

TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**ÇİFT KURVATÜRLÜ KANALLARDA VÜCUT SICAKLIĞINDA  
ISIL İŞLEM GÖRMÜŞ NİKEL TİTANYUM DÖNER EĞELERİN  
DÖNGÜSEL YORULMA DİRENCİNE FARKLI İRRİGASYON  
SOLÜSYONLARININ ETKİLERİ**

ZEYNEP OVALIOĞLU

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ  
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI

Doç. Dr. MELEK AKMAN

KONYA 2021

TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**ÇİFT KURVATÜRLÜ KANALLARDA VÜCUT SICAKLIĞINDA  
ISIL İŞLEM GÖRMÜŞ NİKEL TİTANYUM DÖNER EĞELERİN  
DÖNGÜSEL YORULMA DİRENCİNE FARKLI İRRİGASYON  
SOLÜSYONLARININ ETKİLERİ**

ZEYNEP OVALIOĞLU

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ  
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI

Doç. Dr. Melek AKMAN

Bu araştırma Necmettin Erbakan Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Projeleri  
Koordinatörlüğü tarafından 201924005 proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA 2021

## TEZ ONAY SAYFASI

Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı Uzmanlık Öğrencisi **ZEYNEP OVALIOĞLU**'nun "**Çift Kurvatürlü Kanallarda Vücut Sıcaklığında Isıl İşlem Görmüş Nikel Titanyum Döner Eğelerin Döngüsel Yorulma Direncine Farklı İrrigasyon Solüsyonlarının Etkileri**" 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. Sema BELLİ

Selçuk Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Üyesi

Dr. Öğr. Üyesi D. Alperen BOZKURT

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 “**Effects of Different Irrigation Solutions on Cyclic Fatigue Resistance of Heat-Treated Ni-Ti Rotary Instruments in Double Curvature Canals at Body Temperature**” by “**ZEYNEP OVALIOĞLU**” 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. Sema BELLİ

Selcuk University

Faculty of Dentistry

Examination Committee Member

Assistant Prof. Alperen BOZKURT

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

ZEYNEP OVALIOĞLU

İmza

## BENZERLİK RAPORU

# ÇİFT KURVATÜRLÜ KANALLARDA VÜCUT SICAKLIĞINDA ISIL İŞLEM GÖRMÜŞ NİKEL TİTANYUM DÖNER EĞELERİN DÖNGÜSEL YORULMA DİRENCİNE FARKLI İRRİGASYON SOLÜSYONLARININ ETKİLERİ

ORIGINALITY REPORT

4%

SIMILARITY INDEX

PRIMARY SOURCES

1	<a href="http://www.neu.edu.tr">www.neu.edu.tr</a> Internet	80 words — < 1%
2	<a href="http://www.oralhealthgroup.com">www.oralhealthgroup.com</a> Internet	54 words — < 1%
3	<a href="http://acamedicine.org">acamedicine.org</a> Internet	48 words — < 1%
4	<a href="http://burkonturizm.com">burkonturizm.com</a> Internet	45 words — < 1%
5	<a href="http://www.forp.usp.br">www.forp.usp.br</a> Internet	36 words — < 1%
6	<a href="http://www.istanbulsaglik.gov.tr">www.istanbulsaglik.gov.tr</a> Internet	33 words — < 1%
7	<a href="http://onlinelibrary.wiley.com">onlinelibrary.wiley.com</a> Internet	29 words — < 1%
8	<a href="http://www.sporbilimleri.org.tr">www.sporbilimleri.org.tr</a> 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 Doç. Dr. Makbule Bilge AKBULUT, Dr. Öğr. Üyesi Durmuş Alperen BOZKURT, Dr. Öğr. Üyesi Şeref Nur MUTLU, Doç. Dr. Arslan TERLEMEZ'e

Eğitim hayatımız boyunca her anımızı birlikte geçirdiğimiz, sevgili Makbule KIZILCAKAYA, Büşra AVUÇALMAZ, Fulya DEMİR ve tüm asistan arkadaşlarıma,

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

Sevgisini ve sabrını hayatıma girdiği günden beri hissettiren sevgili eşime,

EN İÇTEN TEŐEKKÜRLERİMLE...

# İÇİNDEKİLER

TEZ ONAY SAYFASI.....	ii
APPROVAL.....	iii
TEZ BEYAN SAYFASI.....	iv
BENZERLİK RAPORU .....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ .....	x
ŞEKİLLER LİSTESİ .....	xi
TABLolar LİSTESİ.....	xiii
ÖZET.....	xiv
ABSTRACT.....	xv
<b>1.GİRİŞ VE AMAÇ .....</b>	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER.....</b>	<b>3</b>
2.1. Kök Kanal Preparasyonunun Amacı.....	3
2.2. Kök Kanal Preparasyonu Sırasında Karşılaşılan Komplikasyonlar .....	3
2.2.1. Basamak Oluşumu.....	3
2.2.2. Kanalların Debrisle Tıkanması.....	4
2.2.3. Zip (eliptikasyon) .....	4
2.2.4. Kanalların Yetersiz Preparasyonu.....	5
2.2.5. Kanalların Aşırı Preparasyonu.....	5
2.2.6. Taşkın Şekillendirme.....	5
2.2.7. Apikalden Debris ve Yıkama Solüsyonlarının Çıkışı .....	5
2.2.8. Perforasyonlar .....	6
2.2.9. Eