminin enfekte veya nekrotik artıklardan ve mikroorganizmalardan temizlenmesi, kök kanalının üç boyutlu olarak doldurulması, böylece kök kanal sisteminin yeniden enfekte olmasının önlenmesidir.

Kök kanal preparasyonunun amaçları mekanik ve biyolojik olarak ayrı ayrı değerlendirilebilir. Kök kanal sisteminin mekanik preparasyonu, başarılı bir kök kanal tedavisi için en temel şartlardandır. Kök kanal şekillendirmesinin biyolojik amacı ise, periapikal dokular etkilenmeden kök kanalları içerisindeki enfekte dokuların dezenfeksiyonunun sağlanmasıdır (Peters ve Peters 2011). Başarılı bir preparasyon gerçekleştirebilmek amacıyla birçok enstrümantasyon tekniği ve eğe geliştirilmiştir. Paslanmaz çelik eğe sistemleri uzun yıllardan beri kullanılmaktadır, ancak günümüzde NiTi döner eğe sistemleri yüksek esneklik, elastikiyet ve kesme etkinlikleri nedeniyle çok yaygın olarak kullanılmaktadır.

2.2. Kök Kanal Temizlenmesi ve Şekillendirilmesi Sırasında Oluşabilecek Başarısızlık ve Komplikasyonlar

Giriş kavitesi preparasyonlarında olduğu gibi, kök kanallarının temizlenip şekillendirilmesi sırasında da prosedürlere yeterince dikkat edilmemesi, biyomekanik kök kanal preparasyonu sırasında komplikasyonlara neden olmaktadır (Haji-Hassani ve ark 2015).

2.2.1. Basamak oluşumu

Basamak, kök kanal duvarında oluşturulan ve eğelerin apikal bölgeye ulaşmasına engel olan yapay düzensizliklerdir. Basamak oluşmasının nedenleri ise şunlardır;

Kök kanallarına direkt girişe izin veren uygun bir giriş kavitesinin oluşturulmaması

Kök kanal yönünün doğru tespit edilmemesi

Kök kanal uzunluğunun doğru saptanmaması

Kanal içerisinde eğenin aşırı zorlanması ve sıkıştırılması

Eğimli kanallarda kanal ebatlarına göre çok büyük olan paslanmaz elik eğelerin kullanılması

Kanal eğelerinin çok çabuk değiştirilmesi ve sıra atlanarak kullanılması

Çalışma uzunluğunda eğenin rotasyon hareketi ile kullanılması

Kanal preparasyonu sırasında yetersiz irrigasyon yapılması ve kanal eğesinin, kanal içerisinde daha rahat ilerlemesini sağlayan kayganlaştırıcı maddelerin kullanılmaması

şelasyon ajanlarının aşırı kullanılması.

2.2.2. Kanalın debrislele tıkanması

Tıkanma, daha önce açık olan kök kanal sisteminde apikal stop'a ulaşılmasına engel olan bir durumdur. Dentin talaşlarının yol açtığı ve daha çok eğri kanalların genişletilmesi sırasında çalışma boyunun kaybına neden olan bir hatadır.

2.2.3. Zip oluşumu (Eliptikasyon)

Ziping veya eliptikasyon kanalın apikal bölümünün transportasyonu veya transpozisyonudur. Kurvatür açısı daha fazla olan kanalların preparasyonunda kum saati şekli ve apekte zip oluşumu daha büyük sıklıkla görülmektedir. Eğri kanallarda kullanılan eğeler apikal bölümde dış duvardan daha fazla aşındırma yapma eğilimindedir. Böylece kanalın doğal eğimi ve gidiş yolu değişmiş olur.

2.2.4. Kök perforasyonları

Perforasyon, operasyon esnasında pulpa boşluğu ve periodonsiyum arasında devamlı bir ilişkiye neden olan yapay bir açıklığın oluşturulması işlemidir. Perforasyonların oluşması başlıca iki şekilde meydana gelmektedir;

- Basamak oluşumunun daha ileri bir evresi olarak lateral perforasyon gelişebilir.
- Büyük numaralı eğelerin kullanılması sonucu apikal foramenin direk perforasyonu gelişebilir.

2.2.5. Kanalda eğe kırılması

Kök kanal preparasyonu, kanallarda bulunan mikrobiyal patojenlerin uzaklaştırıldığı, endodontik tedavinin en önemli aşamasıdır. Kök kanal

dezenfeksiyonunda mekanik debridman, irrigantlar ve medikamentler önemli bir yer kaplar. Kök kanallarının genişletilmesi, irrigasyon solüsyonlarının akışının kolaylaştırılmasında ve daha sonra kök kanal dolum materyalinin yerleştirilmesinde esastır (Gulabivala ve Stock 2004). Bununla birlikte, hiçbir malzeme kusursuz değildir. Bir eğe, nihai mukavemeti aşıldığında veya bir çatlak, materyalin geri kalan kesitinde normal çalışma yükünü taşıyamayacak kadar uzarsa kırıkla sonuçlanır. Kök kanalında kırılan bir eğe, bağ dokularla temas etmemesine rağmen hasta ve diş hekimi için endişe vericidir.

Günümüzde endodontik eğelerin çoğu paslanmaz çelikten ya da nikel-titanyumdan yapılmıştır. Paslanmaz çelik eğeler veya reamerlar tipik olarak manuel olarak çalıştırılır; kırılma genellikle aşırı kullanım sonucu olup, egede önceden var olan bir bozulma ile ilişkilidir (Gutmann ve ark. 2006). Olukların yıpranması ve bozulması, eğenin kırılacağına habercisidir. Bu işaretler NiTi döner eğelerden ziyade elle kullanılan paslanmaz çelik el eğelerinde daha sık görülmektedir (Zuolo ve ark. 1992). NiTi döner eğelerin herhangi bir uyarı vermeden de kırılabileceği bildirilmiştir (Sattapan ve ark. 2000; Ankrum ve ark. 2004). NiTi döner eğeleri, eğimli bir kök kanalında tekrarlayan gerilme ve sıkışma kuvvetlerine maruz kalıp, kullanılmaya devam edilirse yorulma dayanımı aşılma ve kırık meydana gelmektedir (Lampman 1996).

2.3. Döner Eğelerin Kırılma Mekanizması

Döner eğe kırıkları, kırılma bölgesindeki plastik deformasyonun (olukların açılması veya aşınması şeklinde) varlığına veya yokluğuna bağlı olarak, makroskopik olarak sınıflandırılmıştır. Sistemik ve fraktografik incelemeler, motorla çalışan NiTi döner eğe sistemleri için torsiyonel ve döngüsel olmak üzere iki kırılma mekanizmasını ortaya çıkarmıştır (Arens ve ark. 2003).

2.3.1. Torsiyonel kırıklar

Torsiyonel kırıklar, eğenin ucu veya başka bir kısmı kök kanalına saplanırken gövdesi dönmeye devam ederse, NiTi döner eğenin elastik sınırının aşılmasıyla oluşur. Kesme kuvveti aşıldığı zaman materyal torsiyonel yorgunluğa maruz kalıp kırılacaktır.

Metal alaşımlarda, kırılma meydana gelmeden önce, yield noktası aşılırsa plastik deformasyon meydana gelir. Yapılan çalışmalarda, plastik deformasyon varlığındaki eğe kırıkları "torsiyonel" olarak sınıflandırılmıştır (Sattapan ve ark. 2000; Parashos ve ark. 2004; Peng ve ark. 2005; Gary 2009), ancak plastik deformasyon, kırılan her eğede görülmeyebilir (Cheung ve ark. 2005; Wei ve ark. 2007).

Uygulanan bir kuvvet momenti için, torsiyonel stres çapın küpüyle ters orantılıdır (Gere 2001). Böylece, çap ne kadar küçük olursa, kesme stresi de o kadar yüksek olur. Bu durum, torsiyonel kırıkların, çapın küçük olduğu, ortalama uzunluğu yaklaşık 1,3-2 mm olan kısa bir parçayı içermesini açıklamaktadır (Peng ve ark. 2005; Shen ve ark. 2006).

2.3.2. Döngüsel kırıklar

"Döngüsel yorgunluk" terimi, NiTi döner eğe sistemlerinin eğimli bir kanalda tekrarlayan sıkışma ve gerilme kuvvetlerini tanımlamak için kullanılmıştır. Eğimli bölgede dönen bir eğenin yorgunluk direnci aşıldığında döngüsel kırıklar meydana gelmektedir. Klinik olarak NiTi döner eğe sistemlerinin %44-91'inin kırılmasının nedeni olarak döngüsel yorgunluk gösterilmiştir (Sattapan ve ark. 2000; Cheung ve ark. 2005; Spanaki-Voreadi ve ark. 2006; Weix ve ark. 2007).

2.4. Eğe Kırıklarına Etki Eden Faktörler

2.4.1. Enstrümantasyon tekniği

Yapılan çalışmalar, küçük kesitlere sahip olan, 15 ve 20 boyutundaki el eğelerinin üzerindeki gerilmelere bağlı olarak, klinik kullanımda oldukça kolay kırılabildiklerini göstermiştir. Bu nedenle, tek kullanımlık eğeler olarak kullanılması önerilmiştir (Bortnick ve ark. 2001; Yared ve ark.2002).

Kanalı çalışma uzunluğunda 15 veya 20 boyutuna getirmek, döner eğede daha az torsiyonel stres oluşturacağından eğe kırılma riski de azalacaktır (Sattapan ve ark. 2000; Peters ve ark. 2003). Bir in vitro çalışmada (Roland ve ark. 2002) apikal preparasyon öncesi kanalın koronal kısmının genişletilerek, crown down teknikle şekillendirilmesinin eğe kırılma insidansını azaltacağı belirtilmiştir. NiTi döner eğeleri kullanmadan önce çalışma uzunluğunda, tercihen 20 (en az 15) büyüklüğünde eğelerle "glide path" oluşturmak (Blum ve ark. 2003; Patino ve ark, 2005; Walsch ve

ark. 2004) veya eğe üzerine uygulanan tork miktarını sınırlandırmak eğe kırıklarını azaltmaktadır. Bununla birlikte, kurvatürlü kök kanallarındaki eğimin bir sonucu olarak eğe kırılma riski, özellikle rotasyonel hareketle çalışan eğeler için devam edecektir. Resiprokal hareketin kullanılması genellikle döngüsel yorgunluk direncini artırmıştır (Yao ve ark. 2006; Barbosa ve ark. 2007). Çünkü oluşan stres, tek bir bölgede birikmek yerine eğenin uzunluğu boyunca yayılmaktadır. NiTi döner eğelerin el ile kullanılması da kırılma problemini çözememiş, el ya da endodontik motor ile kullanımında benzer bir kırılma oranı olduğu bildirilmiştir (Cheung ve ark. 2007). Bir eğenin tekrarlayan kullanımları, potansiyel olarak daha yüksek kırılma riski taşımaktadır. Bu eğelerde, gözle görülür şekilde, saptanabilir herhangi bir bozulma belirtisi olmasa da tekrarlanan klinik kullanımlar risklidir (Plotino ve ark. 2006; Barbosa ve ark. 2007; Vieira ve ark. 2008). Her eğenin tek bir hastada kullanılması, döner eğenin kırılmasını önlediği gibi çapraz enfeksiyon riskini de ortadan kaldırmaktadır.

2.4.2. 'Tork kontrollü' motorların kullanımı

Farklı enstrüman markaları, kesit şekli ve kesme alanındaki farklılığa bağlı olarak eşit olmayan bir torsiyonel direnç göstermektedir (Miyai ve ark. 2006). Bu nedenle, uygulanan tork değeri, eğenin nihai gücünün altında kalırsa, torsiyonel başarısızlığı önlemek mümkün olabilmektedir. Bu durum maksimum torku sınırlayan “tork kontrollü” elektrikli motorların kullanılmasına yol açmıştır. Üretici tarafından önceden ayarlanmış tork değerine ulaşıldığında, eğe üzerindeki aşırı stresi önlemek için motor durur veya tersine dönüş gerçekleştirebilir. Böyle bir tork kontrollü motorun kullanılmasının, özellikle dar kanallarda çalışan, deneyimsiz bir kullanıcının, eğe kırma riskini azalttığı gösterilmiştir (Yared ve ark. 2002). Genellikle daha az miktarda eğe kıran deneyimli kullanıcılar, cihaz üzerindeki bu kontrolden yararlanma ihtiyacı çok hissetmemektedirler (Mandel ve ark. 1999; Yared ve ark. 2001; Yared 2002). Bununla birlikte, auto-reverse fonksiyonunun sık sık devreye girmesi, eğede torsiyonel yorgunluk oluşturabilir.

2.4.3. Eğe boyutu ve kök kanal kurvatür yarıçapı

Kurvatür yarıçapının ve eğe boyutunun yorgunluk ömrünü etkilediği kabul edilmektedir (Pruett ve ark. 1997; Haikel ve ark. 1999; Peters ve ark. 2000). Bu iki faktör eğe yüzeyinde oluşan maksimum gerilimi belirlemede, gerilim ne kadar

büyük olursa, eğenin yorgunluk ömrü o kadar kısa olmaktadır. Kurvatür açısı, maksimum eğriliğin konumunu, dolayısıyla stres altındaki eğenin kurvatür yarıçapını değiştirerek etki göstermektedir (Cheung 2007). Kurvatür yarıçapı ve açısını belirleyebilmek için, kök kanalının koronal ve apikal kısmının uzun eksenleri boyunca iki düz çizgi çizilir. Kanal eğriliğinin başladığı ve bittiği noktalar, bu iki çizgi üzerinde işaretlenerek, bu noktalardan geçen bir daire oluşturulur. Kanal kurvatür açısı bu iki nokta arasında bulunan yayın derecesidir. Kurvatür yarıçapı ise dairenin yarıçapıdır. Kurvatür yarıçapı, yüzey geriliminin ana belirleyicisidir. Kurvatür yarıçapının azalması ve açısının artması eğelerin yorulma direncini düşürmektedir (Pruett ve ark. 1997; Bahia ve Buono 2005; Cheung ve Darvell 2007).

2.4.4. Yüzey durumu

Yüzey kusurları sadece eğelerin yorgunluk direncine değil, nihai gücüne de zarar vermektedir. Electropolishing (EP) işlemi pürüzsüz bir yüzey sağladığından, NiTi eğelerin döngüsel yorgunluk direncine fayda sağlayacaktır (Collins 1993; Suresh 1998). Düşük döngüsel yorgunluğun, düzgün bir yüzeye sahip olmaktan çok, esasen materyalin sünekliğiyle alakalı olduğunu belirten çalışmalarda bulunmaktadır (Schafer 2002; Tripi ve ark. 2003). Yüzeyi modifiye etmenin bir başka yöntemi ise nitrit kaplamadır. Eğenin yüzeyindeki sert titanyum nitrit tabakasının, aşındırıcı yıpratmalara dayandığı ve tekrarlanan kullanımdan sonra kesme kenarlarını ve yüzey pürüzsüzlüğünü koruduğu gösterilmiştir (Schafer 2002). Ancak, nitrit kaplamanın, NiTi döner eğelerinin yorulma direncine etkisi hakkında az bilgi bulunmaktadır.

2.4.5. Dönme hızı

Dönme hızının NiTi döner eğelerin kırılma direncine etkisine ilişkin bazı tartışmalar vardır. Pruett ve ark. (1997) 750-2000 rpm arasındaki dönme hızlarının eğe kırığına etkisi olmadığını bildirmiştir. Diğer çalışmalar, en uzun yorulma ömrünün, 200 veya 350 rpm'e kıyasla 100 rpm'de çalıştırılan eğeler olduğunu, bu eğelerin deformasyonunun, dönme hızı düştükçe daha da azaldığını göstermiştir (Martin ve ark. 2003; Herold ve ark 2007). Daugherty ve ark. (2001) ise dönme hızı yükseldikçe, eğelerde daha az miktarda deformasyon olduğunu bildirmiştir.

2.4.6. Sıcaklığın etkisi

İki yüzey arasındaki sürtünme, hız arttıkça düşmektedir (Sextro 2007). Bu yüzden yavaş çalışan sistemler daha büyük bir torsiyonel strese maruz kalmaktadır. NiTi eğelerin yorulma ömrünün sıcaklıktan olumsuz etkilendiği de bilinmektedir. Ortam sıcaklığı ne kadar yüksekse, yorulma ömrü o kadar kısa olmaktadır (Tobushi ve ark. 2000; Eggeler ve ark. 2004).

2.4.7. Sterilizasyonun etkisi

Sterilizasyonun NiTi döner eğelerin kırılma direncine etkisine hakkında farklı sonuçlar rapor edilmiştir. Buhar sterilizasyonunun, NiTi eğelerin yorulma ömrü üzerindeki etkisi incelenmiş ve farkedilebilir bir etkisi görülmemiştir (Mize ve ark. 1998). Diğer çalışmalar, otoklavda sterilizasyon işleminin, eğenin mekanik özellikleri üzerinde olumsuz etkisinin olmadığını göstermiştir (Silvaggio ve Hicks 1997; Yared ve ark. 2000; Viana ve ark. 2006). Bununla birlikte, de Melo ve ark. (2002) kuru-ısı sterilizasyonunun 5 kez uygulanmasından sonra NiTi eğeler için daha yüksek yorulma direnci rapor etmişlerdir. Nispeten yüksek bir sıcaklıkta (170°C) uzun süre uygulama (1 saat, sonra yavaş soğutma), materyaldeki martensit fazı azaltmıştır. Bu durum, sertlikteki görünür artışı kısmen açıklamaktadır (Viana ve ark. 2006).

2.4.8. Diğer etkenler

Operatör yeterliliği, eğe kırıkları ile ilgili önemli bir faktör olarak gösterilmektedir (Mandel ve ark. 1999; Yared ve ark. 2001; Mesgouez ve ark. 2003). Bunun dışında eğe üretim aşamaları, eğenin kullanım sayısı, kök kanal morfolojisi gibi pek çok etken bulunmaktadır.

2.5. Kanal Genişletilmesi Sırasında Kullanılan Eğeler

Kök kanalının şekillendirilmesinde kullanılan eğeler şu şekilde sınıflandırılabilir (Metzger ve ark. 2010) :

2.5.1. Elle kullanılan kök kanal eğeleri

a) Kerr (K) ve Hedström (H) tipi paslanmaz çelik eğeler, K tipi reamerlar, Rasp (R) tipi eğeler

b) Nikel-titanyum el eğeleri

2.5.2. Düşük hızda kullanılan döner sistemler

a) Gates-Glidden frezler ve Peeso Reamerlar

2.5.3. Kanal preperasyonunda kullanılan döner eğe sistemleri

Tablo 2.1. NiTi enstrümanların sınıflandırılması (Glosson ve ark. 1995)

JENERASYON	ÖZELLİKLER	ÖRNEKLER
Birinci (1990)	Pasif kesme radyal alanları (eğenin eğimli kanallarda merkezde kalmasına yardımcı olur) Sayısız enstrüman gerektirir Egenin uzunluğu boyunca sabit taper	ProFile, GT Files, LightSpeed
İkinci (2001)	Aktif kesme kenarları Daha az enstrüman gerektirir Bazı eğeler elektropolize	Flexmaster, Endosequence (elektropolize yüzeyler), BioRaCe, ProTaper, Hero
Üçüncü (2007)	Termomekanik işlem görmüş Döngüsel yorgunluk azaldığı için eğe kırılma insidansının azalması	K3, Twisted file, GT Vortex, Hyflex
Dördüncü	Resiprokal hareket kullanılır Tek eğe sistemi	Resiprokal Sistemler: M4, Endo-Express, Endo-Eze Tek eğe sistemleri: Selfadjusting, WaveOne, Reciproc
Beşinci	Dönme merkezi dengelenmiştir Eğenin esnekliği daha fazla	ProTaper Next, Oneshape, Revo-S

2.5.4. Düzlemsel bir hareket ile çalışan, kanal şekline uyum gösteren NiTi eğe

a) Self-Adjusting File (SAF, ReDent-Nova, Raanana, İsrail)

2.5.5. Motorla çalışan resiprokasyon yapan eğeler

a) Giromatic adlı başlığa yerleştirilen Endo-Eze (Ultradent, South Jordan, Utah, A.B.D.) eğe sistemi

2.5.6. Sonik ve ultrasonik aletler

a) Sonikler:

Sonic Air MM 1500 (Micro Mega, Prodonta, Geneva, İsviçre), Megasonic 1400 (Megasonic corp, House Springs, MO), Endostar (Syntex Dental Products, Valley Forge, PA).

b) Ultrasonikler:

Cavi-Endo (Caulk/Dentsply, Milford, DE), Enac (Osada, Tokyo, Japonya), EMS Piezon Master 400 (Electro medical Systems, Vallée de Joux, İsviçre)

2.6. Döner Eğelerin Kinematığı ve Metalurjik Özellikleri

Son 10 yılda, döner eğe sistemlerinin mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla, NiTi alaşımı için özel işlem prosedürleri geliştirilmiştir. Spesifik ısı ve mekanik işlemlerin yanı sıra, üreticiler farklı prosedürler geliştirmişlerdir. Endodontik eğeler için kullanılan NiTi alaşımlar esas olarak östenit ve martensit faz içerikli olarak ikiye ayrılabilirler (Zupanc ve ark. 2018):

-Östenitik faz; konvansiyonel NiTi, M Wire, R-Fazı kapsar.

-Martensitik faz; CM Wire, Gold ve Blue ısı işlem görmüş NiTi eğeleri, kapsar.

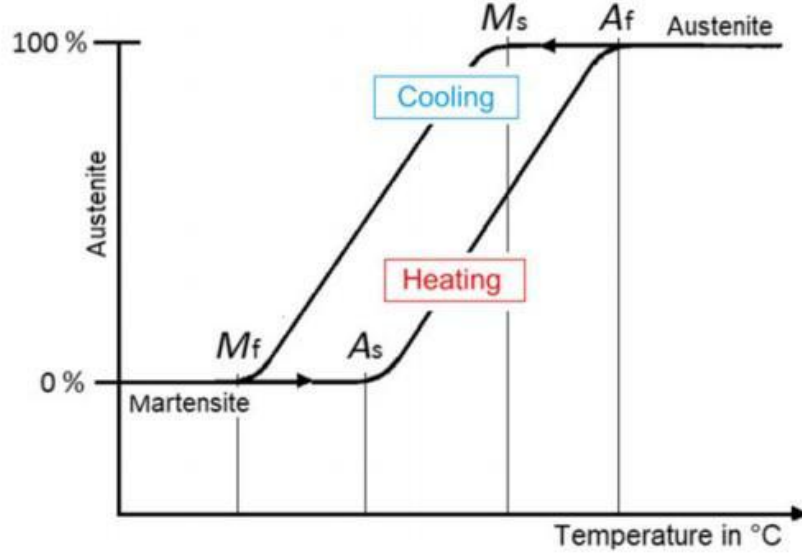
Termomekanik olarak işlem görmüş NiTi alaşımların, konvansiyonel NiTi alaşımlar ile karşılaştırıldığında, daha esnek ve artmış döngüsel yorulma direncine sahip olduğu bildirilmiştir (Hou ve ark. 2011). Bu gelişmiş özellikler, farklı miktarlarda R-Faz ve martensit faz içeren, modifiye faz bileşimine bağlanabilir. Östenitik alaşımlardan yapılan endodontik eğeler, stres kaynaklı martensit dönüşümü nedeniyle süper elastik özelliklere sahiptir ve sonuç olarak deformasyondan sonra orijinal formlarına geri dönme eğilimindedir. Martensitik alaşım kullanımı, östenitik alaşım ile karşılaştırıldığında artmış döngüsel yorulma direnci ve daha esnek enstrümanlarla sonuçlanır.

NiTi döner eğe sistemlerinin, paslanmaz elik enstrümanlara kıyasla artmış torsiyonel dirençlerinden ötürü daha esnek olduğu bildirilmiştir (Walia ve ark. 1988). Bu özellikler, motorla çalışan endodontik eğelere önemli bir avantaj sağlamıştır (Fife ve ark. 2004). Buna rağmen, NiTi döner eğelerin kırılması, klinik kullanım sırasında istenmeyen bir durum olmaya devam etmektedir (Pruett ve ark. 1997; Gutmann ve Gao 2012). NiTi eğelerinin tasarımındaki değişikliklerin yanı sıra, üreticiler, kırılmaya karşı dirençli ve artırılmış esnekliğe sahip eğeler üretmek ve NiTi alaşımlarının mekanik özelliklerini iyileştirmek için ısı, mekanik ve yüzey işleme de dahil olmak üzere çeşitli özel üretim prosedürleri uygulamaktadırlar. Kök kanal tedavisi sırasında preparasyon hataları (zip oluşumu, basamaklar, perforasyonlar, kanal transportasyonları) meydana gelebilmektedir. Hem paslanmaz elik hem de NiTi endodontik enstrümanlar, kök kanal duvarı üzerinde lateral bir kuvvet uygulayarak, eğimli bir kök kanalı içinde düzleşme eğilimindedir. Bu lateral kuvveti en aza indirmek ve merkezi bir preparasyon sağlamak için, maximum esneklik endodontik eğelerin temel bir gereksinimidir (Craig ve ark. 1968; Viana ve ark. 2010). Yapılan çalışmalarda motorlu NiTi döner eğelerin, paslanmaz elik el eğelerine kıyasla önemli ölçüde daha az preparasyon hatasına neden olduğu gösterilmiştir (Glossen ve ark. 1995; Short ve ark. 1997; Schafer 2001; Schafer ve Lohmann 2002).

NiTi alaşımı, 1960 yılının başlarında Amerika Birleşik Devletleri'nin Maryland kentinde metalurji uzmanı olan William F. Buehler tarafından Deniz Mühimmat Laboratuvarı'nda geliştirilmiştir (Buehler ve ark. 1963). Adlandırma olarak Nikel (Ni), Titanyum (Ti) ve Deniz Mühimmat Laboratuvarı (NOL) kısaltması olan 'Nitinol' seçilmiştir. Endodontik eğelerde kullanılan NiTi alaşımı, ağırlıkça yaklaşık %56 nikel ve %44 titanyum içerir, bu da birebir atom oranına denktir (Thompson 2000).

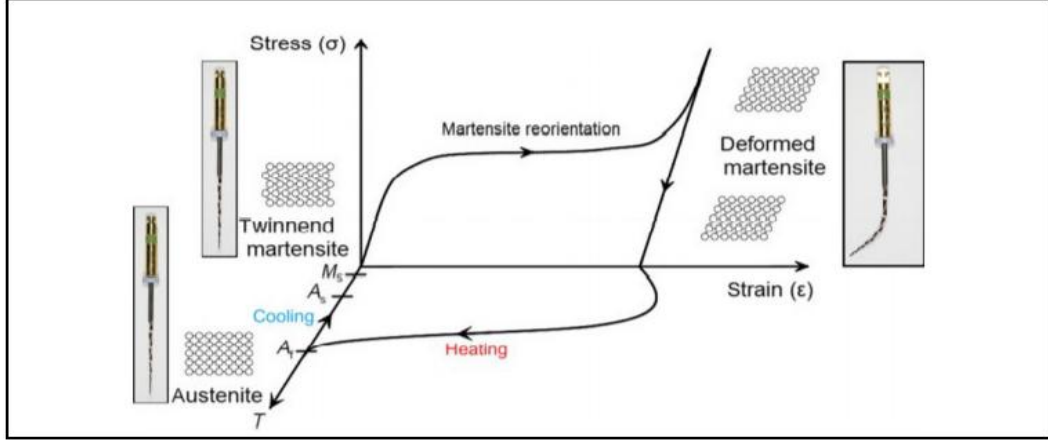
NiTi alaşımları, östenit, martensit ve R fazı olmak üzere 3 farklı atomik faz içermektedir. Östenit faz, NiTi alaşımının kübik B2 kristal yapı ile birlikte yüksek sıcaklıklarda (100°C) izlenen ana faz halidir. Martensit faz, monoklinik B19 kristal yapı ile birlikte düşük sıcaklıklarda, materyal strese maruz kaldığında izlenen fazdır. R-faz ise östenit fazdan martensit faza geçiş sırasında "rhombohedral" yapıya sahip ara fazdır (Thompson 2000). Martensit fazda bulunan alaşımların elastik modülleri

yaklaşık 30-40 GPa iken, östenit fazda bulunan alaşımların yaklaşık 80–90 GPa'dır. R-fazının elastik modülü ise martensitten bile daha düşüktür (Kuhn ve Jordan 2002). Sonuç olarak NiTi alaşımının mekanik özellikleri, ortam sıcaklığına ve alaşımın bu sıcaklığa soğutularak ya da ısıtılarak ulaşabilmesine bağlıdır.



Şekil 2.1. NiTi alaşımların sıcaklık diagramı. (M_s) martensit başlangıç sıcaklığı, (M_f) martensit bitiş sıcaklığı, (A_s) östenit başlangıç sıcaklığı, (A_f) östenit bitiş sıcaklığı (Zhou ve ark. 2013)

Eğer sıcaklık östenit bitirme sıcaklığının (A_f) üzerindeyse, alaşım östenitik durumdadır, yani sert ve üstün süper-elastik özelliklere sahiptir (Zhou ve ark. 2013). Sıcaklık martensit bitiş sıcaklığının (M_f) altında ise, NiTi alaşımı martensitik durumda, yani yumuşak, sünek, kolayca deforme olabilen ve ısıtıldığında şekil hafızası gösterebilen bir yapıdadır (Zhou ve ark. 2013). Materyal östenit fazdan martensit faza geçerken, bu arada termomekanik uygulamalara bağlı olarak önce ikiz martensitik faza, ara martensitik faz olan R-fazına ve deforme martensitik faza geçerek süreci tamamlar (Şekil 2.2). İkiz faz yapısının reoritasyon kapasitesinden dolayı martensit faz, östenit faz ile karşılaştırıldığında üstün döngüsel yorulma direncine sahiptir (Shen ve ark. 2013; Shen ve ark. 2013b; Zupanc ve ark. 2018).



Şekil 2.2. Martensitik NiTi eğelerin şekil hafızası etkisini gösteren stres-strain-sıcaklık diyagramı (Zupanc ve ark. 2018)

Sonuç olarak, ısı işlem görmüş NiTi alaşımı, ısı işlem görmemiş NiTi alaşımından daha fazla döngüsel yorulma direncine ve daha yüksek dönüşüm sıcaklıklarına sahiptir (Zinelis ve ark. 2007; Zinelis ve ark. 2010). NiTi endodontik eğerlerin mekanik özellikleri, dönüşüm sıcaklıkları ve fazları, içerdikleri elementlerden ziyade, termomekanik işlemlerden daha fazla etkilenmektedir (Zinelis ve ark. 2010). Değişen dönüşüm sıcaklıkları nedeniyle modifiye faz bileşimi, termomekanik işlem görmüş alaşımlarla, konvansiyonel NiTi alaşımları arasındaki ana farktır. Konvansiyonel NiTi alaşımı östenit faz (Thompson 2000) içermekle birlikte, termomekanik olarak işlem görmüş NiTi alaşımı, klinik koşullar altında değişken miktarlarda R-fazı ve martensit faz içerir (Shen ve ark. 2011; Pereira ve ark. 2012; Iacono ve ark. 2017).

2.6.1. Östenitik NiTi Alaşımlar

NiTi alaşımının süper esnekliğini kullanmak için, NiTi endodontik enstrümanlarının esas olarak östenit fazından oluşması gerekir (Zhou ve ark. 2013). Östenit faz, stres uygulanarak martensit faza dönüştürülebilir. Eğin eğimli bir kök kanalına sokulması bu dönüşüme bir örnektir ve stres kaynaklı martensit (SIM) dönüşümü olarak adlandırılır.

2.6.2. Geleneksel NiTi Alaşımlar

Geleneksel NiTi endodontik eğerleri yaklaşık olarak ağırlıkça %56 nikel ve %44 titanyum içerir (Thompson 2000). Östenit bitirme sıcaklığı vücut sıcaklığının altındadır (Brantley ve ark. 2002; Pereira ve ark. 2012). Dolayısıyla, geleneksel NiTi

endodontik enstrümanlar esas olarak östenit fazından oluşur ve süper elastik özelliklere sahiptir (Thompson 2000).

2.6.3. Electropolishing

Electropolishing (EP), metal yüzey düzensizliklerini elektrokimyasal olarak uzaklaştıran, daha parlak ve pürüzsüz bir yüzey elde edilmesini sağlayan yüzey bitirme işlemidir (Bonaccorso ve ark. 2008a; Lopes ve ark. 2016, Lopes ve ark. 2017). EP, NiTi endodontik eğelerin üretimi sırasında, yüzey düzensizliklerini, çatlakları ve rezidüel stresleri gidermek için kullanılmaktadır. Bu işlemin kırılma direncini, kesme etkinliğini ve korozyon direncini artırması beklenmektedir (Kuhn ve ark. 2001; Bonaccorso ve ark. 2008a; Bui ve ark. 2008). Bazı çalışmalar, mikro çatlakların, yüzey debrisinin EP ile azaltılabileceğini göstermiştir (Tripi ve ark. 2006; Anderson ve ark. 2007; Bonaccorso ve ark. 2008b), ancak EP mikrofraktür oluşumunu engelleyememektedir (Herold ve ark. 2007). Kırık yüzeylerin SEM (Scanning Electron Microscope) analizi, EP işlemi görmemiş eğelerdeki çatlakların, oluklar boyunca uzandığını ortaya koymaktadır (Lopes ve ark. 2010). Sadece Bui ve ark. (2008) EP işleminin, eğelerin döngüsel yorgunluğa direncini önemli ölçüde azalttığını bildirmişlerdir.

2.6.4. M-Wire

Gelişmiş döngüsel yorulma direncine sahip, daha esnek bir NiTi alaşımı üretmek amacıyla Sportswire LLC (Langley, OK, ABD) 2007 yılında tescilli bir termomekanik üretim prosedürü geliştirmiştir. Yeni geliştirilen NiTi alaşımının adı M-Wire olarak bildirilmiştir (Gambarini ve ark. 2008). M-Wire ısıtma işlemi için başlangıç materyali, ağırlıkça %55.8 nikel (Ni), %44.2 titanyum (Ti) ve %1'den az iz elementlerden oluşan bir Nitinol bileşimidir (Berendt 2007). M-Wire'in östenit bitirme sıcaklığının yaklaşık 43-50°C olduğu tespit edilmiştir (Alapati ve ark. 2009; Shen ve ark. 2011; Pereira ve ark. 2012; Ye ve Gao 2012; Braga ve ark. 2014). Bu durum M-Wire'in klinik koşullar altında tamamen östenitten oluşmadığını göstermiştir. Buna göre, çeşitli metalurjik laboratuvar teknikleri (DSC, XRD ve SEM), M-Wire'in vücut sıcaklığında ikiz martensit, R-fazı ve östenit faz içerdiğini ortaya koymuştur (Alapati ve ark. 2009; Pereira ve ark. 2012; Ye ve Gao 2012). Bu nedenle, M-Wire süper elastik durumunu korumaktadır (Johnson ve ark. 2008).

M-Wire, geleneksel olarak işlenmiş NiTi alaşımlardan daha fazla esneklik gösterir (Montalvao ve Alcat 2011; Gao ve ark. 2012; Pereira ve ark. 2012, 2013). Martensit faz ve R-fazının elastik modüllerinin östenit fazdan daha düşük olduğu bilinmektedir. Böylece, M-Wire'in geliştirilmiş esnekliği bu iki fazın varlığına bağlanabilmektedir.

2.6.5. R-phase

2008 yılında, M-Wire tanıtımından kısa bir süre sonra SybronEndo (Orange, CA, ABD), Twisted File (TF) NiTi döner eğe sistemini oluşturmak için başka bir üretim süreci geliştirmiştir. TF üretim prosedürü üç yeni yöntem içerir:

-R aşamalı ısıtma işlemi,

-Metal telin bükülmesi ve

-Özel bir yüzey şekillendirilmesi (Larsen ve ark. 2009).

Büküm işlemi, ham NiTi alaşımının östenitik fazdan özel bir ısıtma işlemi vasıtasıyla R-fazına dönüştürülmesi ile gerçekleştirilmektedir. R-fazı daha düşük bir kesme modülüne sahiptir. R-faz dönüşüm sıcaklık aralığı çok dar olup, martensit dönüşüm sıcaklık aralığının onda biri kadardır (Wu ve ark. 1990; Otsuka ve Wayman 1998). Sonuç olarak, R-fazında büküm işlemine izin veren plastik bir deformasyona neden olmak için daha az stres gerekmektedir (Hou ve ark. 2011). Büküm işleminden sonra, TF eğe sistemi, yeni şeklini korumak için ek ısıtma işlemleriyle tekrar östenit fazına dönüştürülmektedir. R-faz eğeler, ortam ve vücut sıcaklıklarında tamamen östenit formunda bulunmaktadır (Hou ve ark. 2011). Daha sonra, R-faz teknolojisine sahip K3XF, TF Adaptive NiTi eğe sistemleri de tanıtılmıştır.

Yapılan çalışmalarda, R-faz eğe sistemleri, ısıtma işlemi uygulanmayan geleneksel NiTi eğe sistemleri ile karşılaştırıldığında daha fazla döngüsel yorgunluk direnci ve esneklik göstermektedir (Gambarini ve ark. 2008; Larsen ve ark. 2009; Kim ve ark. 2010; Perez-Higueras ve ark. 2013; Bulem ve ark. 2013; Aminsobhani ve ark. 2015; Ersoy ve ark. 2016). Artırılmış esnekliğin bir sonucu olarak, R-faz eğelerinin kullanımı geleneksel NiTi döner eğe sistemlerine kıyasla daha az transportasyon oluşturmakta ve merkezi bir kanal hazırlığı sağlamaktadır (El Batouty ve Elmallah 2011; Reddy ve ark. 2014; Rejula ve ark. 2017). R-faz, M-Wire ile

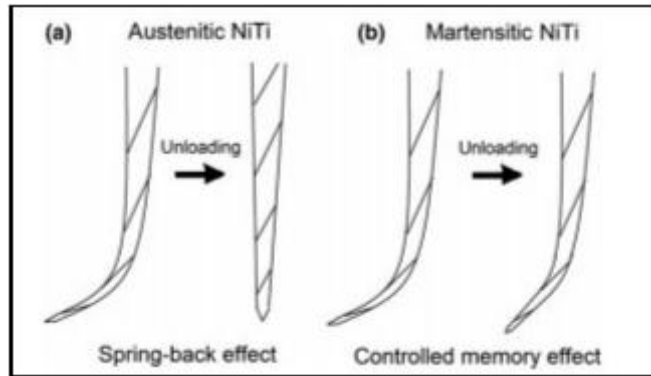
karşılaştırıldığında benzer döngüsel yorulma direnci ortaya koymaktadır (Bouska ve ark. 2012; Higuera ve ark. 2015).

2.6.6. Martensitik NiTi alaşımlar

Martensit NiTi alaşımı östenitten daha sünek ve yumuşaktır. Ek olarak, kolayca deforme olabilir ve ısıtıldığında şekil hafızası gösterir (McKelvey ve Ritchie 2001). Shen ve ark. (2013) belirli bir martensit oranına sahip, östenit-martensit faz bileşiminin, daha yüksek yorulma direnci gösterdiğini düşünmektedirler. Esas olarak martensit fazı içeren endodontik döner ege sistemleri üretmek için NiTi alaşımının dönüşüm sıcaklıkları yükseltilmelidir.

2.6.7. CM-Wire

2010 yılında piyasaya sürülen CM Wire (Control Memory; CM), oda ve vücut sıcaklığında şekil hafızasına sahip olmayan ilk, termomekanik işlem görmüş NiTi alaşımıdır (Zhou ve ark. 2012). CM Wire eğelerin östenit bitim sıcaklığının yaklaşık 47°C olduğu bilinmektedir. Bu durum, oda sıcaklığında eğenin, tamamen östenitik olan geleneksel NiTi eğelerin aksine, östenit, martensit ve R-faz bileşiminden oluşabileceğini göstermektedir (Shen ve ark. 2013). Bu nedenle, östenitik NiTi eğelerin aksine, CM Wire eğeleri eğimli kök kanallarının hazırlanması sırasında tam olarak düzleşme eğiliminde değildir.



Şekil 2.3. (a) Östenitik NiTi alaşımların spring-back etkisi. (b) Martensitik NiTi alaşımların kontrollü hafıza etkisi (Shen ve ark. 2013)

Üreticiye göre, kontrollü hafıza etkisinin preparasyon hatalarının görülme sıklığını azaltması beklenmektedir. CM Wire teknolojisi ile üretilen eğeler, M-Wire ve geleneksel NiTi eğelere kıyasla daha fazla esnekliğe ve belirgin şekilde artmış döngüsel yorulma direncine sahiptir (Testarelli ve ark. 2011; Pongione ve ark. 2012;

Ninan ve Berzins 2013; Santos ve ark. 2013; Pereira ve ark. 2015; Goo ve ark. 2017; Soares ve ark. 2017).

2.6.8. Gold ve Blue Isıl İşlem

Üreticiler 2011'de kendine özgü mavi renge sahip ilk endodontik enstrüman olan ProFile Vortex Blue (Dentsply Tulsa, OK, ABD) eğesini tanıtmışlardır. Gold ve blue ısıl işlem ile üretilmiş pek çok NiTi döner eğe sistemi mevcuttur. Bunlardan bazıları rotasyonel hareket ile (ProFileVortex Blue, ProTaper Gold) bazıları da resiprokal hareket ile kullanılmaktadır (Reciproc Blue, WaveOne Gold). Bu eğeler aynı zamanda kontrollü hafıza etkisi sergilemektedirler (Plotino ve ark. 2014b). Vortex Blue eğelerinde, post-machining ısıl işlemin bir sonucu olarak yüzeyde kalan ayırt edici mavi renkten titanyum oksit tabakasının sorumlu olduğu bilinmektedir (Hu ve ark. 2014). Vortex Blue için östenit bitim sıcaklığının vücut ısısı (38.5°C) civarında olduğu, martensit başlangıç sıcaklığının ise yaklaşık 31°C olduğu tespit edilmiştir (Shen ve ark. 2015). Blue ısıl işlem görmüş eğelerin Vickers yüzey sertliği M-Wire teknolojisi ile üretilen eğelerden daha azdır (Gao ve ark. 2012; De-Deus ve ark. 2017). Gold ısıl işlem görmüş eğeler için, ayırt edici renkten bir yüzey katmanı sorumludur. ProTaper Gold'un, östenit bitirme sıcaklığı yaklaşık 50°C'dir (Hieawy ve ark. 2015). Bu eğeler klinik koşullar altında çoğunlukla martensit veya R fazdadırlar. Gold ve Blue ısıl işlem görmüş tüm eğeler, geleneksel NiTi ve M-Wire eğelere kıyasla daha fazla esneklik ve yorulma direnci göstermektedir. ProTaper Gold'un lateral kesme etkinliği ProTaper Universal'den daha fazladır (Vasconcelos ve ark. 2018). Bu, azalan mikro sertliği kompanze edebilen Gold ve Blue ısıl işlem görmüş eğelerin, nispeten daha sert yüzey alanı ile açıklanabilir (Gao ve ark. 2012).

2.6.9. MaxWire

Son zamanlarda, FKG Dentaire tarafından, klinik uygulamada ilk defa hem şekil hafızasını hem de süper esnekliği birleştiren, özel termomekanik işlem görmüş olan MaxWire (Martensite Austenite-electropolish-fileX) adlı, NiTi alaşımı tanıtılmıştır. XP-endo Shaper ve XP-endo Finisher olmak üzere MaxWire'dan üretilmiş iki sistem bulunmaktadır. Bu eğeler oda sıcaklığında martensitik fazda iken düz olsalar da, kanal içi sıcaklığa maruz kaldıklarında östenitik faz dönüşümü nedeniyle eğimli bir hale dönüşürler. Bu nedenle, bu eğeler kök kanalına yerleştirildiğinde bir şekil hafızası sergilerler ve preparasyon sırasında süper

elastikiyet gösterirler. Bu elastik yapının, kanal düzensizliklerine adapte olma potansiyeli olduğundan, karmaşık bir kök kanal preparasyonunu mümkün kıldığı iddia edilmektedir.

2.6.10. T-Wire ve C-Wire

MicroMega (Besancon, Fransa) firması tarafından “T-Wire” ve “C-Wire” olarak tanımlanan, ısıtma işlemi görmüş NiTi alaşımlarından üretilen eğeler piyasaya sürülmüştür. T-Wire alaşımından üretilen 2Shape eğelerinin kırılmaya karşı direncinin geleneksel NiTi eğelere göre %40 oranında arttığı bildirilmiştir (<http://micro-mega.com> 2018). One Curve döner eğeleri ise C-Wire alaşımından üretilmiş olup, eğenin şekil hafızasının kontrol edilebildiği belirtilmiştir. C-Wire alaşımından üretilen One Curve eğelerinin geleneksel NiTi ve M-Wire’den üretilen eğelere göre kırılmaya karşı dirençlerinin daha fazla olduğu bildirilmişken, CM Wire ile kıyaslandıklarında çevre sıcaklığına göre benzer ya da daha iyi sonuçlar sergiledikleri belirtilmiştir (Elnaghy ve Elsaka 2018a).

2.7. Döngüsel Yorgunluk Test Düzenekleri

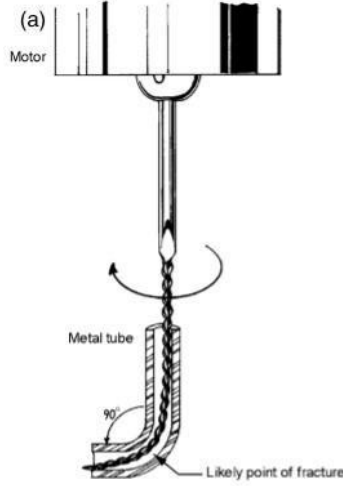
Çoğu kök kanalı eğimli bir yapı gösterdiğinden, döngüsel yorgunluğa karşı dirençli bir döner eğeye sahip olmak başarılı bir endodontik tedavi için önemlidir. Bu durum, NiTi döner ege sistemlerinin yorulma direncini araştıran çalışmaların sayısında artışa yol açmıştır. Tüm bu çalışmalar, yapay kanallar içerisinde eğenin hareketlerini taklit ederek, kırılma meydana gelmeden önce ne kadar kullanılabileceğini belirlemeye çalışmıştır. Dört farklı döngüsel yorgunluk test düzenneği bulunmaktadır;

1. Eğri metal tüp
2. Oluklu blok düzenneği
3. Eğimlendirilmiş düzleme karşı çevirme düzenneği
4. Döner bir eğeyi üç noktada eğimlendiren düzenek (Cheung 2009).

2.7.1 Eğri Metal Tüp

Metal tüp yöntemi literatürde yetersiz bir şekilde açıklanmıştır. Pruett ve ark. (1997), metal tüp içinde oluşturulan eğrilikte, kurvatür yarıçapını standartlaştırarak

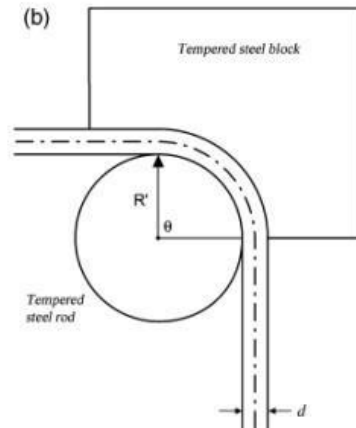
LightSpeed (LightSpeed Technology, San Antonio, TX, ABD)döner eğe sistemini test etmiştir (Şekil 2.4). Eğrilik yarıçapının, eğelerin döngüsel yorgunluk direnci üzerinde önemli bir etkisi olduğunu bildirmişlerdir. Bu yöntemin en büyük dezavantajı farklı boyutlara sahip eğeler için aynı metal tüpün kullanılıyor olmasıdır.



Şekil 2.4. Metal tüp deney düzeneği (Cheung 2009)

2.7.2. Oluklu blok düzeneği

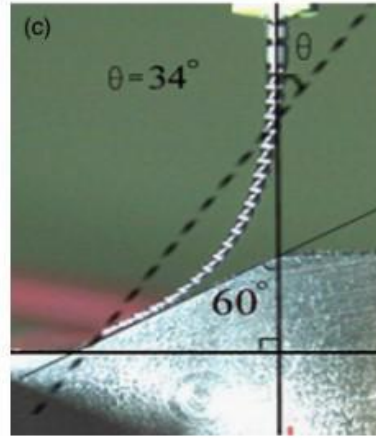
Haikel ve ark. (1991) tarafından önerilen oluklu blok düzeneği, ilk başta paslanmaz çelik eğeleri test etmek için kullanılırken, daha sonra NiTi döner eğeler için modifiye edilmiştir. Bu düzenek, eğenin serbest dönüşünü sağlayabilen V şeklinde yapay bir kanaldan oluşmaktadır (Şekil 2.5). Yüzey gerilimi, oluğun ve dönen eğenin çapından hesaplanabilmektedir. Oluk ile eğe arasındaki uyum derecesi, eğeye uygulanan yüzey gerilimini ve eğenin yorgunluk direncini etkileyebilmektedir.



Şekil 2.5. Oluklu blok düzeneği (Cheung 2009)

2.7.3. Eğilendirilmiş düzleme karşı çevirme düzeneği

Li ve ark. (2002) eğilendirilmiş, cilalı metal bir yüzeyde NiTi döner eğelerine rotasyon hareketi yaptırarak, eğelerin döngüsel yorgunluk direncini incelemişlerdir. Metal yüzeyin eğim açısı, eğenin eğrilik yarıçapını kontrol etmek için değiştirilebilmektedir (Şekil 2.6). Bu test yönteminin oluşturulması kolaydır ve eğeye 'gagalama' hareketi yaptırılabilir, ancak yüzey gerilim genliğini tahmin etmek oldukça zordur, çünkü eğrilik yarıçapı da her an değişebilmektedir. Bu yüzden eğimli düzlemin açısı ile eğenin yorulma direnci arasında kesin bir ilişki kurulamamıştır.



Şekil 2.6. Eğilendirilmiş düzleme karşı çevirme düzeneği (Cheung 2009)

2.7.4. Döner bir eğeyi üç noktada eğilendiren düzenek

Döner bir eğeyi üç noktada eğilendiren düzenek endodontik literatür için oldukça yeni olmasına rağmen, mühendislikte uzun süredir kullanılmaktadır. Dairesel eğriliği oluşturabilmek adına, 3 adet 2 mm çapında pin kullanılmaktadır (Şekil 2.7). Bu yöntemle, eğenin yüzeyindeki gerilim genliği, tahmin edilebilmektedir.



Şekil 2.7. Döner bir eğeyi üç noktada eğilendiren düzenek (Arias ve ark. 2019)

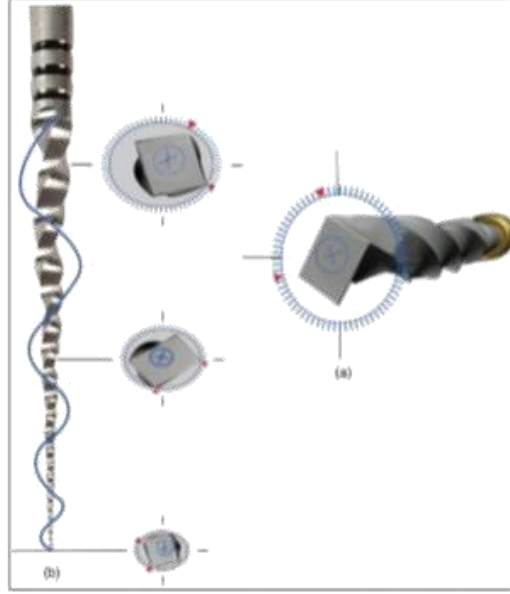
2.8. Çalışmamızda Kullanılan Döner Eğe Sistemleri

1990'ların başından bu yana, nikel-titanyumdan üretilen çeşitli döner eğe sistemleri endodontik uygulamaya girmiştir. İlk sistemlerden olan LightSpeed (LightSpeed Teknolojileri, San Antonio, TX) ve ProFile (DentsplyTulsa, Dentsply Maillefer) eğe sistemleri piyasadan kaldırılmış veya kısa bir süre kullanılmıştır. Diğerleri hala yaygın olarak kullanılmaktadır. Yeni tasarımlar sürekli olarak geliştirilmektedir. Ancak klinik sonuçların tasarım özelliklerine ne ölçüde bağlı olduğunu anlamak için çalışmalara ihtiyaç vardır. Son zamanlarda firmalar tarafından resiprokasyon ya da rotasyon hareketi yaparak, şekillendirmenin tek bir NiTi döner eğe ile tamamlandığı sistemler (Reciproc, WaveOne, OneShape) üretilmiştir (Burklein ve ark. 2012; Burklein ve ark. 2013).

NiTi döner eğe sistemleri benzer özelliklere sahip olsalar da, kesit ve gövde tasarımlarında farklılık gösterirler. Eğelerin kesme açısı, bıçak sayısı, uç tasarımı, koniklik ve enine kesit gibi özellikleri, eğenin esnekliğini, kesme etkinliğini ve torsiyonel direncini, ayrıca dar veya geniş kanallardaki performansını doğrudan etkilemektedir. Aşağıda tez çalışmamızda kullandığımız döner eğe sistemleri açıklanacaktır.

2.8.1. ProTaper Next

2013 yılında tanıtılan ProTaper Next (PTN; Dentsply Maillefer, Ballaquies, İsviçre) döner eğe sistemi M-wire teknolojisi ile üretilmiştir. ProTaper Universal eğe sistemine kıyasla, esnekliği ve döngüsel yorulma direnci özel tasarımı sayesinde artırılmıştır. PTN eğe sisteminde, dikdörtgen enine kesitin sadece iki noktası kanal duvarına temas etmektedir, bu sayede eğe asimetric rotasyon hareketi yapmaktadır. Bu hareket yılan hareketi olarak adlandırılır ve koronal doğrultuda debris uzaklaştırma işlemini artırmak için daha fazla kesit alanı sağlar. Böylece, bıçaklar çevre dentin duvarlarıyla temas halinde kaldıkça daha yüksek kesme verimliliği sağlar. Yalnızca, ProTaper X1 eğesi son 3 mm'lik kısmında kare kesite sahiptir. Böylece eğeye, dar apikal kısımda daha fazla dayanıklılık kazandırır (Şekil 2.8).


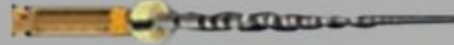





Şekil 2.8. ProTaper Next. (a) kesit tasarımı (b) yılan hareketi etkisi (Jain 2016)

Yılan hareketi, istenmeyen taper kilitlemesini sınırlandırır. Böylece, eğe ve dentin arasındaki etkileşimi en aza indirir. ProTaper Next eğe sistemi simetrik dönme eksenine sahip olan benzer büyüklükteki eğelerle kıyaslandığında daha fazla kesme etkinliği sağlar. Bu, klinisyenin bir kök kanalı hazırlarken daha az eğe kullanmasını sağlar, aynı zamanda kanal şekli ve koniklik açısını korur. Kanalları biçimlendirmek için farklı uzunluklarda beş PTN eğesi mevcuttur; X1, X2, X3, X4 ve X5. Sırayla, bu eğeler saplarında sarı, kırmızı, mavi, çift siyah ve çift sarı halkalara sahiptir, koniklik açıları ise 17 / .04, 25 / .06, 30 / .07, 40 / .06 ve 50 / .06'dır (Şekil 2.9).

Hem X1 hem de X2, eğelerinin aktif kısmı üzerinde artan ve azalan bir koniklik oranına sahiptir. Son üç bitirme eğesi, X3, X4 ve X5 uçtan gövdeye doğru azalan bir yüzde ile artan konikliğe sahiptir. Bir kök kanalında daha fazla taper oluşturmak veya daha geniş kök kanalı hazırlamak için kullanılabilirler. Çok uzun ve aşırı eğimli kök kanallarının yanı sıra retreatment ve geniş çaplı kök kanallarında da, PTN X2, X3, X4 veya X5 ile doğrudan kanal hazırlığı başlatılabilir.

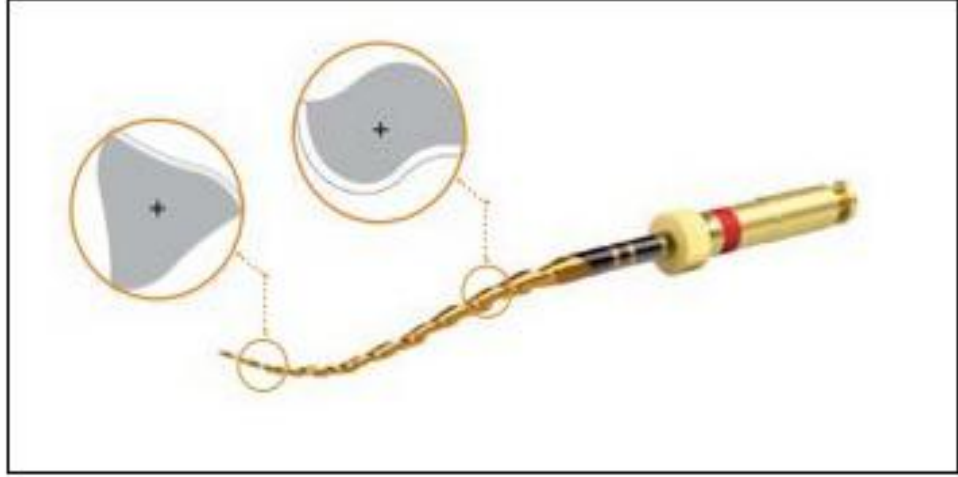
PTN eğeleri 300 rpm'de ve kademeli olarak kanal şekillendirme yaparken rotasyonel hareket ile kullanılır, asla gagalama hareketi yapılmaz. Önerilen tork değeri 2 Ncm'dir, ancak hekimin deneyimine göre 5,2 Ncm'ye kadar çıkarılabilir. Tüm eğeler aynı şekilde kullanılır ve daima ISO (International Organization for Standardization) renk sıralaması izlenir. Kanalın uzunluğuna, çapına veya eğriliğine bakılmaksızın her zaman aynı kurallar geçerlidir.

PROTAPER UNIVERSAL	PROTAPER NEXT	
SX 0.19/04		
S1 0.18/02	X1 0.17/04	
S2 0.20/04		
F1 0.20/07	X2 0.25/06	
F2 0.25/08		
F3 0.30/09	X3 0.30/07	
F4 0.40/06	X4 0.40/06	
F5 0.50/05	X5 0.50/03	

Şekil 2.9. ProTaper Universal ve ProTaper Next (Jain 2016)

2.8.2. One Curve

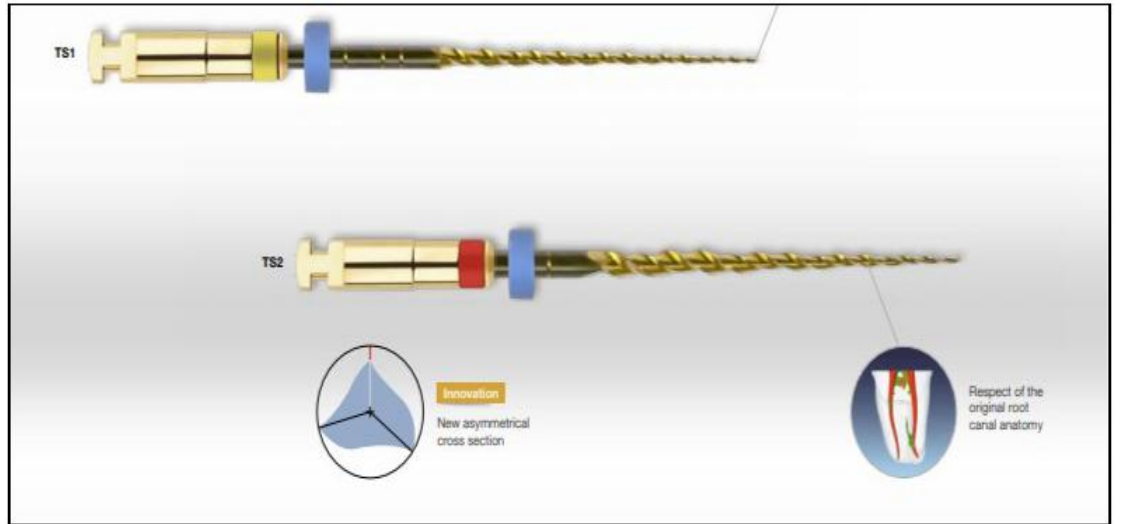
2017 yılında One Curve (OC; Micro Mega, Besancon, Fransa) NiTi tek eğe sistemi olarak geliştirilmiştir. One Curve saat yönünde tam tur dönerek çalışan tek eğe sistemidir. One Curve eğeleri özel bir ısıl işlem kullanılarak C-Wire alaşımından üretilir. Başka bir deyişle, geleneksel bir östenit olan 55-NiTi alaşımından yapılmıştır. One Curve eğelerine kök kanalının şekillendirilmesini kolaylaştırmak için ön eğim verilebilir. One Curve eğeleri daha iyi merkezleme ve kesme verimliliği için bıçak boyunca değişken kesite sahiptir. Uç bölgesinin enine kesitinde üç kesme kenarı izlenirken, orta bölümlere doğru iki kesme kenarına dönüşür (Şekil 2.10). Shank bölgesinde S şeklindeki enine kesit, Reciproc eğelerinin enine kesit tasarımına benzeyen iki kesme kenarı gösterir. Bu tasarımın rotasyonel hareket ile eğenin dentine saplanmayı engellediği iddia edilmektedir (Cymerman ve ark. 1983). 300-450 rpm hızda 2.5 Ncm tork ile kullanılır. 21, 25, 31 mm uzunluklara sahip eğeleri bulunmaktadır. One Curve eğesi hiperelastik ve fazlasıyla dirençli bir egedir. Vidalanma etkisi olmadığı için kontrol, tamamıyla hekimin elindedir.



Şekil 2.10. One Curve eğe sisteminde bıçak boyunca değişken kesit tasarımı

2.8.3. 2Shape

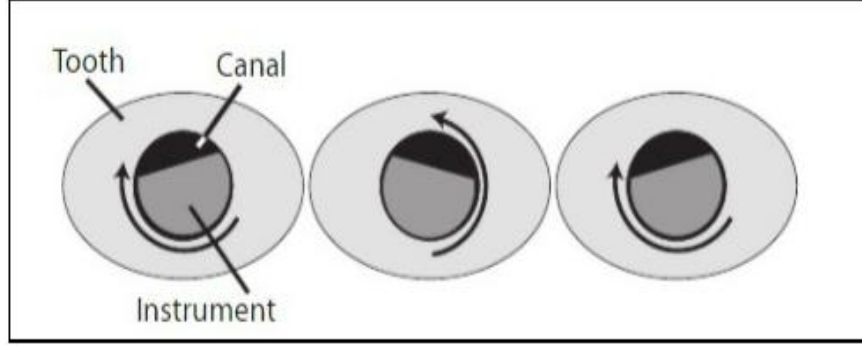
2Shape (TS; Micro-Mega, Besancon, Fransa) döner eğe sistemi, eğelerin esnekliğini ve döngüsel yorulma direncini artırdığı iddia edilen özel bir ısıl işlem olan T-Wire ile üretilmiştir. Kök kanalını biçimlendirmek için TS1 (25 / .04) ve TS2 (25 / .06) olmak üzere 2 boyutta mevcuttur. Eğeler çalışma boyunda kullanılır. 21, 25, 31 mm boy seçenekleri vardır. Rotasyon hızı 250-400 rpm'dir.



Şekil 2.11. 2Shape döner eğe sistemi ve asimetric kesimi

2Shape enstrümanları, iki ana kesici kenar ile kesme verimliliğini, bir kesmeyen kenar ile debris atımını artırmak için üçlü sarmal kesit tasarımına sahiptir (Şekil 2.12). Bu asimetric kesit, eğe kırılma riskini azaltır ve çevresel eğeleme etkinliğini artırır.

şekillenmesini sağlayan dengeli balans tekniğinin geliştirilmiş halidir (Metzger ve ark. 2010). Resiprokal hareket tipinde, enstrümanı kullanmadan önce çoğu kanalda giriş yolu oluşturulması gerekli değildir. Bu nedenle, dar kanallarda küçük el eğelerinin kullanılmasından kaynaklanan hataların azaldığı söylenmektedir (Peters ve ark. 2010).



Şekil 2.14. Resiprokal hareketin eğede izlediği yol

Üreticiye göre, RPC Blue sistemin tasarımı, geometrisi ve boyutu, RPC sistemle aynıdır. RPC Blue sistem, moleküler yapıyı değiştirebilen, yenilikçi bir ısıtma işlemi kullanılarak üretilmektedir. Dolayısıyla, bu yeni sistem çok daha esnek ve aynı zamanda döngüsel yorgunluğa bağlı kırıklara karşı daha dirençlidir ve yüzey mikro sertliği azaltılmıştır (Attin ve ark. 2002). RPC Blue sisteminin bir diğer yeniliği de eğeye ön eğim verebilme kabiliyetidir. Üretici, RPC Blue eğelerinin, ciddi kanal eğriliği durumlarında giriş yolu oluşturmadan çalışabildiğini iddia etmektedir.

RPC Blue eğesi 'S' şeklinde kesite, iki kesme kenarına ve kesici olmayan uca sahiptir. RPC Blue eğelerinin döngüsel yorulma direncini artırmak için 'Blue treatment' olarak adlandırılan özel bir ısıtma işlemi uygulanmaktadır ve bu ısıtma işlemi sonrasında eğenin mavi renk aldığı bildirilmiştir (Shen ve ark. 2013).

Reciproc Blue sistemi, orijinal Reciproc serisindeki gibi, Reciproc Blue 25, Reciproc Blue 40 ve Reciproc Blue 50 eğelerine sahiptir. Üç eğe de, uç 3 mm'den başlayarak gerileyen bir konikliğe sahiptir. Reciproc Blue 25, uçta 0.25 mm çapa ve uçtan itibaren ilk 3 mm boyunca %8 (0.08 mm / mm) konikliğe sahiptir. Reciproc Blue 40, uçta 0.40 mm çapında ve uçtan itibaren ilk 3 mm boyunca %6 (0.06 mm / mm) konikliğe sahiptir. Reciproc Blue 50, uçta 0,50 mm çapında ve uçtan itibaren ilk 3 mm boyunca %5 (0,05 mm / mm) konikliğe sahiptir.

NiTi döner eğe sistemleri son yıllarda endodonti pratiğinde popölarite kazanmakta ve üretici firmalar daha esnek ve kırılmaya daha dirençli eğeler üretebilmek için çalışmaktadırlar. Tez çalışmamızın amacı; dört farklı ısı işlem ile üretilmiş döner eğe sistemlerinin, oda sıcaklığında ve kanal içi sıcaklıkta döngüsel yorulma dirençlerini karşılaştırmaktır. Böylece klinikte kullanılacak döner eğe sistemlerinden hangisinin kırılmaya daha dayanıklı olduğu ve farklı ısı işlem türlerinin eğelerin döngüsel yorulma direncini etkileyip etkilemediği araştırılacaktır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Etik Kurulu tarafından onaylanmış olup (Ek-1), Necmettin Erbakan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından desteklenmiştir (Proje numarası: 191924002).

Güç hesaplaması F testi Anova: one way omnibus testi kullanılarak gerçekleştirilmiş, sabit etkiler, $\alpha = 0.05$ ve $\beta = 0.95$ olarak tanımlanmıştır (G*Power 3.1 software; Heinrich Heine University, Dusseldorf, Germany). Sonuçlar dört grup için gerekli örneklem büyüklüğünün 0,55, etki büyüklüğü 0,95, güç için 60 olduğunu göstermiştir.

3.1. Örneklerin hazırlanması

Tez çalışmamızda farklı ısıl işlemlerle üretilmiş dört ayrı NiTi döner eğe sisteminin oda sıcaklığında (20°C) ve kanal içi sıcaklıkta (37°C) döngüsel yorgunluğa karşı dirençleri karşılaştırılmıştır. ProTaper Next (25. 06), One Curve (25. 06), Reciproc Blue (25. 08) ve 2Shape (25. 06) eğe sistemlerinin her birinden otuz eğe olmak üzere toplam 120 adet eğe kullanılmıştır (Tablo 3.1).

Tablo 3.1. Çalışmamızda kullanılan NiTi eğe sistemleri ve özellikleri

NiTi Döner Eğe Sistemi	Üretim Şekli	Firma Adı
ProTaper Next	M-Wire	Dentsply Maillefer, Ballaquies, İsviçre
One Curve	C-Wire	Micro-Mega, Besancon, Fransa
2Shape	T-Wire	Micro-Mega, Besancon, Fransa
Reciproc Blue	Blue Isıl İşlem	VDW, Münih, Almanya

Deneysel prosedürlerden önce her bir döner eğe, deformiteler açısından stereomikroskop ile $\times 24$ büyütme altında incelenmiştir. Yüzeyinde deformite ya da düzensizlik olan eğeler çalışmaya dahil edilmemiştir. Bu şekilde her biri 15 adet eğe içeren sekiz grup oluşturulmuştur (Tablo 3.2).

Grup 1 (n=15): ProTaper Next X2; Bu eğe 20°C'deki distile suda beş dakika bekletildikten hemen sonra, test cihazına bağlı endodontik motorla (X-Smart Plus; Dentsply, Sirona) üretici firmanın talimatlarına uygun olarak; 300 Rpm ve 2.0 Ncm tork değerinde kullanıldı.

Grup 2 (n=15): ProTaper Next X2; Bu eğe 37°C'deki distile suda beş dakika bekletildikten hemen sonra, test cihazına bağlı endodontik motorla (X-Smart Plus; Dentsply, Sirona) üretici firmanın talimatlarına uygun olarak 300 Rpm ve 2.0 Ncm tork değerinde kullanıldı.

Grup 3 (n=15): One Curve; Bu eğe, 20°C'deki distile suda beş dakika bekletildikten hemen sonra test cihazına bağlı endodontik motorla (X-Smart Plus; Dentsply, Sirona) üretici firmanın talimatlarına uygun olarak 300 Rpm ve 2.5 Ncm tork değerinde kullanıldı.

Grup 4 (n=15): One Curve; Bu eğe, 37°C'deki distile suda beş dakika bekletildikten hemen sonra test cihazına bağlı endodontik motorla (X-Smart Plus; Dentsply, Sirona) üretici firmanın talimatlarına uygun olarak 300 Rpm ve 2.5 Ncm tork değerinde kullanıldı.

Grup 5 (n=15): 2Shape TS2; Bu eğe, 20°C'deki distile suda beş dakika bekletildikten hemen sonra test cihazına bağlı endodontik motorla (X-Smart Plus; Dentsply, Sirona) üretici firmanın talimatlarına uygun olarak 300 Rpm ve 2.0 Ncm tork değerinde kullanıldı.

Grup 6 (n=15): 2Shape TS2; Bu eğe, 37°C'deki distile suda beş dakika bekletildikten hemen sonra test cihazına bağlı endodontik motorla (X-Smart Plus; Dentsply, Sirona) üretici firmanın talimatlarına uygun olarak 300 Rpm ve 2.0 Ncm tork değerinde kullanıldı.

Grup 7 (n=15): Reciproc Blue; Bu eğe, 20°C'deki distile suda beş dakika bekletildikten hemen sonra test cihazına bağlı endodontik motorla (X-Smart Plus; Dentsply, Sirona) üretici firmanın talimatlarına uygun olarak 'Reciproc ALL'

programı ile kullanıldı. Kırılma anına kadar yaptığı tur sayısı (KTS) hesaplanırken hızı 300 rpm olarak belirlendi.

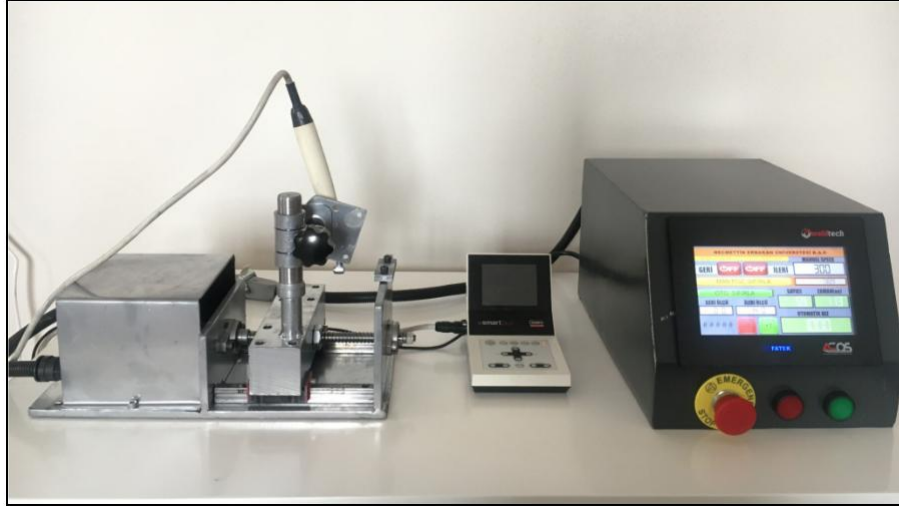
Grup 8 (n=15): Reciproc Blue; Bu eğe, 37°C'deki distile suda beş dakika bekletildikten hemen sonra test cihazına bağlı endodontik motorla (X-Smart Plus; Dentsply, Sirona) üretici firmanın talimatlarına uygun olarak 'Reciproc ALL' programı ile kullanıldı. KTS hesaplanırken hızı 300 rpm olarak belirlendi.

Tablo 3.1. Çalışmamızda kullanılan deney grupları

Gruplar	NiTi Döner Eğeler	Sıcaklık(°C)	Boyut
1. Grup	ProTaper Next	20°C	#25/ 0.06
2. Grup	ProTaper Next	37°C	#25/ 0.06
3. Grup	One Curve	20°C	#25/ 0.06
4. Grup	One Curve	37°C	#25/ 0.06
5. Grup	2Shape	20°C	#25/ 0.06
6. Grup	2Shape	37°C	#25/ 0.06
7. Grup	Reciproc Blue	20°C	#25/ 0.08
8. Grup	Reciproc Blue	37°C	#25/ 0.08

3.2. Döngüsel yorgunluk test cihazının yapımı

Çalışmamızda kullanılan NiTi döner eğe sistemlerinin döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerini ölçmek için, özel olarak tasarlanmış dinamik bir test cihazı kullanılmıştır (Şekil 3.1). Test cihazına, eğelerin kırıldığı andaki zamanı, saniye cinsinden kaydeden bir kontrol ünitesi dahil edilmiştir (Şekil 3.2). Cihaz üzerinde eğelerin kaç mm ilerleyeceği ve kullanım hızı kontrol ünitesi ile ayarlanabilmektedir. Cihaz, eğe dönmeye başladığı andan kırılma anına kadar olan zamanı, ekranda saniye olarak göstermektedir.



Şekil 3.1. Dinamik döngüsel yorgunluk test cihazı

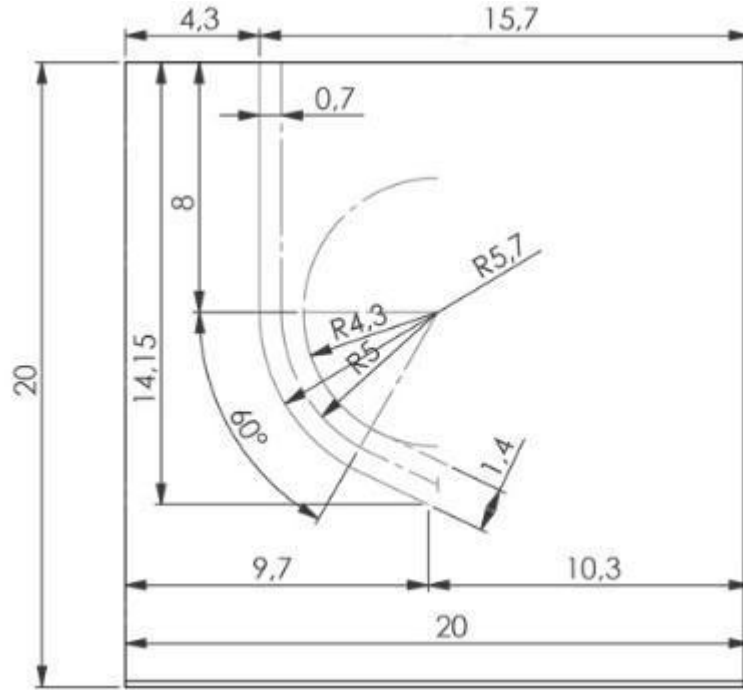


Şekil 3.2. Döngüsel yorgunluk test cihazının kullanım ayarlarının yapıldığı kontrol ünitesi

3.3. Yapay Kanalların Hazırlanması

Çalışmamızda kullanılacak yapay kanallar paslanmaz çelikten yapılmış olup, yapay kanalların matematiksel hesaplanması ve çizimi bilgisayar ortamında Solid Works (Dassault Systemes SolidWorks Corp, Massachusetts Institute of Technology, ABD) programı ile gerçekleştirildi (Şekil 3.3). Yapay kanallar için 220 kgf/mm^2 Vickers sertliğine sahip Ni-CrMo'den (Ni %65,2, Cr %22,5, Mo %9,5, Si %1,5, Mn, Nb) yapılmış döküm metal alaşım olan Wirocer Plus (Bego, Lincoln, ABD)

kullanıldı. Paslanmaz çelik bloklar içerisinde yapay kanallar, CNC makinaları ile oluşturuldu. Bloklar kanalı oluşturan 2 parçanın birbirine geçebileceği şekilde yapıldı (Şekil 3.4). Paslanmaz çelik blokların kanal kurvatür yarıçapı ve açısı Pruet ve ark. (1997) tarafından belirlenen kriterlere göre oluşturuldu. Yapay kanallar 1,4 mm iç çapa, toplam 14,15 mm uzunluğa, 5 mm kurvatür yarıçapına ve 60° kurvatür açısına sahiptir. Ark 9,7 mm ve düz kısım 8 mm olarak belirlendi. Son aşama olarak blok parlatıldı ve kullanıma hazır hale getirildi.



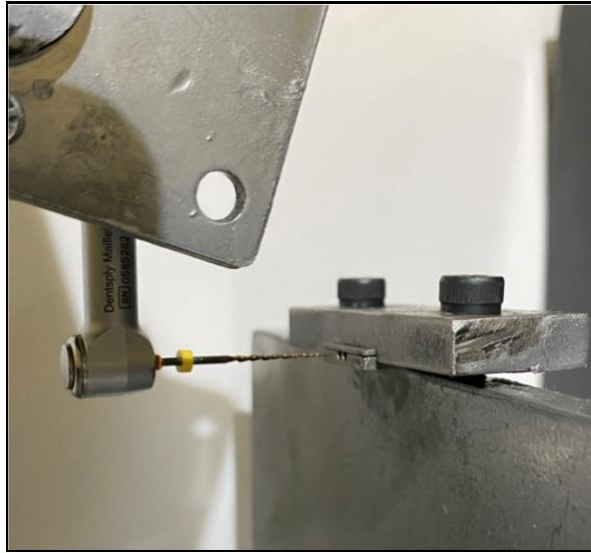
Şekil 3.3. Yapay kanalın şematik çizimi



Şekil 3.4. CNC makinalarında üretilen yapay kanalların görünümü

3.4. Döngüsel Yorgunluk Testleri

Çalışma kapsamında standardizasyonu sağlamak için, yapay kanal ve endodontik motor arasında paralellik sağlanarak cihaz sabitlendi (Şekil 3.5). Eğeler ve yapay kanal duvarları arasındaki sürtünme, sıcaklık artışına neden olup çatlak oluşum riskini artırdığından, yapay kanallarda sentetik bir yağ kullanılarak (WD-40, Milton Keynes, İngiltere) bu sürtünme azaltıldı. Tüm eğeler döngüsel yorgunluk test cihazına bağlı bir endodontik motorla (X-Smart Plus; Dentsply, Sirona) kullanıldı ve çalışma uzunluğu 14 mm olarak kontrol ünitesi ile ayarlandı. Oda ($20^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$) sıcaklığında ve kanal içi ($37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$) sıcaklıkta kullanılacak her eğe, 400 ml, ısıyı ayarlanmış distile suda, daldırma yöntemi kullanılarak 5 dakika bekletildi. Tüm testler sırasında, sıcaklıklar dijital termometre (TP 101, Shenzhen, China) ile izlenip sabit tutuldu (Şekil 3.6).



Şekil 3.5. Yapay kanalların cihaz üzerindeki konumu



Şekil 3.6. Çalışmamızda kullanılan dijital termometre

Eğe aksiyal düzlemde ileri geri hareketini geręekleřtirirken her 5 saniyede bir 14 mm genlikle bir turu tamamladı. Tüm eğeler kırılana kadar kurvatürlü yapay kanal düzeneği içerisinde kullanıldı. Tüm döngüsel yorgunluk testleri aynı uygulayıcı tarafından yapıldı ve eğelerin kırılma zamanı görsel olarak belirlendi. Test süresi, kontrol nitesi üzerinde dizayn edilen dijital bir kronometre ile saniye cinsinden kaydedildi. Bu prosedür tüm eğeler için sırasıyla tekrarlandı. Kırılan her bir paręanın uzunluğu, dijital kumpas (Ceta Form P45D) kullanılarak mm cinsinden lęld (şekil 3.7). KTS aşağıdaki formül ile hesaplandı;

$$KTS = \text{Dönme hızı (rpm)} \times \text{kırılma süresi (saniye)} / 60$$



şekil 3.7. Çalışmamızda kullanılan dijital kumpas

3.5. Taramalı Elektron Mikroskobu (TEM) Analizi

Taramalı Elektron Mikroskobu, vakum altında hızlandırılmış elektronların odaklanmasını ve elektron demeti ile numune yüzeyinin taranmasını; o sırada numuneden üretilen sinyallerin tespit edilmesini ve üretilen sinyalleri bir ekrana aktararak numune yüzeyini mikro veya nano boyutta inceleme imkanı sağlayan bir görüntüleme cihazıdır.

Çalışmamızda kırılan paręaların uzunlukları dijital kumpas (Ceta Form P45D) kullanılarak lęlmřtr. NiTi döner eğe kırıklarının döngüsel yorgunluk nedeniyle meydana geldiğini doğrulamak için Necmettin Erbakan Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi (BİTAM)'da bulunan taramalı elektron mikroskobu (SEM; HITACHI -SU1510, Tokyo, Japonya) ile görüntüler alınmıştır (şekil 3.8).



Şekil 3.8. Çalışmamızda kullanılan SEM cihazı

3.6. İstatistiksel Analiz

İstatistiksel analiz için SPSS 22.0 (IBM-SPSS Inc. Chicago, IL, Amerika) yazılım programı kullanılmış ve çalışma %95 güven aralığında $p < 0.05$ referans alınarak gerçekleştirilmiştir. Veriler analize dahil edilmeden önce yapılan normallik analizinde Shapiro-Wilk testi sonuçlarına göre dağılımın normal olmadığı tespit edilmiş ($p < 0.05$) ve non-parametrik testlerin uygulanmasına karar verilmiştir. Araştırma kapsamında gruplar arası karşılaştırma yapılması için Kruskal Wallis testi kullanılmıştır. Post-hoc testi olarak ise Tamhane T2'den yararlanılmıştır. Grup içi 37°C ve 20°C arasındaki değer farklılıklarının ölçümü için ise Wilcoxon Signed Rank testinden yararlanılmıştır.

4. BULGULAR

İki farklı sıcaklık altında yapılan bu çalışmada her bir grupta 15 adet eğe olmak üzere toplam 120 adet eğe kullanılmıştır. Özel olarak tasarlanmış dinamik bir test cihazında, eğelerin KTS değeri bir formül ile hesaplanmış ve kırılma uzunluğu milimetre (mm) cinsinden kaydedilmiştir.

4.1. 37°C'de KTS'na Göre NiTi Döner Eğelerin Karşılaştırılması

Yapılan ölümlere göre 37°C'de KTS'na göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). ProTaper Next grubunun ortalama tur sayısı değeri 1730'dur ve en düşük ortalamaya sahiptir. One Curve grubunun ortalama tur sayısı değeri ise 2793'dr ve en yüksek ortalamaya sahiptir (Tablo 4.1). Gruplar arasındaki fark detaylı incelendiğinde ise; ProTaper Next ile 2Shape grubu arasında; One Curve ile Reciproc Blue grubu arasında 37°C'de kırılma anına kadar yapılan tur sayıları bakımından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. ($p>0.05$)

Tablo 4.1. Çalışmamızda kullandığımız eğelerin 37°C'de kırılana kadar attıkları ortalama tur sayıları ve standart sapmaları.

Gruplar	n	KTS Ortalaması	Standart Sapma(\pm)
ProTaper Next (a)	15	1730 ^{bd}	270
One Curve (b)	15	2793,3 ^{ac}	433,2
2Shape (c)	15	1815 ^{bd}	249,4
Reciproc Blue (d)	15	2617,3 ^{ac}	385,1

İstatistiksel olarak anlamlı farklar, değerler yanında ^{a, b, c, d} harfleri ile belirtilmiştir ($p<0,05$).

4.2. 20°C'de KTS'na Göre NiTi Döner Eğelerin Karşılaştırılması

20°C'de KTS'na göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). ProTaper Next grubunun ortalama tur sayısı 1840'dır ve en düşük tur sayısı ortalamasına sahiptir. En yüksek tur sayısı ortalaması, 3110 ile Reciproc Blue eğeleridir (Tablo 4.2). Gruplar arasındaki fark detaylı incelendiğinde ise; 2Shape ile ProTaper Next grubu; One Curve ile Reciproc Blue grubu arasında

20°C'de kırılma anına kadar yapılan tur sayıları bakımından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

Tablo 4.2. Çalışmamızda kullandığımız eğelerin 20°C'de kırılana kadar attıkları ortalama tur sayıları ve standart sapmaları

Gruplar	n	KTS Ortalaması	Standart Sapma(±)
ProTaper Next (a)	15	1840,7 ^{bd}	387,1
One Curve (b)	15	2452,7 ^a	483,8
2Shape (c)	15	2154,7 ^d	247,3
Reciproc Blue (d)	15	3110,7 ^{ac}	869,7

İstatistiksel olarak anlamlı farklar, değerler yanında ^{a, b, c, d} harfleri ile belirtilmiştir (p<0,05).

4.3. 37°C'de Kırılan Parçanın Uzunluğuna Göre NiTi Döner Eğelerin Karşılaştırılması

37°C'de kırılan parçanın uzunluğuna göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır (p<0.05). One Curve grubu 2,73 kırık parça uzunluk ortalaması ile en düşük değere sahip iken, en yüksek kırık parça uzunluk ortalaması 3,72 ile Reciproc Blue grubuna aittir (Tablo 4.3). Gruplar arasındaki fark detaylı incelendiğinde; One Curve ile ProTaper Next grubu arasında; One Curve ile Reciproc Blue grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur (p<0.05).

Tablo 4.3. Çalışmamızda kullandığımız eğelerin 37°C'de ortalama kırılma uzunlukları ve standart sapmaları

Gruplar	n	Kırılma uzunluk Ortalaması	Standart Sapma(±)
ProTaper Next (a)	15	3,38 ^b	0,58
One Curve (b)	15	2,73 ^{ad}	0,43
2Shape (c)	15	3,28	1,00
Reciproc Blue (d)	15	3,72 ^b	0,30

İstatistiksel olarak anlamlı farklar, değerler yanında ^{a, b, c, d} harfleri ile belirtilmiştir (p<0,05).

4.4. 20°C'de Kırılan Parçanın Uzunluğuna G6re NiTi D6ner Eğelerin Karşılaştırılması

20°C'de kırılan parçanın uzunluğuna g6re gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır ($p<0.05$). 2Shape grubu 2,66 mm ile en kısa parça uzunluk ortalamasına sahip iken, en y6ksek ortalama 3,81 mm ile Reciproc Blue grubundaki 6rneklere aittir. Gruplar arasındaki fark detaylı incelendiğinde ise; 2Shape ile One Curve grubu arasında; ProTaper Next ile Reciproc Blue grubu arasında kırık parça uzunlukları bakımından anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p>0.05$).

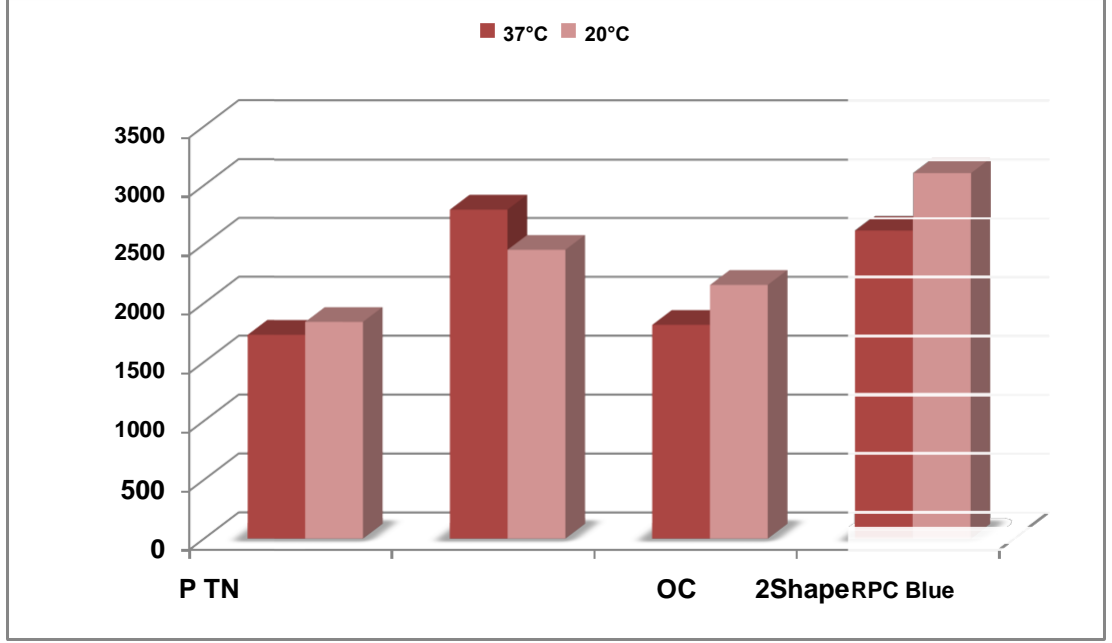
Tablo 4.4. Çalışmamızda kullandığımız eğelerin 20°C'de ortalama kırılma uzunlukları ve standart sapmaları

Gruplar	n	Kırılma uzunluk Ortalaması	Standart Sapma(\pm)
ProTaper Next (a)	15	3,68 ^{bc}	0,55
One Curve (b)	15	2,68 ^{ad}	0,33
2Shape (c)	15	2,66 ^{ad}	0,60
Reciproc Blue (d)	15	3,81 ^{bc}	0,16

İstatistiksel olarak anlamlı farklar, değerler yanında ^{a, b, c, d} harfleri ile belirtilmiştir ($p<0,05$).

4.5. 37°C ve 20°C'de KTS'na G6re NiTi D6ner Eğelerin Karşılaştırılması

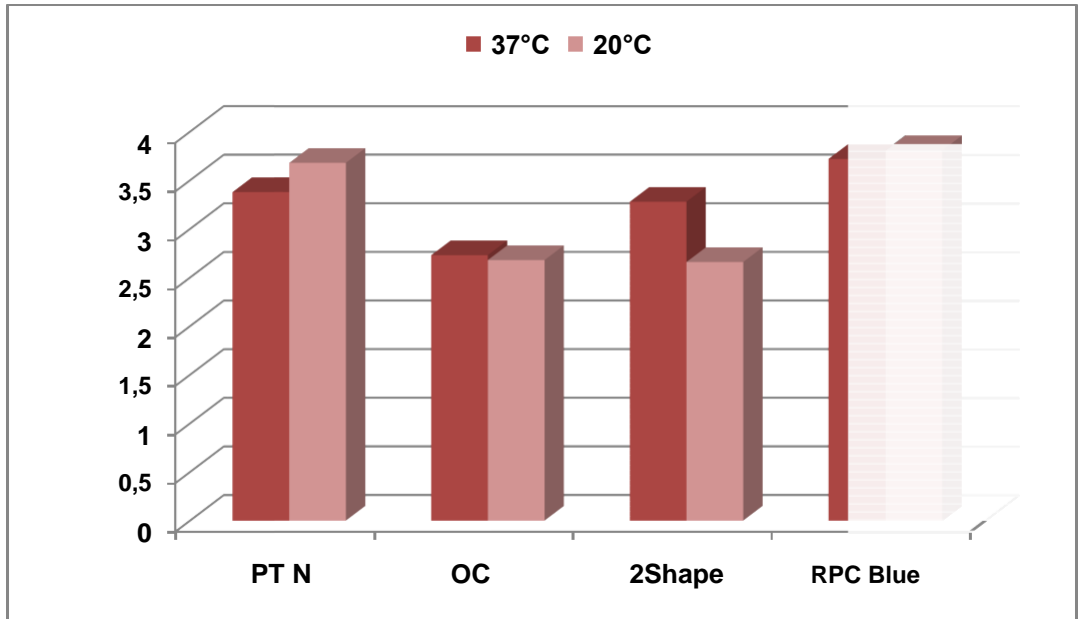
KTS 37°C ve 20°C'de kıyaslandığında yalnızca 2Shape grubunda istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmiştir ($p<0.05$). Bu eğe sisteminde 37°C'de 20°C'ye kıyasla d6ng6sel yorgunluğa direnç azalmıştır (şekil 4.1). Diğer NiTi d6ner eğe sistemleri arasında anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$).



Şekil 4.1. Çalışmamızda kullandığımız eğelerin 37°C ve 20°C'deki KT S ortalamaları.

4.6. 37°C ve 20°C'd e Kırılan Parçanın Uzunluğuna Göre NiTi Döner Eğelerin Karşılaştırılması

Dört farklı eğe grubunun kırık parça uzunluğu 37°C ve 20°C'de karşılaştırıldığında yalnızca 2Shape grubunda istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmiştir ($p < 0.05$). 2Shape eğe sisteminde 37°C'de 20°C'ye kıyasla kırık parça uzunluğunda artış gözlenmiştir (Şekil 4.2).



Şekil 4.2. Çalışmamızda kullandığımız eğelerin 37°C ve 20°C'deki kırılma uzunluk ortalamaları

Gruplar arasındaki farkı değerlendirebilmek adına, çalışmamızda kullandığımız tüm eğelerin 37°C ve 20°C sıcaklıklardaki KTS, kırılma uzunlukları, standart sapmaları ve p değerleri ise Tablo 4.5'te gösterilmiştir.

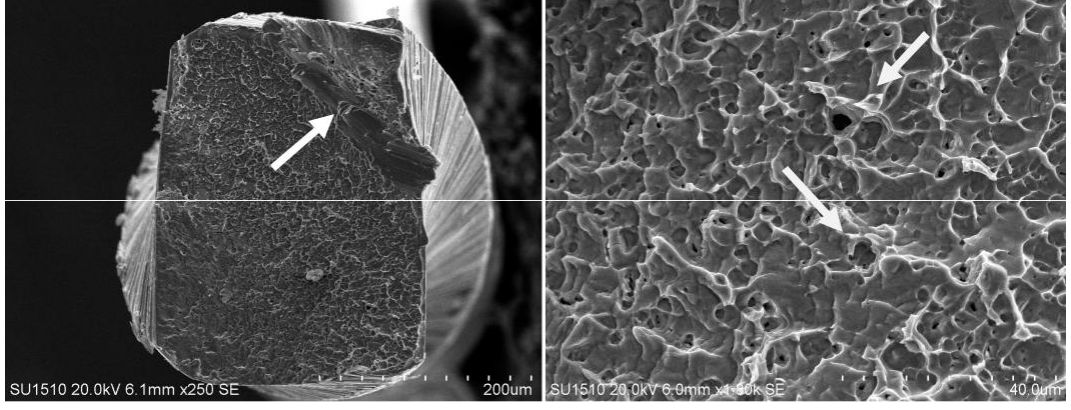
Tablo 4.5. Çalışmamızda kullandığımız eğelerin farklı sıcaklıklardaki KTS, kırılma uzunlukları, p değerleri ve standart sapmaları

Gruplar	37 derece		20 derece		p
	KTS	Kırılan Parçanın Uzunluğu (mm)	KTS	Kırılan Parçanın Uzunluğu (mm)	
ProtaperNext (a)	1730±270 ^{bd}	3,38±0,58 ^b	1840,7±387,1 ^{bd}	3,68±0,55 ^{bc}	>0.05
OneCurve (b)	2793,3±433,2 ^{ac}	2,73±0,43 ^{ad}	2452,7±483,8 ^a	2,68±0,33 ^{ad}	>0.05
2Shape (c)	1815±249,4 ^{bd*}	3,28±1,00 [*]	2154,7±247,3 ^{d*}	2,66±0,60 ^{ad*}	<0.05
Reciproc Blue (d)	2617,3±385,1 ^{ac}	3,72±0,30 ^b	3110,7±869,7 ^{ac}	3,81±0,16 ^{bc}	>0.05
p	<0.05	<0.05	<0.05	<0.05	

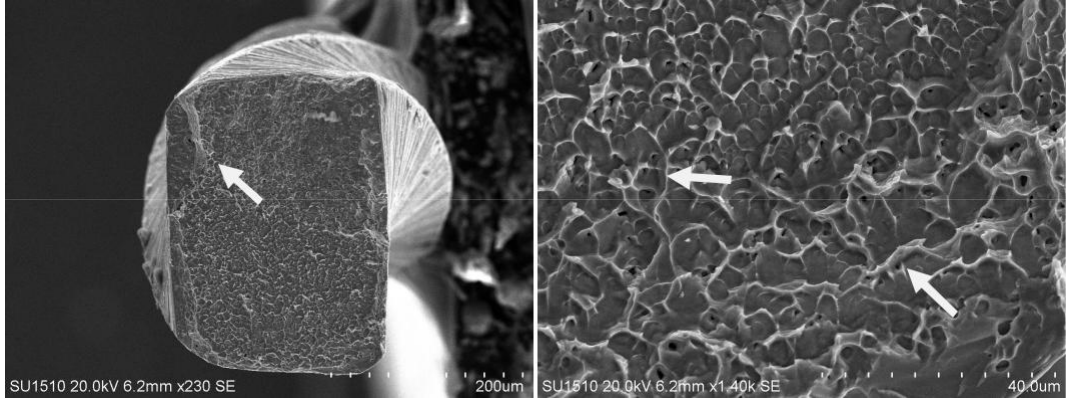
Gruplaraarası karşılaştırmada anlamlı farklar değerler yanında ifade edilmiştir (^{a, b, c, d}), grupçi anlamlı farklar * ile ifade edilmiştir. Değerler, Ortalama±Standart Sapma şeklinde verilmiştir.

4.7. SEM Analiz Bulguları

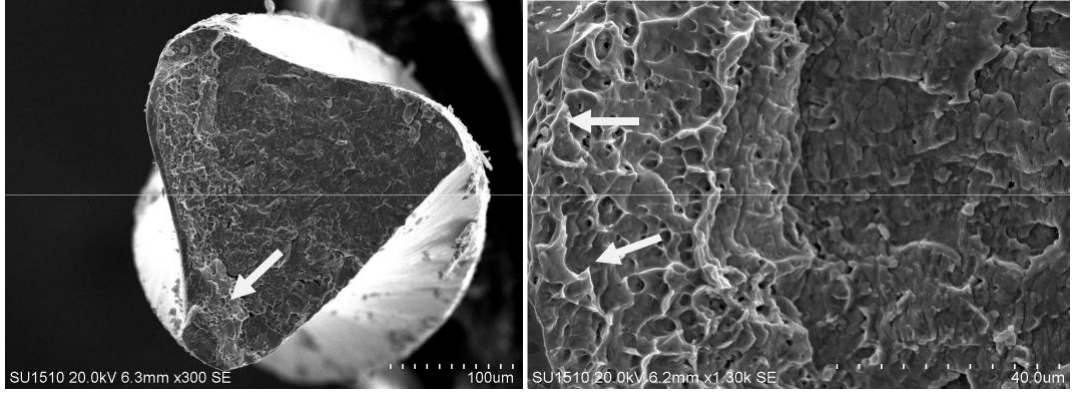
SEM analizi ile elde edilen yüzey görüntüleri, eğe kırığının tipini ortaya koymuştur. Düşük büyütmelede, sünek kırıklarla ilişkili olarak; periferde çatlağın yavaş ilerleyişini, merkezde ise fibröz lifli görüntüyü izleyebiliriz. Daha yüksek büyütmelede bakıldığında, kırık yüzeyinin pürüzsüz bölgelerinde tipik yorgunluk çizgileri ve çok sayıda sekonder çatlaklar vardır. Bu özellikler M-wire ve konvansiyonel NiTi alaşımlar için benzerdir, ancak pürüzsüz bölgeler M-wire alaşımlarda daha fazla görünmektedir, bu da yorulma testi sırasında eğenin tüm yüzeyi boyunca çatlak oluştuğunu ve bu çatlakların yayıldığını gösterir.



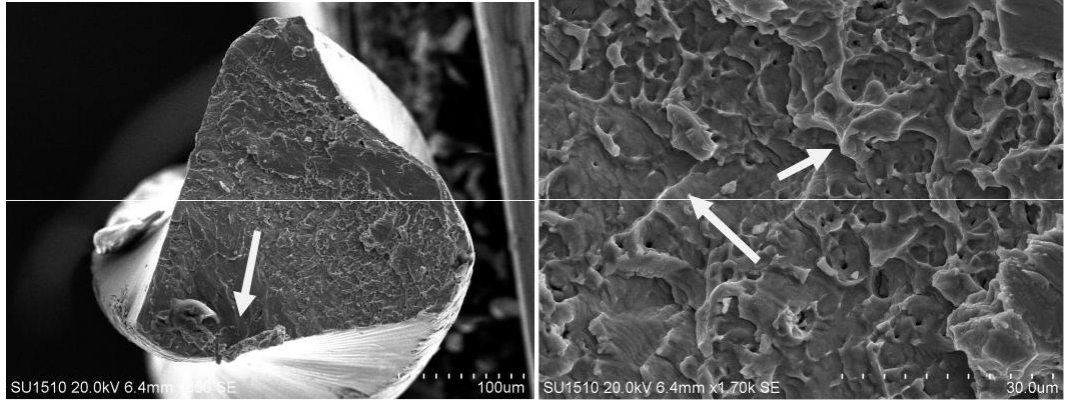
Şekil 4.3. 20°C'de PTN eğesinin kırık yüzey SEM görüntüsü (x250 ve x1500 büyütme)



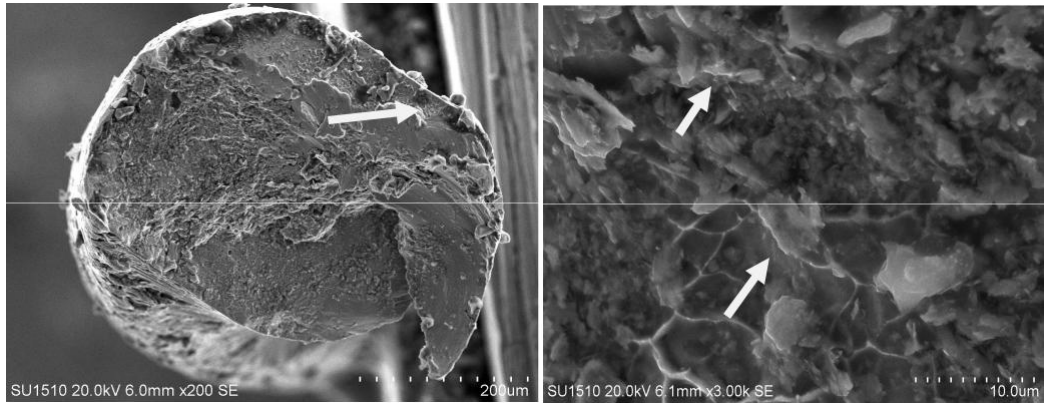
Şekil 4.4. 37°C'de PTN eğesinin kırık yüzey SEM görüntüsü (x230 ve x1400 büyütme)



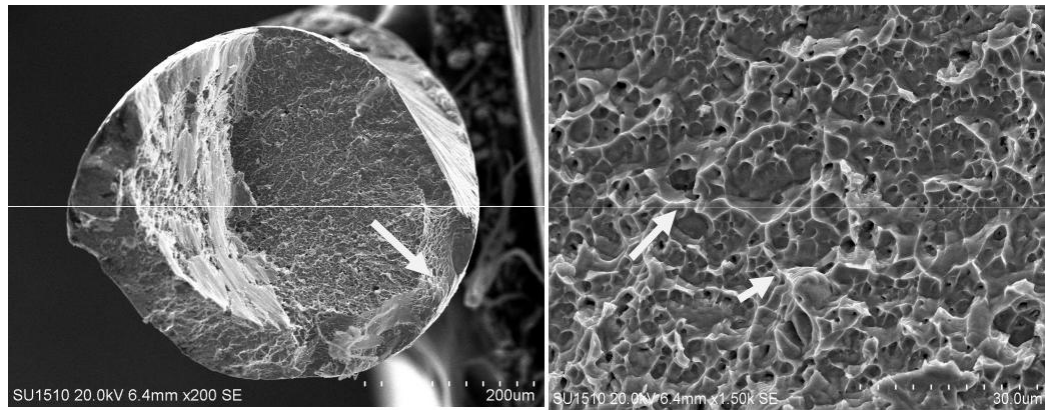
Şekil 4.5. 20°C'de One Curve eğesinin kırık yüzey SEM görüntüsü (x300 ve x1300 büyütme)



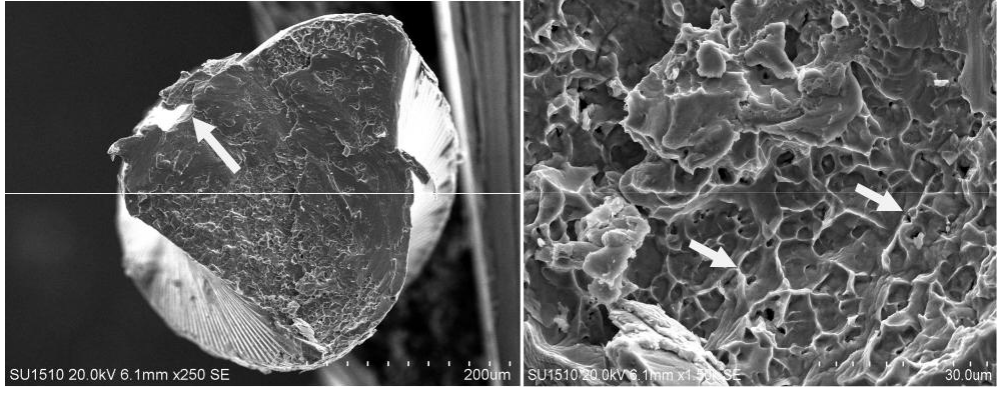
Şekil 4.6. 37°C'de One Curve egeşinin kırık yüzey SEM görüntüsü (x300 ve x1700 büyütme)



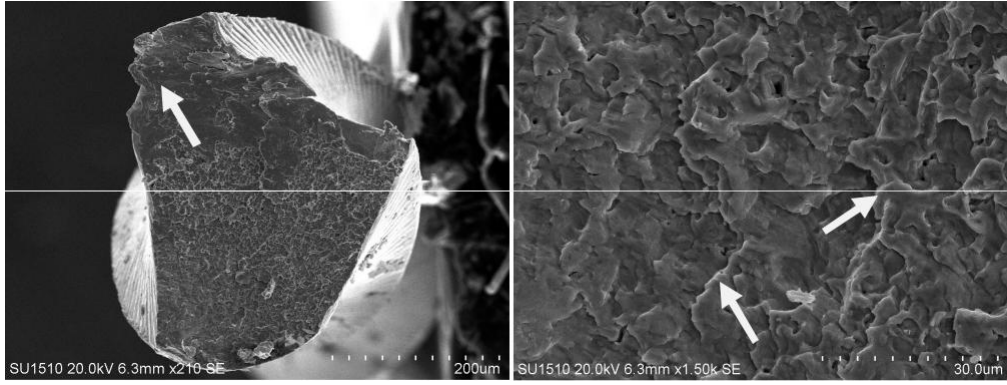
Şekil 4.7. 20°C'de RPC Blue egeşinin kırık yüzey SEM görüntüsü (x200 ve x3000 büyütme)



Şekil 4.8. 37°C'de RPC Blue egeşinin kırık yüzey SEM görüntüsü (x200 ve x1500 büyütme)



Şekil 4.9. 20°C'de 2Shape egeşinin kırık yüzey SEM görüntüsü (x250 ve x1500 büyütme)



Şekil 4.10. 37°C'de 2Shape egeşinin kırık yüzey SEM görüntüsü (x210 ve x1500 büyütme)

5. TARTIŞMA

Endodontik tedavinin amacı, enfekte pulpa dokusunu ve mikroorganizmaları kök kanallarından uzaklaştırarak hermetik bir dolun sağlamak iken başarısı, kök kanal sisteminin doğru şekillendirilmesine ve etkin bir şekilde temizlenmesine bağlıdır. Kök kanal preparasyonu sırasında, periapikal dokuların zarar görmemesi ve kök yüzeyinin üç boyutlu yapısının muhafaza edilmesi gerekmektedir (Peters ve Peters 2011).

NiTi döner eğelerin klinik endodontik uygulamaya girmesiyle birlikte, kök kanallarının mekanik preparasyonu geliştirilmiş, basamak, zip, perforasyon ve transportasyon gibi sorunlar elimine edilmiştir. NiTi döner eğelerin kanal şeklini muhafaza etme ve preparasyon süresini kısaltma kabiliyeti hakkında birçok araştırma vardır (Sattapen ve ark. 2000; Gambarini ve ark. 2008; Braga ve ark. 2014). NiTi döner eğelerin diğer bir avantajı da kök kanal anatomisinin korunmasına yardımcı olmak amacıyla preparasyonu daha merkezi yapabilmeleridir. Ancak, NiTi döner eğeler, paslanmaz çelik el eğelerine kıyasla kanal içinde daha fazla rotasyon hareketi yaptığından kırılmaya daha yatkındırlar (Peters 2004). Bu yüzden eğe kırıkları literatürde kritik bir konu olarak kabul edilmektedir (Kim ve ark. 2010; Keskin ve ark. 2017; Yılmaz ve ark. 2018). Döner eğelerde kırılma, torsiyonel ve döngüsel yorgunluğa bağlı olarak iki şekilde meydana gelmektedir. Eğimli bir kanalda, tekrarlayan sıkışma ve gerilme kuvvetlerine maruz kalan NiTi döner eğenin yorgunluk direnci aşıldığında döngüsel kırıklar meydana gelmektedir. Klinik kullanım sırasında oluşan kırıkların %44-91'inin nedeni olarak döngüsel yorgunluk gösterilmiştir (Cheung ve ark. 2005). Döner eğelerin mekanik özelliklerini geliştirerek, kırılmaların önüne geçmek için, eğe tasarımı ve üretim yöntemleri üzerinde çalışmalar yapılmaktadır.

Stres uygulaması veya sıcaklık düşüşü ile östenit fazdan martensit faza geçiş sağlanarak, NiTi döner eğe sistemlerinin özellikleri geliştirilmektedir. Bir eğenin martensit fazda artan sünekliliği, oldukça elastik olmasını sağlar. Bu durum eğenin yorulma anında çatlak büyümesini geciktirir ve döngüsel yorgunluğa karşı daha fazla direnç kazanmasına neden olur. Isıtılmış veya soğutulmuş irrigantların kullanılması da, eğelerin östenitik veya martensitik faza geçişini sağlayarak kırılma döngülerini etkileyebilir (Zupanc ve ark. 2018).

Son zamanlarda, bazı araştırmacılar çevre sıcaklığının, NiTi enstrümanlarının döngüsel yorgunluk direncini etkilediğini bildirmiştir (Jamleh ve ark. 2016; Dosanj ve ark. 2017). Kanal içi sıcaklık herhangi bir işlem sonrası, 30-60 sn içinde 31°C - 35°C'ye ulaşmaktadır. Isıtılmış irrigasyon solüsyonunun kullanımı, dezenfeksiyonu ve doku çözünürlüğünü artırmak için önerilmiş olmasına rağmen, klinik ortamda ısıtılmış irrigasyon solüsyonu kök kanalına yerleştirildikten sonra hızla vücut sıcaklığına düşmektedir. Ayrıca solüsyonun vücut sıcaklığına hemen ulaşmasından ötürü, sadece ilk anda faydalı olacağı bildirilmiştir (De Hemptinne ve ark. 2015). Aynı şekilde, NiTi döner eğeler, enflamasyonu azaltmak için soğuk irrigasyon solüsyonlarıyla kullanılsa bile kök kanalına girdiği anda hızla vücut sıcaklığına yükselmektedir (Nguyen ve ark. 2014). Bu nedenle, bizim çalışmamızda vücut ısısının NiTi döner eğelerin döngüsel yorulma direnci üzerindeki etkisini değerlendirmek için sadece oda (21°C) ve vücut (37°C) sıcaklıkları seçilmiştir.

Plotino ve ark. (2017) yaptıkları çalışmada, oda sıcaklığında ve kanal içi sıcaklıkta iki farklı NiTi döner eğe sistemini (ProTaper Gold ve ProTaper Universal) karşılaştırmış ve sıcaklık değişiminin döngüsel yorgunluk direncini etkilemediğini bildirmişlerdir. Shen ve ark. (2018) farklı sıcaklıklarda altı ayrı döner eğe sistemini döngüsel yorgunluk direnci açısından değerlendirmişler ve yalnızca bir tanesinin (Vortex) döngüsel yorgunluk direncinin 37°C'de 22°C'ye kıyasla önemli ölçüde azaldığını bildirmişlerdir. Diğer eğe sistemleri arasında 22°C ve 37°C'de döngüsel yorgunluk dirençleri açısından anlamlı bir fark olmadığı bildirilmiştir. Alfawaz ve ark. (2018) yaptıkları çalışmada ProTaper Gold eğesinin, 25°C, 37°C ve 60°C'de distile su, %2,5 NaOCl ve %5,25 NaOCl solüsyonlarında döngüsel yorulma direncini değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak 25°C ve 37°C arasında hiçbir solüsyonda anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir.

Keleş ve ark. (2019) Reciproc Blue, Reciproc, WaveOne Gold ve WaveOne eğe sistemlerini 1,5 mm iç çap, 60° kurvatür açısı ve 5 mm kurvatür yarıçapına sahip paslanmaz çelik yapay bir kanalda, hem statik hem de dinamik bir model kullanarak oda sıcaklığında ve kanal içi sıcaklıkta test etmişlerdir. Sonuç olarak sıcaklığın NiTi eğe sistemlerinin döngüsel yorgunluk direncini etkilemediğini bildirmişlerdir. Bizim tez çalışmamız oda sıcaklığı (20°C) ve kanal içi sıcaklıklarda (37°C), dört farklı ısıl işlem teknolojisi ile üretilmiş eğe sistemlerinin döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerini kıyaslamaktadır. Sıcaklık artışı yalnızca 2Shape eğe sisteminde döngüsel

yorgunluk direncinin azalmasına neden olmuştur. Diğer üç eĒe sisteminde döngüsel yorgunluk direnci açısından oda ve kanal içi sıcaklıkları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Yapılan çalışmaların sonuçları da bizim bulgularımızla uyumludur (Plotino ve ark. 2017; Shen ve ark. 2018; Alfawaz ve ark. 2018). 2Shape eĒe sisteminin sıcaklık artışıyla döngüsel yorulma direncinin azalmasını ise, ierdiĒi T-Wire alaşımı ile alakalı olabileceĒini düşünmekteyiz.

Bu sonuçların aksine, yapılan bazı çalışmalarda (Jamleh ve ark. 2016; de Vasconcelos ve ark. 2016; Dosanjh ve ark. 2017; Huang ve ark. 2017; Plotino ve ark. 2018), kanal içi sıcaklıktaki döngüsel yorgunluk direnci, oda sıcaklıĒına kıyasla daha düşüktür. Bu çelişkili sonuçlar, farklı eĒe sistemlerinin kullanılması, yapay kanalların farklı açılara ve hammaddelere (seramik veya paslanmaz elik) sahip olması, farklı evre koşulları (sıcaklık kontrollü fırınlar, önceden ısıtılmış distile su) gibi sebeplerden kaynaklanıyor olabilir.

Döngüsel yorgunluk testleri, statik veya dinamik olarak gerçekleştirilebilir (Li ve ark. 2002; Lopes ve ark. 2010; De-Deus ve ark. 2014; Neelakantan ve ark. 2016). Statik testlerde eĒe, yapay bir kanalda aksiyal hareket olmaksızın sabit uzunlukta dönmektedir (Alcalde ve ark. 2017; De-Deus ve ark. 2017; GndoĒar ve zyrek 2017; TopuoĒlu ve TopuoĒlu 2017). Dinamik testlerde ise eĒe yapay bir kanalda aksiyal düzlemde ileri geri hareket etmektedir (Li ve ark. 2002; Keskin ve ark. 2017). Döngüsel yorgunluk testlerinde, NiTi döner eĒelerin yapay kanallara uyguladıĒı kuvvet dinamikleri ile yorulma direnci arasındaki ilişki çok az tartışılmıştır. Yapılan çalışmalarda ise, statik testlerin klinik uygulamada karşılaşılan durumları taklit edemediĒini, bu yüzden dinamik testlerin NiTi döner eĒe sistemlerinin döngüsel yorgunluk direncini deĒerlendirmek için daha uygun olduĒu bildirilmiştir (Yared ve ark. 2000; Pessoa ve ark. 2013). Dinamik testler, klinik durumu statik testlere göre daha iyi simüle etmektedir (Yao ve ark. 2006; Hülsmann ve ark. 2019).

Keleş ve ark. (2019) yapmış oldukları bir çalışmada Reciproc Blue, Reciproc, WaveOne Gold ve WaveOne eĒe sistemlerini, paslanmaz elik yapay kanalda hem statik hem de dinamik test cihazlarında, oda sıcaklıĒında ve kanal içi sıcaklıkta test etmişlerdir. Çalışmanın sonucunda, tüm eĒe sistemleri için dinamik testlerde döngüsel yorulma direncinin önemli ölçüde daha yüksek bulunduĒunu bildirmişlerdir. Çünkü, stres dinamik testlerde aksiyal doĒrultuda ileri geri hareketler

sırasında, eğenin uzunluğu boyunca dağılırken, statik testlerde tek bir alan üzerinde yoğunlaşmaktadır (Li ve ark. 2002; Lopes ve ark. 2010). Ayrıca statik modeller, döner eğenin kök kanalına girip çıkarken karşılaşılabileceği sıcaklık değişimlerini de göz ardı etmektedir.

Hülsmann ve ark. (2019) statik ve dinamik testlerin farklı sonuçlar gösterebileceğini belirtmişlerdir. Bu araştırmanın sonuçlarına göre statik testlerin sonuçları bazı durumlarda çelişkilidir ve tekrarlanamaz. Ancak dinamik yorgunluk testleri, klinik durumu statik testlere göre daha iyi simüle etmekte ve önemli ölçüde artmış yorgunluk direnciyle sonuçlanmaktadır.

Gündoğar ve ark. (2020) yaptıkları bir çalışmada statik test cihazının döngüsel yorgunluk testlerinde klinik durumları taklit edemediğini, sadece döner ege sisteminin mekanik özelliklerini araştırmayı amaçladığını rapor etmişlerdir. Keleş ve ark. (2019) ise dinamik testlerin sonuçlarının NiTi döner ege sistemlerinin mekanik davranışlarını tam olarak açıklayamadığını bildirmişlerdir. Dinamik test cihazlarında, aksiyal hareketin genliği ve hızı standartlaştırıldığından (Pedulla ve ark. 2013) hem de klinik koşullara yakınlığı sebebiyle bizim tez çalışmamızda da, 14 mm aksiyal genlikte ve sabit hızda çalışan dinamik test cihazı tercih edilmiştir.

Döngüsel yorgunluk test cihazları, döner eğeyi, kurvatür yarıçapı, kurvatür açısı ve maksimum kurvatürün lokasyonu açısından kesin bir yörünge ile sınırlamalıdır; bu sınırlamalar değişken faktörlerin yorulma direnci üzerindeki etkisinin iyi bir şekilde anlaşılmasını sağlayacaktır. Bu nedenle, farklı boyutlardaki eğeler, özel tasarlanmış, eşleştirilmiş boyutta yapay kanallar gerektirecektir (Plotino ve ark. 2009; Plotino ve ark. 2010). Ancak NiTi eğeler, kanal içindeyken orijinal şekillerini geri kazanma eğilimindedir. Bu yüzden, eşleşen eğrilik parametrelerine sahip tek kurvatürlü kanallarda, aynı boyuttaki farklı eğeler kullanılsa bile yörüngelerinin aynı olmadığı belirtilmiştir (Plotino ve ark. 2010). Sonuçların çalışmalarda farklılık göstermesinin bir nedeni de bu yörüngeyi sabitleyememek olabilir.

Yapılan döngüsel yorgunluk çalışmaları, kanal şeklinin ege kırılması üzerindeki etkisini rapor etmişlerdir (Pruett ve ark. 1999; Haikel ve ark. 1999). 700 insan dişi üzerinde yapılan bir çalışmada (Schäfer ve ark. 2002) kök kanallarının ortalama kurvatür açılarının 5° - 42° , kurvatür çaplarının ise 2-12 mm aralığında

olduğu bildirilmiştir. Kurvatür açısı, eğriliğin başlangıç ve bitiş noktaları arasında kalan çember yayının derecesi olarak tanımlanırken, bu çemberin yarıçapı, milimetre cinsinden kurvatür yarıçapı olarak tanımlanmaktadır. Kurvatür açısındaki ve yarıçapındaki değişkenlik, döner eğe üzerinde farklı gerilmeler yaratır, bu da yorulma direncini etkiler. Klinik olarak en sık karşılaşılan kurvatür yarıçap aralığı 5-7,5 mm olarak bildirilmiştir (Lee ve ark. 2006). Kurvatür yarıçapı eğenin ömrü üzerinde önemli bir etkiye sahiptir ve yapılan çalışmalarda kurvatür açısından daha önemli bir parametre olarak bulunmuştur (Pruett ve ark. 1999; Haikel ve ark. 1999). Pruet ve ark. (1997) 5 mm yarıçaptan ve 30° kurvatür açısından küçük eğriliklerin neden olduğu stres seviyelerinin eğe ayrımı yapamadığını belirtmiştir.

Keskin ve İnan (2019) yaptıkları bir çalışmada, kurvatür açısı sabit olan yapay kanallarda 3 farklı kurvatür yarıçapı (2 mm, 5 mm, 8 mm) belirleyerek, yarıçapın dögüsel yorulma direnci üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmada, dinamik test cihazında dört farklı ısıl işlem görmüş NiTi döner eğesi kullanılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre, kanal kurvatür yarıçapı 8 mm'den 2 mm'ye düştüğünde, kırılana kadar yaptığı ortalama tur sayısı azalmıştır. Bizim tez çalışmamızda ise Pruet ve ark. tarafından geliştirilen kriterlere göre tasarlanan, 1,4 mm iç çapa, 60° kurvatür açısına ve 5 mm kurvatür yarıçapına sahip paslanmaz çelikten yapılmış yapay bir kanal kullanılmıştır. Yapay kanalın kurvatürü, kanalın sonlandığı yerin 6 mm koronalinde yer almaktadır.

Yapay kanalların kullanımı, dögüsel yorgunluğu test etmek için deneysel bir protokol olarak kabul edilmiştir (Ullmann ve Peters 2005; Lopes ve ark. 2007). Kanal şeklini standartlaştırmak, değişkenlerin en aza indirilmesi için önemlidir. Klinik koşulları daha iyi temsil etmesine rağmen, kök kanal anatomisindeki farklılıklar nedeniyle, kurvatür açısını ve yarıçapını standartlaştırabilen gerçek dişler seçmek mümkün değildir (Yao ve ark. 2006).

Son yıllarda yapılan çalışmalarda yapay kanallar, CAD/CAM sistemi kullanılarak, zirkonyum dioksit bloklardan yapılmıştır (Huang ve ark. 2017; Ertuğrul ve Orhan 2019; Keskin ve ark. 2019). Seramik materyaller yüksek mukavemet, üstün aşınma direncinin yanı sıra korozyon direncine de sahiptir. Zirkonyum oksit, mekanik mukavemetinin yanı sıra kimyasal ve boyutsal kararlılığı, paslanmaz çeliğe benzer elastik modülü nedeniyle "seramik çelik" takma adını almıştır (Piconi ve Maccauro 1999). Zirkonyumun Vickers sertliği 12 GPa, yoğunluğu 6.05 g / cm³ ve

eğilme mukavemeti 1.170 MPa'dır. Zirkonyum kanalların, sürtünmeye bağlı boyutsal bozulmalara karşı, paslanmaz çelik kanallardan daha dayanıklı bir malzeme olduğu belirtilmiştir. Ayrıca, NaOCl ile etkileşime giren paslanmaz çelik yapay kanal okside olabileceğinden, bu durum çalışmaların standardizasyonu için bir dezavantaj kabul edilmiştir. Bizim çalışmamızda distile su kullanıldığından oksidasyon riski ortadan kalkmıştır. Pek çok çalışmada standardizasyonu sağlaması ve dayanıklılığı sebebiyle paslanmaz çelik yapay kanallar kullanılmaktadır (Grande ve ark. 2006; Yao ve ark. 2006; Wan ve ark. 2011; Özyürek ve ark. 2018; Keleş ve ark. 2019; Galal Ismail ve ark. 2020). Gündoğar ve ark. (2020) paslanmaz çelik kanalların ve dentin dokusunun eğe üzerinde oluşturduğu stresin benzer olduğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da 220 kgf/mm² Vickers sertliğine sahip Ni-CrMo 'den yapılmış paslanmaz çelik yapay kanallar tercih edilmiştir.

Eğenin kırılma süresi ve kırılana kadar yaptığı tur sayısı, döngüsel yorgunluk direncini değerlendirmek için kullanılan iki parametredir (Anderson ve ark. 2007). Kırılma anına kadar geçen süre klinik olarak daha önemli bilgiler sunar, çünkü uygulayıcının gözlemlemesi gereken süre, eğelerin döngü sayısını belirlemekten çok daha kolaydır. Bizim çalışmamızda da kırılma anına kadar geçen süre görsel olarak izlenmiş ve kaydedilmiştir. Elde edilen bu değerlerle kırılma anına kadar yaptığı tur sayısı hesaplanmıştır.

ProTaper Next değişken konik ve merkezi olmayan dikdörtgen kesit tasarıma sahip bir NiTi döner eğe sistemidir. Bu tasarım özelliği, debris atımı için geniş bir alan yaratır. Enstrüman üretiminde kullanılan M-wire alaşımı, konvansiyonel alaşımlara göre daha iyi döngüsel yorulma direnci, kesme etkinliği ve esneklik sağlar (Elnaghy ve Elsaka 2014). Bununla birlikte birçok çalışma, M-wire ve konvansiyonel NiTi eğelerinin döngüsel yorgunluk direnci arasında fark olmadığını bildirmiştir (Alapati ve ark. 2009; Perez-Higueras ve ark. 2014).

Topçuoğulları ve ark. (2019) One Curve, EdgeFile, HyFlex CM ve ProTaper Next döner eğe sistemlerinin döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerini oda sıcaklığında ve kanal içi sıcaklıkta karşılaştırmışlardır. Hem oda sıcaklığında hem de kanal içi sıcaklıkta ProTaper Next, diğer eğelere kıyasla en düşük yorgunluk direncine sahiptir. One Curve ise her iki sıcaklıkta da yüksek direnç göstermiştir. Bizim çalışmamızda da ProTaper Next eğe sistemi her iki sıcaklıkta en düşük yorulma direncine sahiptir.

Galal Ismail ve ark. (2020) ProTaper Next ve WaveOne Gold NiTi döner eğe sistemlerinin döngüsel yorulma dirençlerini, 60° kurvatür açısı olan yapay kanalda rotasyonel ve resiprokal hareket kullanarak karşılaştırmışlardır. Çalışmanın bulgularına göre, WaveOne Gold eğe sistemi hem rotasyonel hem de resiprokal hareketlerde ProTaper Next eğe sistemine göre önemli ölçüde daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci göstermiştir. Araştırmacılar bu sonucu, test edilen NiTi sistemlerinin kesitsel tasarımlarındaki ve metalürjik özelliklerindeki farklılığa bağlayıp, bu özelliklerin döngüsel yorgunluk direnci üzerinde bir etkiye sahip olduğunu bildirmişlerdir (Berutti ve ark. 2012). Literatür, rotasyonel harekete kıyasla resiprokal hareketle çalıştırılan NiTi eğelerin döngüsel yorgunluk direncinin daha yüksek olduğunu rapor etmiştir (Castelló-Escrivá ve ark. 2012; Plotino ve ark. 2015; Pedullà ve ark. 2013). Bizim çalışmamızda da resiprokal hareket ile çalışan Resiproc Blue eğe sistemi rotasyonel hareketle çalışan ProTaper Next eğe sistemine göre her iki sıcaklıkta da daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci göstermiştir.

Orhan ve ark. (2020) yapmış oldukları çalışmada, içlerinde One Curve ve ProTaper Next eğe sistemlerinin de bulunduğu dört farklı eğe sisteminin döngüsel ve torsiyonel yorgunluk direncini, statik bir test cihazında, oda sıcaklığında ve kanal içi sıcaklıkta değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak her iki sıcaklıkta da One Curve eğe sisteminin döngüsel yorulma direncini ProTaper Next eğe sisteminden yüksek bulmuşlardır. ProTaper Next eğe sistemi M-wire teknolojisi ile üretilmiştir. Enstrüman tasarımına bakılmaksızın, ProTaper Next eğe sisteminin metalürjik özelliği, mevcut çalışmadaki diğer enstrümanlara kıyasla yorulma direncini azaltmıştır (Shen ve ark. 2013). Bizim çalışmamızda da en düşük yorulma direnci gösteren eğe sistemi hem oda sıcaklığında hem de kanal içi sıcaklıkta ProTaper Next eğe sistemidir ve bu çalışmalarla uyumlu sonuç göstermiştir.

One Curve, döngüsel yorulma direncini artıran kontrollü hafıza özelliğine sahip özel bir ısıl işlem olan C-Wire alaşımdan üretilmektedir (Elnaghy ve Elsaka 2018a). Genel olarak oda sıcaklığında NiTi alaşımları östenit fazındadır (Shen ve ark. 2013). Bu fazdaki eğeler daha serttir ve martensit fazındaki eğelerden daha kırılğan bir yapıya sahiptir. Dönüşüm sıcaklığının altındaki sıcaklıklarda, eğeler martensit fazındadır ve östenit fazındaki eğelerden daha esnek bir yapıya sahiptir.

Staffolli ve ark. (2018) 0°, 20° ve 35°C sıcaklıklarda OneShape, OneShape New Generation ve One Curve eğe sistemlerinin döngüsel yorulma direncini

değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre, One Curve eğelerinin test edilen tüm sıcaklıklarda OneShape ve OneShape New Generation eğelerine göre dögüsel yorgunluğa daha dirençli olduğu, One Curve'nin Af sıcaklığının ise 40°C ile 50°C arasında olduğu bildirilmiştir. Bu sonuçlar, One Curve ege sistemlerinin oda sıcaklığında ve kanal içi sıcaklıkta martensitik fazda bulunduğunu, böylece martensitik eğelerin östenitik olanlardan daha esnek ve dögüsel yorgunluğa karşı daha dirençli olduğunu doğrulamaktadır (Plotino ve ark. 2017; Özyürek 2016).

Elnaghy ve Elsaka (2018) One Curve, 2Shape, ProFile Vortex, Vortex Blue ve RaCe ege sistemlerinin 37°C'de tek ve çift kurvatürlü yapay kanallarda dögüsel yorgunluğa karşı dirençlerini karşılaştırmışlardır. One Curve ege sistemi C-Wire alaşımdan üretilirken, 2Shape ege sistemleri, yorulma direncini artırabilecek T-Wire ısıt işlem teknolojisi ile üretilmiştir. Isıt işlemin NiTi alaşımının (Shen ve ark. 2011) östenitik dönüşüm sıcaklığını yükselttiği, kristal yapı formunu geliştirdiği ve buna göre egenin (Plotino ve ark. 2014b) performansını iyileştirdiği varsayılmıştır. Yapılan başka bir çalışmada, kor yapının küçük olmasının, egenin dögüsel yorulma direncini artırdığı bildirilmiştir (Parashos ve ark. 2004). Bu çalışmada One Curve, daha düşük yorulma direnci gösteren diğer eğelerle karşılaştırıldığında en küçük kor yapıya (yaklaşık 48,327 mm²) sahiptir (RaCe ve ProFile Vorteks sırasıyla 83,515 ve 71,480 mm²). Bu bulgu, alaşımın metalurjisinin yanı sıra One Curve ege sisteminin yorulma direncini artırabilecek başka bir faktör olarak düşünülebilir. Bizim çalışmamızda da en yüksek yorulma direnci gösteren, hem oda sıcaklığında hem de kanal içi sıcaklıkta One Curve ve Reciproc Blue ege sistemleridir.

Ataya ve ark. (2018) yaptıkları çalışmada, T-Wire ısıt işlemin torsiyonel kuvvete, dögüsel yorgunluğa ve eğilme sertliğine etkisini incelemişlerdir. T-Wire ısıt işlem görmüş OneFlare ve konvansiyonel OneFlare eğelerini karşılaştırmışlardır. Çalışma bulguları, T-Wire ısıt işlem teknolojisinin, torsiyonel yorulma direncini etkilemediğini, daha düşük sertlik ve daha yüksek dögüsel yorulma direnci ile eğelerinin mekanik özelliklerini geliştirdiğini ortaya koymuştur.

2Shape döner ege sistemi, esnekliği ve dögüsel yorulma direncini artırdığı iddia edilen T-Wire teknolojisi ile üretilmektedir. 2Shape döner ege sistemi, imalatçı tarafından kesme verimliliğini ve debris atımını iyileştirmek için üçlü sarmal enine kesit tasarımına sahiptir (<http://micro-mega.com> 2018). Önceki araştırmalar, enine kesit tasarım tipinin, NiTi eğelerin dögüsel yorulma direnci üzerinde önemli bir

rol oynadığını göstermiştir (Tripi ve ark. 2006; Grande ve ark. 2006). S şeklinde enine kesit tasarıma sahip NiTi eğeleri, dikdörtgen ve üçgen kesitli NiTi eğelerden daha yüksek döngüsel yorulma direncine sahiptir (Grande ve ark. 2006; Plotino ve ark. 2010). Bizim çalışmamızda da üçgen kesitli 2Shape eğesinin döngüsel yorulma direnci, S kesitli Reciproc Blue ve değişken kesit tasarımı gösteren One Curve eğelerine kıyasla anlamlı derecede daha düşük çıkmıştır.

Özyürek ve ark. (2018) farklı metalürjik özelliklere sahip HyFlex EDM WaveOne Gold, Reciproc Blue ve 2Shape eğe sistemlerinin döngüsel yorulma dirençlerini karşılaştırmışlardır. Bu eğeler, paslanmaz çelikten yapılmış, iç çapı 1,5 mm, 45° ve 90° kurvatür açısı, 5 mm kurvatür yarıçapı olan yapay kanallarda kırılana kadar kullanılmıştır. 45° kurvatür açısına sahip kanallarda, Reciproc Blue istatistiksel olarak en yüksek döngüsel yorgunluk direncine sahipken, bunu HyFlex EDM ve 2Shape eğe sistemleri takip etmiş, WaveOne Gold ise en düşük döngüsel yorulma direncini sergilemiştir. 90° kurvatür açısına sahip kanallarda, Reciproc Blue test edilen diğer sistemlere göre önemli ölçüde daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci göstermiş, 2Shape, WaveOne Gold ve HyFlex EDM eğeleri arasında önemli bir fark izlenmemiştir. Araştırmacılar, 2Shape eğesindeki üçlü sarmal kesitin WaveOne Gold eğesine kıyasla daha küçük çekirdek hacmine sahip olmasından dolayı bu şekilde sonuçlanabileceğini bildirmişlerdir.

Adıgüzel ve Öztekin (2020) yapmış oldukları çalışmada One Curve, OneShape, 2Shape ve EdgeFile X3 eğe sistemlerinin, tek ve çift kurvatürlü yapay kanallarda döngüsel yorgunluk direncini değerlendirmişlerdir. Sonucunda One Curve eğe sisteminin döngüsel yorgunluk direncinin 2Shape eğe sisteminden daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Bu sonuçlar bizim bulgularımızla da uyumludur.

Resiprokal sistemler, özellikle eğimli kanalların hazırlanması sırasında döner eğelerin maruz kaldığı stresi azaltmak için geliştirilmiştir. Resiprokal hareket, eğe bir tam dönüşü tamamlamadan, yönünü tersine çevirdiği salınımlı bir hareket olarak tanımlanabilir. Resiprokal sistemler, rotasyonel sistemlerden daha kısa açısal mesafe kat eder. Resiprokal hareket, eğelerin döngüsel yorgunluk direncini rotasyonel harekete göre daha fazla artırır çünkü rotasyonel yönlendirilmenin tersine çevrilmesi, egede biriken stresi hafifletebilir (De-Deus ve ark. 2010; Kim ve ark. 2012). Resiprokal harekette 360° dönüşün tek bir döngüden ziyade üç döngüde tamamlanması, kırılmaya yol açabilecek bir çatlağın açılma ve kapanma sayısını

azaltarak kırılma direncini artırır (Pedullà ve ark. 2013). Böylelikle üretilen stres, tek bir noktada (Lopes ve ark. 2013; Vadhana ve ark. 2014) birikmek yerine enstrümanın çalışan kısmı boyunca üç nokta arasında dağıtılır.

2008 yılında Reciproc serisi enstrümanların piyasaya sürülmesiyle birlikte, resiprokal sistemler yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (Yared 2017). Reciproc serisinin mekanik özelliklerini iyileştirmek ve çalışma güvenliğini sağlamak isteyen üreticiler, bu sistemlerin yeni nesline "Blue" ısıtma işlem uygulamışlardır. NiTi alaşımının mavi rengi, ısıtma işlemle oluşturulan titanyum oksit katmanından kaynaklanmaktadır (Zupanc ve ark. 2018). Reciproc Blue eğe sistemi M-wire teknolojisi ile üretilmiştir, metal çekirdeği azaltan inaktif bir uç ve S-şekilli kesite sahiptir (Kaval ve ark. 2017).

Klymus ve ark. (2019) yaptıkları çalışmada 20°C ve 37°C sıcaklıklarda X1 Blue, Reciproc Blue ve WaveOne Gold döner eğe sistemlerinin döngüsel yorgunluk direnci üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Araştırmanın sonucunda Blue ısıtma işlemi tabii tutulan döner eğe sistemlerinin, daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci gösterdiğini bildirmişlerdir.

Saha ve ark (2019) yapmış oldukları çalışmada Hyflex EDM, 2Shape, Reciproc Blue ve WaveOne Gold Primary döner eğe sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmışlardır. Rotasyonel hareketle çalışan sistemler içinde, Hyflex EDM, resiprokal hareketle çalışan sistemler arasında Reciproc Blue, tüm kurvatür açılarında (45°, 60° ve 90°) önemli ölçüde daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci göstermiştir. Bu sonuçların, Reciproc Blue eğelerinin üretiminde kullanılan Blue teknolojidenden kaynaklandığını bildirmişlerdir (Plotino, Grande, Cotti, Testarelli, & Gambarini, 2014; Elnaghy ve Elsaka 2018a; Elnaghy ve Elsaka 2018b; Elnaghy ve ark. 2020; Elnaghy ve Elsaka 2020a).

Blue ısıtma işlemi görmüş alaşımlar, vücut sıcaklığının hemen altında östenit bitirme (Af) sıcaklıkları sergilemekte, bu da oda sıcaklığında üç fazın (martensitik, R-fazı ve östenitik) varlığında ve vücut sıcaklığında östenitik fazda artışa yol açmaktadır (İnan ve ark. 2019). Martensitik faz, ikiz faz yapısının reorantasyon kapasitesine sahiptir ve östenit fazına kıyasla üstün bir döngüsel yorgunluk direnci sağlar (Zupanc ve ark. 2018; Gavini ve ark. 2018). Artan sıcaklıkla birlikte östenitik durumdaki artışın, döngüsel yorgunluk direncinin azalmasına neden olduğu

bildirilmiştir (Gavini ve ark. 2018). Termomekanik prosedürlerin NiTi alaşımlarının transformasyon davranışı ile güçlü bir bağlantısı vardır (Hieawy ve ark. 2015). Bu durum bizim çalışmamızda da etkisini göstermiş ve Reciproc Blue döner eğe sistemi, 2Shape ve ProTaper Next eğe sistemlerinden daha yüksek döngüsel yorulma direnci göstermiştir.

Grande ve ark. (2006) maksimum kurvatür noktasındaki metal kütle hacminin eğelerin yorulma direncine katkıda bulunduğunu bildirmiştir. S şeklinde enine kesit tasarıma ve daha düşük metal kütleyle sahip Mtwo eğeleri, üçgen tasarıma ve daha büyük metal kütleyle sahip olan ProTaper eğelerinden daha yüksek yorulma direnci sergilemiştir (Grande ve ark. 2006). S şeklindeki enine kesit tasarıma sahip eğeler, maksimum kurvatür noktasında, metal hacmindeki azalma nedeniyle artan yorulma direnci gösterebilir (Plotino ve ark. 2010; Klymus ve ark.2019; Kaval ve ark. 2017; Staffoli ve ark. 2019). Bu kesitsel özelliğin, bizim çalışmamızda da Reciproc Blue eğelerinin artmış döngüsel yorgunluk direncine katkıda bulunmuş olabileceğini düşünmekteyiz.

Her eğe kırığı, kurvatür eğrisinin merkezinde veya bu noktanın hemen altında meydana gelmiştir, bu da eğenin kanal eğriliği içinde doğru konumlandırıldığını doğrulamıştır. Bizim çalışmamızda farklı sıcaklıklarda yalnızca 2Shape eğe grubunun kırılan parça uzunlukları arasında anlamlı bir fark bulunmuştur. 2Shape eğe sisteminde 37°C’de kırılan parça uzunluğu 20°C’ye kıyasla daha uzundur. Bu sonuçlara göre 2Shape döner eğe sisteminin sıcaklıktan önemli ölçüde etkilendiğini, bu durumun içerdiği T-Wire alaşımıyla alakalı olabileceğini düşünmekteyiz. 2Shape döner eğe sistemi hakkında çok fazla araştırma olmadığından sonuçlarımız başka bir çalışma ile doğrudan karşılaştırılamamaktadır. Ayrıca, 2Shape eğe sisteminde kullanılan T-Wire alaşımının özelliklerini değerlendirmek için daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

Kırık eğe yüzeylerinin taramalı elektron mikroskobu ile analizi, döngüsel yorgunluk kırıklarının mikroskobik çukurlarla karakterize olan sünek yapısını göstermiştir. Daha yüksek büyütme ise, yorgunluk çizgilerinin, kırılmanın ilk aşamasında çatlak ilerlemesi ile karakterize edildiğini göstermiştir.

Tasarımlardaki, kesit alanlarındaki ve kullanılan alaşımlardaki farklılıklar nedeniyle farklı markalar arasında karşılaştırma yapmak zordur. Ayrıca, klinik

kullanımda, uygulanan farklı irrigasyon solüsyonları eğelerin döngüsel yorgunluk direncini etkileyebilir. Klinik kullanımlarda, C-Wire ve Blue ısıll işlem ile üretilmiş eğe sistemlerinin, daha güvenli bir şekilde kullanılabilceği sonucu çıkarılabilmektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

❖ Döngüsel yorgunluk testlerinin ADA veya ISO tarafından standardize edilmesi ve testlerin dinamik cihazlarda yapılması, klinik koşulları daha iyi taklit ederek, NiTi döner eğelerin yorulma ömürlerinin daha doğru belirlenmesini sağlayacaktır.

❖ Bu çalışmada kurvatür eğimi 60°, kurvatür yarıçapı 5 mm ve iç çapı 1.4 mm olan paslanmaz çelik yapay kanallarda, farklı ısıl işlemlerle üretilmiş 4 ayrı NiTi döner ege sisteminin, döngüsel yorgunluğa bağlı olarak farklı sürelerde kırıldıkları gözlemlenmiştir.

❖ Bu çalışmanın sonucunda, her iki sıcaklıkta da One Curve ve Reciproc Blue eğeleri 2Shape ve ProTaper Next eğelerine kıyasla daha yüksek döngüsel yorulma direnci sergilemiştir. One Curve ve Reciproc Blue eğeleri arasında ise her iki sıcaklıkta da anlamlı bir farklılık izlenmemiştir.

❖ Eğelerin kanal içi sıcaklıkta ve oda sıcaklığında hangi fazda buldukları klinik kullanım ömrünü etkilemektedir. Sıcaklık değişimi T-Wire alaşım ile üretilen 2Shape eğelerini etkilemiş ve bu grup oda sıcaklığında daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci sergilemiştir.

❖ NiTi döner eğelerin kinematiği ve eğelere uygulanan ısıl işlemler döngüsel yorgunluk direncini etkilemektedir. Resiprokal hareketle kullanılan ve Blue ısıl işlem görmüş olan Reciproc Blue eğeler, devamlı rotasyon hareketi ile kullanılan 2Shape ve ProTaper Next eğelerine kıyasla döngüsel yorgunluğa karşı daha dirençli bulunmuştur.

❖ M-wire teknolojisi ile üretilen ProTaper Next eğeleri her iki sıcaklıkta da en düşük döngüsel yorgunluk direncine sahiptir.

❖ C-Wire ve Blue ısıl işlem ile üretilmiş ege sistemleri daha yüksek döngüsel yorgunluk direncine sahiptir.

❖ Eğelerin kırık yüzeylerinden alınan SEM görüntülerinde yorgunluk ve çatlak başlangıç çizgileri, mikro gözenekler ve çukur alanlar izlenmesi, eğelerin döngüsel yorgunluk sonucu kırıldığını ispatlamıştır.

7. KAYNAKÇA

- Adıgüzel M, Öztekin F. Comparison of the resistance to cyclic fatigue of One Curve, One Shape, 2Shape and EdgeFile X3 Files in simulated single and S-shaped (double) curvatures. *International Dental Research*. 2020; 10(2):55-9.
- Alcalde MP, Duarte MAH, Bramante CM et al. Cyclic fatigue and torsional strength of three different thermally treated reciprocating nickel-titanium instruments. *Clinical Oral Investigations*. 2017; 22(4): 1865–71.
- Alfawaz H, Alqedairi A, Alsharekh H, Almuzaini E, Alzahrani S, Jamleh A. Effects of Sodium Hypochlorite Concentration and Temperature on the Cyclic Fatigue Resistance of Heat-treated Nickel-titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics*. 2018; 44(10): 1563-6.
- Aminsobhani M, Meraji N, Sadri E. Comparison of cyclic fatigue resistance of five nickel titanium rotary file systems with different manufacturing techniques. *Journal of Dentistry*. 2015; 12(9): 636–46.
- Ammon D. Endodontic instruments and the methods of manufacturing thereof. US Patent Application. 2014; 8916009 B2.
- Anderson ME, Price JW, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 2007; 33(10): 1212–6.
- Ankrum MT, Hartwell GR, Truitt JE. K3 Endo, ProTaper, and ProFile systems: breakage and distortion in severely curved roots of molars. *Journal of Endodontics*. 2004; 30(4): 234–237.
- Arens FC, Hoen MM, Steiman HR, Dietz GC Jr. Evaluation of single-use rotary nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics*. 2003; 29(10): 664–6.
- Arias A, Hejlawy S, Murphy S, Jose C, Govindjee S, Peters OA. Variable impact by ambient temperature on fatigue resistance of heat-treated nickel titanium instruments. *Clinical Oral Investigations*. 2019; 23(3): 1101-8.
- Attin T, Buchalla W, Zirkel C, Lussi A. Clinical evaluation of the cleansing properties of the noninstrumental technique for cleaning root canals. *International Endodontic Journal*. 2002; 35(11): 929–33.
- Bahia MG, Buono VT. Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*. 2005; 100(2): 249–55.
- Barbosa FOG, Antonio da Cunha Ponciano Gomes J, Pimenta de Araujo MC. Influence of sodium hypochlorite on mechanical properties of K3 nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2007; 33(8): 982–5.
- Barbosa FOG, Ponciano Gomes JA, Pimenta de Araujo MC. Influence of previous angular deformation on flexural fatigue resistance of K3 nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2007; 33(12): 1477–80.
- Basmadjian-Charles CL, Farge P, Bourgeois DM, Lebrun T. Factors influencing the long-term results of endodontic treatment: a review of the literature. *International Dental Journal*. 2002; 52(2): 81–6.
- Berendt C. Inventor Method of preparing NiTinol for use in manufacturing instruments with improved fatigue resistance. US patent Application 200700721472007. 2007.
- Berutti E, Chiandussi G, Paolino DS et al. Canal shaping with WaveOne Primary reciprocating files and ProTaper system: a comparative study. *Journal of Endodontics*. 2012; 38(4): 505–9.

- Blum JY, Cohen A, Machtou P, Micallef JP. Analysis of forces developed during mechanical preparation of extracted teeth using ProFile NiTi rotary instruments. *International Endodontic Journal*. 1999; 32(1): 24–31.
- Blum JY, Machtou P, Ruddle C, Micallef JP. Analysis of mechanical preparations in extracted teeth using ProTaper rotary instruments: value of the safety quotient. *Journal of Endodontics*. 2003; 29(9): 567–75.
- Bonaccorso A, Tripi TR, Rondelli G, Condorelli GG, Cantatore G, Sch€afer E. Pitting corrosion resistance of nickeltitanium rotary instruments with different surface treatments in seventeen percent ethylenediaminetetraacetic acid and sodium chloride solutions. *Journal of Endodontics*. 2008a; 34(2): 208–11.
- Bonaccorso A, Schafer E, Condorelli GG, Cantatore G, Tripi € TR. Chemical analysis of nickel-titanium rotary instruments with and without electropolishing after cleaning procedures with sodium hypochlorite. *Journal of Endodontics*. 2008b; 34(1): 1391–5.
- Bortnick KL, Steiman HR, Ruskin A. Comparison of nickel–titanium file distortion using electric and airdriven handpieces. *Journal of Endodontics*. 2001; 27(1): 57–9.
- Bouska J, Justman B, Williamson A, DeLong C, Qian F. Resistance to cyclic fatigue failure of a new endodontic rotary file. *Journal of Endodontics*. 2012; 38(5): 667–9.
- Braga LC, Faria Silva AC, Buono VT, de Azevedo Bahia MG. Impact of heat treatments on the fatigue resistance of different rotary nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics* 2014; 40(9): 1494–7.
- Brantley WA, Svec TA, Iijima M, Powers JM, Grentzer TH. Differential scanning calorimetric studies of nickel titanium rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 2002; 28(8): 567–72.
- Buehler WH, Gilfrich JV, Wiley RC. Effect of low temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. *Journal of Applied Physics*. 1963; 34(5): 1475–7.
- Bui TB, Mitchell JC, Baumgartner JC. Effect of electropolishing ProFile nickel-titanium rotary instruments on cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and cutting efficiency. *Journal of Endodontics*. 2008; 34(2): 190–3.
- Bulem UK, Kececi AD, Guldaz HE. Experimental evaluation of cyclic fatigue resistance of four different nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite and/or sterilization. *Journal of Applied Oral Science*. 2013; 21(6): 505–10.
- Burklein S, Benten S, Schafer E. Shaping ability of different single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth. *International Endodontic Journal*. 2013; 46 (6): 590-7.
- Burklein S, Hinschitza K, Dammaschke T, Schafer E. Shaping ability and cleaning effectiveness of two single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth: Reciproc and Wave One versus Mtwo and ProTaper. *International Endodontic Journal*. 2012; 45 (5): 449-61.
- Camps J, Pertot WJ. Torsional and stiffness properties of Canal Master U stainless steel and nitinol instruments. *Journal of Endodontics*. 1994; 20(8):395–8.
- Castelló-Escrivá R, Alegre-Domingo T, Faus-Matoses V, Román-Richon S, FausLlácer VJ. In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of ProTaper, WaveOne, and Twisted Files. *Journal of Endodontics*. 2012; 38(11): 1521–4.
- Cheung G, Darvell B. Low-cycle fatigue of NiTi rotary instruments of various cross-sectional shapes. *International Endodontic Journal*. 2007; 40(8): 626– 32.

- Cheung GS, Bian Z, Shen Y, Peng B, Darvell BW. Comparison of defects in ProTaper hand-operated and engine-driven instruments after clinical use. International Endodontic Journal. 2007; 40(3): 169–78.**
- Cheung GS, Darvell BW. Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 1: strain-life relationship. International Endodontic Journal. 2007; 40(8): 612–8.**
- Cheung GS. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. Endodontics Topics. 2009;16(1):1-26.**
- Cheung GSP, Peng B, Bian Z, Shen Y, Darvell BW. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. International Endodontic Journal. 2005; 38(11): 802–9.**
- Cheung GSP. Low-cycle fatigue of nickel–titanium rotary root-canal instruments. The University of Hong Kong, 2006; 1-0.**
- Collins JA. Failure of Materials in Mechanical Design: Analysis, Prediction, Prevention. New York, NY: John, Wiley & Sons, 1993.**
- Craig RG, McIlwain ED, Peyton FA. Bending and torsion properties of endodontic instruments. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology. 1968; 25(2): 239–54.**
- Cymerman JJ, Jerome LA, Moodnik RM. A scanning electron microscope study comparing the efficacy of hand instrumentation with ultrasonic instrumentation of the root canal. Journal of Endodontics. 1983; 9(8): 327–31.**
- Daugherty DW, Gound TG, Comer TL. Comparison of fracture rate, deformation rate, and efficiency between rotary endodontic instruments driven at 150 rpm and 350 rpm. Journal of Endodontics 2001; 27(2): 93–5.**
- De Hemptinne F, Slaus G, Vandendael M, Jacquet W, De Moor RJ, Bottenberg P. In Vivo Intracanal Temperature Evolution during Endodontic Treatment after the Injection of Room Temperature or Preheated Sodium Hypochlorite. Journal of Endodontics. 2015; 41(7): 1112-5.**
- De Melo MCC, de Azevedo Bahia MG, Buono VTL. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. Journal of Endodontics.2002; 28(11): 765–9.**
- De Vasconcelos RA, Murphy S, Carvalho CAT, Govindjee RG, Govindjee S, Peters OA. Evidence for reduced fatigue resistance of contemporary rotary instruments exposed to body temperature. Journal of Endodontics. 2016; 42(5): 782-7.**
- Dosanjh A, Paurazas S, Askar M. The effect of temperature on cyclic fatigue of nickel-titanium rotary endodontic instruments. Journal of Endodontics. 2017; 43(5): 823-6.**
- De-Deus G, Leal Vieira VT, Nogueira da Silva EJ, Lopes H, Elias CN, Moreira EJ. Bending resistance and dynamic and static cyclic fatigue life of Reciproc and WaveOne large instruments. Journal of Endodontics. 2014; 40(4): 575–9.**
- De-Deus G, Moreira E, Lopes H, Elias C. Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. International Endodontic Journal. 2010; 43(12): 1063–8.**
- De-Deus G, Silva EJ, Vieira VT et al. Blue thermomechanical treatment optimizes fatigue resistance and flexibility of the Reciproc files. Journal of Endodontics. 2017; 43(3): 462–6.**
- Dosanjh A, Paurazas S, Askar M. The effect of temperature on cyclic fatigue of nickel-titanium rotary endodontic instruments. Journal of Endodontics. 2017; 43(5):823–6.**
- Duke F, Shen Y, Zhou H et al. Cyclic fatigue of ProFile Vortex and Vortex Blue nickel-titanium files in single and double curvatures. Journal of Endodontics. 2015; 41(10): 1686-90.**

- Eggeler G, Hornbogen E, Yawny A, Heckmann A, Wagner M. Structural and functional fatigue of NiTi shape memory alloys. *Materials Science and Engineering: A*. 2004; 378(1-2): 24–33.
- El Batouty KM, Elmallah WE. Comparison of canal transportation and changes in canal curvature of two nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2011; 37(9): 1290–2.
- Elnaghy A. Cyclic fatigue resistance of ProTaper Next nickel-titanium rotary files. *International Endodontic Journal*. 2014; 47(11): 1034–9.
- Elnaghy AM, Elsaka SE. Assessment of the mechanical properties of ProTaper next nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics*. 2014; 40(11): 1830–4.
- Elnaghy AM, Elsaka SE. Cyclic fatigue resistance of one curve, 2Shape, ProFile vortex, vortex blue, and RaCe nickel-titanium rotary instruments in single and double curvature canals. *Journal of Endodontics*. 2018a; 44(11): 1725-30.
- Elnaghy AM, Elsaka SE. Cyclic fatigue resistance of XPendo shaper compared with different nickel-titanium alloy instruments. *Clinical Oral Investigations*. 2018b; 22(3): 1433–7.
- Elnaghy AM, Elsaka SE, Elshazli AH. Dynamic cyclic and torsional fatigue resistance of TruNatomy compared with different nickel–titanium rotary instruments. *Australian Endodontic Journal*. 2020.
- Elnaghy AM, Elsaka SE, Mandorah AO. In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of TruNatomy in single and double curvature canals compared with different nickel-titanium rotary instruments. *BMC Oral Health*. 2020a; 20(1): 38.
- Ersoy I, Kol E, Uygun AD, Tanriver M, Seckin F. Comparison of cyclic fatigue resistance between different NiTi instruments with 4% taper. *Microscopy Research and Technique*. 2016; 79(5): 345– 8.
- Ertuğrul İF, Orhan EO. Cyclic fatigue and energy-dispersive X-ray spectroscopy examination of the novel ROTATE instrument. *Microscopy Research and Technique*. 2019; 82(12): 2042-8.
- Fife D, Gambarini G, Lr BL. Cyclic fatigue testing of ProTaper NiTi rotary instruments after clinical use. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2004; 97(2): 251–6.
- Gambarini G, Grande NM, Plotino G, et al. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *Journal of Endodontics*. 2008; 34(8): 1003– 5.
- Gao Y, Gutmann JL, Wilkinson K, Maxwell R, Ammon D. Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2012; 38(3): 398–401.
- Gary S.P. Cheung. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endodontic Topics*. 2009; 16: 3.
- Gavini G, Santos MD, Caldeira CL et al. Nickel–titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. *Brazilian Oral Research*. 2018; 32: 44–65.
- Gere JM. *Mechanics of Materials*, 5th Edn. Pacific Grove, CA: Brook/Cole, 2001.
- Glossen CR, Haller RH, Dove SB, del Rio CE. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 1995; 21(3): 146–51.
- Glosson CR, Haller RH, Dove SB, del Rio C. A root canal comparison of preparations using NiTi hand, NiTi engine driven, and K-Flex endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 1995; 21(3): 146–51.

- Goo HJ, Kwak SW, Ha JH, Pedulla E, Kim HC. Mechanical properties of various heat-treated nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2017; 43(11): 1872– 7.
- Grande NM, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino VA, Somma F. Cyclic fatigue resistance and threedimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems. *International Endodontic Journal* 2006; 39(10):755-63.
- Gulabivala K, Stock C, Gulabivala K, Walker R (2004) *Root canal system preparation*. Endodontics, pp. 142-4: Elsevier, Mosby, Edinburgh; New York.
- Gündoğar M, Özyürek T. Cyclic fatigue resistance of OneShape, HyFlex EDM, WaveOne Gold, and Reciproc Blue nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics*. 2017; 43(7): 1192–6.
- Gündoğar M, Uslu G, Özyürek T, Plotino G. Comparison of the cyclic fatigue resistance of VDW. ROTATE, TruNatomy, 2Shape, and HyFlex CM nickel-titanium rotary files at body temperature. *Restorative Dentistry & Endodontics*. 2020; 45(3).
- Gutmann GL, Dumsha TC, Lovdahl PE. *Problem Solving in Endodontics*, 4th Edn. Singapore: Elsevier, 2006.
- Gutmann JL, Gao Y. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *International Endodontic Journal*. 2012; 45(2): 113–28.
- Haikel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel–titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics* 1999; 25(6): 434–40.
- Haikel Y, Gasser P, Allemann C. Dynamic fracture of hybrid endodontic hand instruments compared with traditional files. *Journal of Endodontics*. 1991: 17: 217–20.
- Haji-Hassani N, Bakhshi M, Shahabi S. Frequency of Iatrogenic Errors through Root Canal Treatment Procedure in 1335 Charts of Dental Patients. *Journal of International Oral Health*. 2015; 7(Suppl 1): 14.
- Herold KS, Johnson BR, Wenckus CS. A scanning electron microscopy evaluation of microfractures, deformation and separation in EndoSequence and Profile nickeltitanium rotary files using an extracted molar tooth model. *Journal of Endodontics*. 2007; 33(6): 712–4.
- Hieawy A, Haapasalo M, Zhou H, et al. Phase transformation behavior and resistance to bending and cyclic fatigue of ProTaper Gold and ProTaper Universal instruments. *Journal of Endodontics*. 2015; 41(7): 1134–8.
- Higuera O, Plotino G, Tocci L, Carrillo G, Gambarini G, Jaramillo DE. Cyclic fatigue resistance of 3 different nickel-titanium reciprocating instruments in artificial canals. *Journal of Endodontics*. 2015; 41(6): 913–5.
- Hou X, Yahata Y, Hayashi Y, Ebihara A, Hanawa T, Suda H. Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel-titanium endodontic instruments. *International Endodontic Journal*. 2011; 44(3): 253–8.
- Hu W, Whitten B, Sedgley C, Svec T. Effect of three NiTi files on transportation of the apical foramen. *International Endodontic Journal*. 2014; 47(11): 1064–71.
- Hull D. *Fractography: Observing, Measuring and Interpreting Fracture Surface Topography*. Cambridge, UK: Cambridge University Press, 1999.
- Huang X, Shen Y, Wei X, Haapasalo M. Fatigue resistance of nickel-titanium instruments exposed to highconcentration hypochlorite. *Journal of Endodontics*. 2017; 43(11): 1847–51.

- Hulsmann M, Donnermeyer D, Schafer E. A critical appraisal of studies on cyclic fatigue resistance of engine-driven endodontic instruments. *International Endodontic Journal*. 2019; 52(10): 1427–45.
- Iacono F, Pirani C, Generali L, et al. Structural analysis of HyFlex EDM instruments. *International Endodontic Journal*. 2017; 50(3): 303–13.
- International Organization for Standardization. Dentistry – Root-canal instruments – Part 1: General requirements and test methods. In: ISO 3630-1, 2008.
- İsmail AG, Galal M, Roshdy NN. Assessment of cyclic fatigue resistance of ProTaper Next and WaveOne Gold in different kinematics. *Bulletin of the National Research Centre*. 2020; 44(1): 1-7.
- İnan U, Keskin C, Yilmaz ÖS et al. Cyclic fatigue of Reciproc Blue and Reciproc instruments exposed to intracanal temperature in simulated severe apical curvature. *Clinical Oral Investigations*. 2019; 23(5): 2077–82.
- Jain P (2016) *Current therapy in endodontics*: John Wiley & Sons.
- Jamleh A, Yahata Y, Ebihara A, Atmeh AR, Bakhsh T, Suda H. Performance of NiTi endodontic instrument under different temperatures. *Odontology*. 2016; 104(3): 324-8.
- Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/04 rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2008; 34(11): 1406–9.
- Kaval ME, Capar ID, Ertas H, et al. Comparative evaluation of cyclic fatigue resistance of four different nickel-titanium rotary files with different cross-sectional designs and alloy properties. *Clinical Oral Investigations*. 2017; 21(5):1527–30.
- Keleş A, Eymirli A, Uyanık O, Nagas E. Influence of static and dynamic cyclic fatigue tests on the lifespan of four reciprocating systems at different temperatures. *International Endodontic Journal*. 2019; 52(6): 880-6.
- Keskin C, Inan U, Demiral M, Keles A. Cyclic fatigue resistance of Reciproc Blue, Reciproc, and WaveOne Gold reciprocating instruments. *Journal of Endodontics*. 2017; 43(8): 1360–3.
- Keskin NB, Inan U. Cyclic fatigue resistance of rotary NiTi instruments produced with four different manufacturing methods. *Microscopy Research and Technique*. 2019; 82(10): 1642-8.
- Keskin C, Yilmaz ÖS, Keleş A, Inan U. Comparison of cyclic fatigue resistance of Rotate instrument with reciprocating and continuous rotary nickel–titanium instruments at body temperature in relation to their transformation temperatures. *Clinical Oral Investigations*. 2020: 1-7.
- Kim HC, Kwak SW, Cheung GS, et al. Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc versus WaveOne. *Journal of Endodontics*. 2012; 38(4): 541–4.
- Kim HC, Yum J, Hur B, Cheung GS. Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics*. 2010; 36(1): 147-52.
- Klymus ME, Alcalde MP, Vivan RR, Só MV, de Vasconcelos BC, Duarte MA. Effect of temperature on the cyclic fatigue resistance of thermally treated reciprocating instruments. *Clinical Oral Investigations*. 2019; 23(7): 3047-52.
- Kuhn G, Jordan L. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 2002; 28(10): 716–20.
- Kuhn G, Tavernier B, Jordan L. Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *Journal of Endodontics*. 2001; 27(8): 516–20.

- Lampman SR. ASM handbook: Volume 19, fatigue and fracture. ASM International. 1996.
- Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2009; 35(3): 401-3.
- Lee J-K, Ha B-H, Choi J-H, Heo S-M, Perinpanayagam H. Quantitative three-dimensional analysis of root canal curvature in maxillary first molars using micro-computed tomography. *Journal of Endodontics*. 2006; 32(10): 941-5.
- Li UM, Lee BS, Shih CT, Lan WH, Lin CP. Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *Journal of Endodontics*. 2002; 28(6): 448– 51.
- Lopes H, Elias C, Vieira M, Vieira V, Inojosa I, Ferreira L. Influence of the surface roughness on the torsional resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *ENDO – Endodontic Practice Today*. 2017; 11: 51–5.
- Lopes HP, Britto IM, Elias CN et al. Cyclic fatigue resistance of ProTaper Universal instruments when subjected to static and dynamic tests. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*. 2010; 110(3): 401–4.
- Lopes HP, Elias CN, Vieira MV et al. Fatigue life of Reciproc and Mtwo instruments subjected to static and dynamic tests. *Journal of Endodontics*. 2013; 39(5): 693–6.
- Lopes HP, Elias CN, Vieira MV, Vieira VT, de Souza LC, Dos Santos AL. Influence of surface roughness on the fatigue life of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 2016; 42(6): 965–8.
- Lopes HP, Elias CN, Vieira VT, et al. Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of BioRace nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2010; 36(10): 1653–7.
- Lopes HP, Moreira EJ, Elias CN, de Almeida RA, NevesMS. Cyclic fatigue of ProTaper instruments. *Journal of Endodontics* 2007; 33(1): 55–7.
- Mandel E, Adib-Yazdi M, Benhamou LM, Lachkar T, MesgouezC, SobelM. Rotary Ni–Ti profile systems for preparing curved canals in resin blocks: influence of operator on instrument breakage. *International Endodontic Journal*. 1999; 32(6): 436–43.
- Martín B, Zelada G, Varela P, Bahillo JG, Magan F, Ahn S et al. Factors influencing the fracture of nickel– titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal*. 2003; 36(4): 262–6.
- McKelvey AL, Ritchie RO. Fatigue-crack growth behavior in the superelastic and shape-memory material nitinol. *Metallurgical and Materials Transactions A*. 2001; 32A: 731–43.
- Mesgouez C, Rilliard F, Matossian L, Nassiri K, Mandel E. Influence of operator experience on canal preparation time when using the rotary Ni–Ti ProFile system in simulated curved canals. *International Endodontic Journal*. 2003; 36(3): 161–5.
- Metzger Z, Teperovich E, Cohen R, Zary R, Paque F, Hulsmann M. The self-adjusting file (SAF). Part 3: removal of debris and smear layer: a scanning electron microscope study. *Journal of Endodontics*. 2010; 36(4): 697–702.
- Metzger Z, Teperovich E, Zary R, Cohen R, Hof R. The self -adjusting file (SAF). Part 1: Respecting the root canal anatomy: A new concept of endodontic files and its implementation. *Journal of Endodontics*. 2010; 36(4): 679–90.
- Metzger Z, Basrani B, Goodis HE. *Instruments, Materials and Devices*. K. M. Hargreaves, S. Cohen (Ed.). 2010; Cohen's Pathways of the Pulp (s. 223-282) St. Louis: Mosby Inc, Elsevier.

- Micro-Mega.The 2Shape Brochure. Available at:<http://micromega.com/wpcontent/uploads/2018/03/Brochure-2Shape-EN-1.pdf>. Accessed January 14, 2018.**
- Miyai K, Ebihara A, Hayashi Y, Doi H, Suda H, Yoneyama T. Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of nickel–titanium rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*. 2006; 39(2): 119–26.**
- Mize SB, Clement DJ, Pruett JP, Carnes DL Jr. Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel– titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 1998; 24(12): 843–7.**
- Montalvao D, Alcada FS. Numeric comparison of the static mechanical behavior between ProFile GT and ProFile GT series X rotary nickel-titanium files. *Journal of Endodontics*. 2011; 37(8): 1158– 61.**
- Neelakantan P, Reddy P, Gutmann JL. Cyclic fatigue of two different single files with varying kinematics in a simulated double-curved canal. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*. 2016; 7(3): 272–7.**
- Nguyen HH, Fong H, Paranjpe A, Flake NM, Johnson JD, Peters OA. Evaluation of the resistance to cyclic fatigue among ProTaper Next, ProTaper Universal, and Vortex Blue rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2014; 40(8): 1190-3.**
- Ninan E, Berzins DW. Torsion and bending properties of shape memory and superelastic nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2013; 39(1): 101–4.**
- Orhan EO, Ertuğrul İF, Tosun S. Monotonic torsional resistance and fatigue resistance of novel SCOPE RS instruments. *Microscopy Research and Technique*. 2020.**
- Otsuka K, Wayman CM. Shape Memory Alloys, 1st edn. Cambridge, UK: Cambridge University Press.1998.**
- Özyürek T. Cyclic fatigue resistance of Reciproc, WaveOne, and WaveOne Gold nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics*. 2016; 42(10): 1536–9.**
- Özyürek T, Gündoğar M, Uslu G et al. Cyclic fatigue resistances of Hyflex EDM, WaveOne gold, Reciproc blue and 2shape NiTi rotary files in different artificial canals. *Odontology*. 2018; 106(4): 408-13.**
- Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *Journal of Endodontics*. 2004; 30(10): 722–5.**
- Patino PV, Biedma BM, Liebana CR, Cantatore G, Bahillo JG. The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *Journal of Endodontics* 2005; 31(2): 114–6.**
- Pedullà E, Grande NM, Plotino G, Gambarini G, Rapisarda E. Influence of continuous or reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of 4 different nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2013; 39(2): 258–61.**
- Peng B, Shen Y, Cheung GS, Xia TJ. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: longitudinal examination. *International Endodontic Journal*. 2005; 38(8): 550–7.**
- Pereira ES, Peixoto IF, Viana AC, et al. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*. 2012; 45(5): 469– 74.**
- Pereira ES, Viana AC, Buono VT, Peters OA, Bahia MG. Behavior of nickel-titanium instruments manufactured with different thermal treatments. *Journal of Endodontics*. 2015; 41(1); 67–71.**

- Perez-Higueras JJ, Arias A, de la Macorra JC. Cyclic fatigue resistance of K3, K3XF, and twisted file nickel titanium files under continuous rotation or reciprocating motion. *Journal of Endodontics*. 2013; 39(12): 1585–8.
- Pérez-Higueras JJ, Arias A, de la Macorra JC, Peters OA. Differences in cyclic fatigue resistance between ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels. *Journal of Endodontics*. 2014; 40(9):1477–81.
- Pessoa OF, Silva JM, Gavini G. Cyclic fatigue resistance of rotary NiTi instruments after simulated clinical use in curved root canals. *Brazilian Dental Journal*. 2013; 24(2): 117–20.
- Peters OA, Boessler C, Paque F. Root canal preparation with a novel nickel– titanium instrument evaluated with micro-computed tomography: canal surface preparation over time. *Journal of Endodontics*. 2010; 36(6): 1068–72.
- Peters O, Peters C. Cleaning and Shaping of the Root Canal System. In: Cohen's Pathways Of the Pulp Tenth Edition; Eds: Hargreaves K, Cohen S. Missouri: Mosby Elsevier 2011; p. 316
- Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *Journal of Endodontics*. 2004; 30(8): 559–67.
- Peters OA, Peters CI, Schonenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *International Endodontic Journal*. 2003; 36(2): 93–9.
- Peters OA, Kappeler S, Bucher W, Barbakow F. Enginedriven preparation of curved root canals: measuring cyclic fatigue and other physical parameters. *Australian Endodontic Journal*. 2002; 28(1): 11–7.
- Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999; 20(1): 1–25.
- Plotino G, Grande NM, Bellido MM, Testarelli L, Gambarini G. Influence of temperature on cyclic fatigue resistance of ProTaper Gold and ProTaper Universal rotary files. *Journal of Endodontics*. 2017; 43(2): 200–2.
- Plotino G, Grande NM, Cordaro M, et al. Influence of the shape of artificial canals on the fatigue resistance of NiTi rotary files. *International Endodontic Journal*. 2010; 43(1): 69–75.
- Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. Measurement of the trajectory of different NiTi rotary instruments in an artificial canal specifically designed for cyclic fatigue tests. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*. 2009; 108(3): e152-6.
- Plotino G, Grande NM, Cotti E, et al. Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of Vortex nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics*. 2014; 40(9): 1451–3.
- Plotino G, Grande NM, Cotti E, Testarelli L, Gambarini G. Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of vortex nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics*. 2014b; 40(9): 1451–3.
- Plotino G, Grande NM, Mazza C, Petrovic R, Testarelli L, Gambarini G. Influence of size and taper of artificial canals on the trajectory of NiTi rotary instruments in cyclic fatigue studies. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*. 2010; 109:e60-e66.
- Plotino G, Grande NM, Melo MC, Bahia MG, Testarelli L, Gambarini G. Cyclic fatigue of NiTi rotary instruments in a simulated apical abrupt curvature. *International Endodontic Journal*. 2010; 43:226-30.
- Plotino G, Grande NM, Mercade Bellido M, Testarelli L, Gambarini G. Influence of temperature on cyclic fatigue resistance of ProTaper Gold and ProTaper Universal rotary files. *Journal of Endodontics*. 2017; 43(2): 200–2.

- Plotino G, Grande NM, Sorci E, Malagnino VA, Somma F. A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo Ni–Ti rotary instruments. *International Endodontic Journal*. 2006; 39(9): 716–23.
- Plotino G, Grande NM, Testarelli L et al. Cyclic fatigue of Reciproc and Reciproc Blue nickel-titanium reciprocating files at different environmental temperatures. *Journal of Endodontics*. 2018; 44(10): 1549–52.
- Plotino G, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G. Cyclic fatigue of Reciproc and WaveOne reciprocating instruments. *International Endodontic Journal*. 2012; 45(7): 614 –8.
- Plotino, G., Grande, N. M., Cotti, E., Testarelli, L., & Gambarini, G. Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of vortex nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics*. 2014; 40(9): 1451–3.
- Pongione G, Pompa G, Milana V, et al. Flexibility and resistance to cyclic fatigue of endodontic instruments made with different nickel-titanium alloys: a comparative test. *Annali Di Stomatologia (Roma)*. 2012; 3(3-4); 119–22.
- Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 1997; 23(2): 77–85.
- Reddy PJ, Kumar VS, Aravind K, et al. Canal shaping with one shape file and twisted files: a comparative study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*. 2014; 8: ZF01-3.
- Rejula F, Christalin R, Ahmed W, Dinakaran S, Gopinathan AS, Babu A. Measure and compare the degree of root canal transportation and canal-centering ability of Twisted, ProTaper, and conventional stainless steel K Files using spiral computed tomography: an in vitro study. *Journal of Contemporary Dental Practice*. 2017; 18(6): 463–9.
- Roane JB, Sabala CL, Duncanson MG. The “balanced force” concept for instrumentation of curved canals. *Journal of Endodontics*. 1985; 11(5): 203–11.
- Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 1999; 25: 759–60.
- Roland DD, Andelin WE, Browning DF, Hsu GH, Torabinejad M. The effect of preflaring on the rates of separation for 0.04 taper nickel titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics* 2002; 28(7): 543–5.
- Saha Sg, Lall Ag, Bhardwaj A, Sachdeva Hs, Vijaywargiya P, Prasad Ss. A Comparative evaluation of cyclic fatigue resistance of different continuous rotation and reciprocating file systems. *University Journal Of Dental Sciences*. 2019; 5(1): 19-24.
- Santos Lde A, Bahia MG, de Las Casas EB, Buono VT. Comparison of the mechanical behavior between controlled memory and superelastic nickel-titanium files via finite element analysis. *Journal of Endodontics*. 2013; 39(11): 1444–7.
- Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel–titanium files after clinical use. *Journal of Endodontics*. 2000; 26(3): 161–5.
- Sattapan B, Palamara JE, Messer HH. Torque during canal instrumentation using rotary nickel– titanium files. *Journal of Endodontics* 2000; 26(3): 156–60.
- Schafer E. Shaping ability of Hero 642 rotary nickel-titanium instruments and stainless steel hand K-Flexofiles in simulated curved root canals. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2001; 92(2): 215–20.


- Schafer E, Lohmann D. Efficiency of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile - Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *International Endodontic Journal*. 2002; 35(6): 505–13.
- Schafer E. Effect of physical vapor deposition on cutting efficiency of nickel–titanium files. *Journal of Endodontics*. 2002; 28(12): 800–2.
- Schafer E. Effect of sterilization on the cutting efficiency of PVD-coated nickel–titanium endodontic instruments. *International Endodontic Journal*. 2002; 35(10): 867–72.
- Schäfer E, Diez C, Hoppe W, Tepel J. Roentgenographic investigation of frequency and degree of canal curva-tures in human permanent teeth. *Journal of Endodontics*. 2002; 28(3): 211–6.
- Senia SE, Johnson B, McSpadden J. The crown-down technique: a paradigm shift. Interview by Donald E. Arens. *Dent Today*. 1996; 15(8): 38–47.
- Sextro W. *Dynamical Contact Problems with Friction*, 2nd Edn. Berlin: Springer-Verlag, 2007.
- Shen Y, Cheung GS, Bian Z, Peng B. Comparison of defects in ProFile and ProTaper systems after clinical use. *Journal of Endodontics* 2006; 32(1): 61–5.
- Shen Y, Coil JM, Zhou H, Zheng Y, Haapasalo M. HyFlex nickel-titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties. *International Endodontic Journal*. 2013b; 46(8): 720–9.
- Shen Y, Huang X, Wang Z, Wei X, Haapasalo M. Low environmental temperature influences the fatigue resistance of nickel-titanium files. *Journal of Endodontics*. 2018; 44(4): 626–9.
- Shen Y, Zhou H, Coil JM, et al. ProFile Vortex and Vortex Blue nickel-titanium rotary instruments after clinical use. *Journal of Endodontics*. 2015; 41(6): 937–42.
- Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, et al. Metallurgical characterization of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2011; 37(11):1566–71.
- Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermo mechanical treatment of nickel–titanium instruments. *Journal of Endodontics*. 2013; 39(2): 163– 72.
- Short JA, Morgan LA, Baumgartner JC. A comparison of canal centering ability of four instrumentation techniques. *Journal of Endodontics*. 1997; 23(8): 503–7.
- Silvaggio J, Hicks ML. Effect of heat sterilization on the torsional properties of rotary nickel–titanium endodontic files. *Journal of Endodontics* 1997; 23(12): 731–4.
- Soares RG, Lopes HP, Elias CN, et al. Comparative study of the mechanical properties of instruments made of conventional, M-wire, R-phase, and controlled memory nickel-titanium alloys. *ENDO – Endodontic Practice Today*. 2017; 11: 271–7.
- Spanaki-Voreadi AP, Kerezoudis NP, Zinelis S. Failure mechanism of ProTaper Ni-Ti rotary instruments during clinical use: fractographic analysis. *International Endodontic Journal*. 2006; 39(3): 171–8.
- Staffoli S, Grande NM, Plotino G, Özyürek T, Gündoğar M, Fortunato L, Polimeni A. Influence of environmental temperature, heat-treatment and design on the cyclic fatigue resistance of three generations of a single-file nickel-titanium rotary instrument. *Odontology*. 2019; 107(3): 301-7.
- Suresh S. *Fatigue of Materials*, 2nd Edn. Cambridge, UK: Cambridge University Press, 1998.
- Testarelli L, Plotino G, Al-Sudani D, et al. Bending properties of a new nickel-titanium alloy with a lower percent by weight of nickel. *Journal of Endodontics*. 2011; 37(9): 1293–5.

- Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal*. 2000; 33(4): 297–310.
- Tobushi H, Nakahara T, Shimeno Y, Hashimoto T. Low-cycle fatigue of TiNi shape memory alloy and formulation of fatigue life. *Journal of Engineering Materials and Technology*. 2000; 122(2): 186-91.
- Topcuoglu HS, Topcuoglu G. Cyclic fatigue resistance of Reciproc Blue and Reciproc Files in an S-shaped canal. *Journal of Endodontics*. 2017; 43(10): 1679–82.
- Topçuoğlu HS, Topçuoğlu G, Kafdağ Ö, Balkaya H. Effect of two different temperatures on resistance to cyclic fatigue of one Curve, EdgeFile, HyFlex CM and ProTaper next files. *Australian Endodontic Journal*. 2020; 46(1): 68-72.
- Tripi TR, Bonaccorso A, Condorelli GG. Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2006; 102(4): 106–14.
- Tripi TR, Bonaccorso A, Condorelli GG. Fabrication of hard coatings on NiTi instruments. *Journal of Endodontics*. 2003; 29(2): 132–4.
- Ullmann CJ, Peters OA. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2005; 31(3): 183–6.
- Vadhana S, SaravanaKarthikeyan B, Nandini S, Velmurugan N. Cyclic fatigue resistance of RaCe and Mtwo rotary files in continuous rotation and reciprocating motion. *Journal of Endodontics*. 2014; 40(7): 995–9.
- Vasconcelos RA, Arias A, Peters OA. Lateral and axial cutting efficiency of instruments manufactured with conventional nickel-titanium and novel gold metallurgy. *International Endodontic Journal*. 2018; 51(5): 577–83.
- Viana AC, Craveiro C, de Melo M, de Azevedo G, Bahia M, Lopes Bueno VT. Relationship between flexibility and physical, chemical, and geometric characteristics of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2010; 110(4): 527–33.
- Viana AC, Gonzalez BM, Bueno VT, Bahia MG. Influence of sterilization on mechanical properties and fatigue resistance of nickel–titanium rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*. 2006; 39(9): 709–15.
- Vieira EP, Franca EC, Martins RC, Bueno VT, Bahia MG. Influence of multiple clinical use on fatigue resistance of ProTaper rotary nickel–titanium instruments. *International Endodontic Journal*. 2008; 41(2): 163–72.
- Vieira TM, Alves NC, de Andrade Silva S, de Almeida AC, Telles CT, Albuquerque DS. Influence of Temperature on the Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc Blue Instruments. *The Journal of Contemporary Dental Practice*. 2020; 21(3): 277-9.
- Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *Journal of Endodontics*. 1988; 14(7): 346–51.
- Walsch H. The hybrid concept of nickel–titanium rotary instrumentation. *Dental Clinics of North America*. 2004; 48(1): 183–202.
- Wan J, Rasimick BJ, Musikant BL, Deutsch AS. A comparison of cyclic fatigue resistance in reciprocating and rotary nickel-titanium instruments. *Australian Endodontic Journal*. 2011; 37(3): 122-7.
- Wei X, Ling J, Jiang J, Huang X, Liu L. Modes of failure of ProTaper nickel–titanium rotary instruments after clinical use. *Journal of Endodontics*. 2007; 33(3): 276–9.

- Wildev WL, Senia ES. A new root canal instrument and instrumentation technique: a preliminary report. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 1989; 67(2): 198-207.
- Wu SK, Lin HC, Chou TS. A study of electrical resistivity, internal friction and shear modulus on an aged Ti49Ni51 alloy. *Acta Metallurgica et Materialia*. 1990; 38(1): 95-102.
- Yao JH, Schwartz SA, Beeson TJ. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel titanium files in a dynamic model. *Journal of Endodontics*. 2006; 32(1): 55-7.
- Yared G. Reciproc blue: the new generation of reciprocation. *Giornale italiano di endodonzia*. 2017; 31(2):96-101.
- Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use. *International Endodontic Journal*. 2000; 33(3); 204-7.
- Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Failure of ProFile instruments used with high and low torque motors. *International Endodontic Journal*. 2001; 34(6): 471-5.
- Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on ProFile failures. *International Endodontic Journal*. 2001; 34(1): 47-53.
- Yared GM, Kulkarni GK. Failure of ProFile Ni-Ti instruments used by an inexperienced operator under access limitations. *International Endodontic Journal*. 2002; 35(6): 536.
- Yared GM. Behaviour of Hero NiTi instruments used by an experienced operator under access limitations. *Australian Endodontic Journal*. 2002; 28(2): 64-7.
- Ye J, Gao Y. Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *Journal of Endodontics*. 2012; 38(1): 105-7.
- Yılmaz K, Uslu G, Gündoğar M. Cyclic fatigue resistances of several nickel-titanium glide path rotary and reciprocating instruments at body temperature. 2018; 51(8): 924-30.
- Zhou H, Peng B, Zheng YF. An overview of the mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Endodontic Topics*. 2013; 29(1): 42-54.
- Zhou HM, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng YF, Haapasalo M. Mechanical properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 2012; 38(11): 1535-40.
- Zinelis S, Darabara M, Takase T, Ogane K, Papadimitriou GD. The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2007; 103(6): 843-7.
- Zinelis S, Eliades T, Eliades G. A metallurgical characterization of ten endodontic Ni-Ti instruments: assessing the clinical relevance of shape memory and superelastic properties of Ni-Ti endodontic instruments. *International Endodontic Journal*. 2010; 43(2): 125-34.
- Zuolo ML, Walton RE, Murgel CA. Canal Master files: scanning electron microscopic evaluation of new instruments and their wear with clinical usage. *Journal of Endodontics*. 1992; 18(7): 336-9.
- Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E. New thermomechanically treated NiTi alloys—a review. *International Endodontic Journal*. 2018; 51(10): 1088-103.

9. EKLER

9.1 Etik Kurul Onayı



NECMEETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
İLAÇ VE TIBBİ CİHAZ DIŞI ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Sayı: 2019/06 13.06.2019

Söyün Doç.Dr. Melik ARMAN

Necmettin Erbakan Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi İlaç ve Tıbbi Cihaz Dışı Araştırmalar Etik Kurulu'nun 13.06.2019 tarihinde yapılan 2019/06 sayılı toplantısında, yöneticüsü olduğumuz "Kırvanlar'da kanallarda nikel ihtiyacı önlenir endokanitik alabirler dâğımsel yorgunluğuna sızaklıgını etkiler" başlıklı projenin bilimsel etik açıdan uygun olduğuna karar verildi.

Saygılarımla...

Prof. Dr. Sevgi ÖZCAN
NEO Dış Hekimliği Fakültesi
İlaç ve Tıbbi Cihaz Dışı Araştırmalar
Etik Kurul Başkanı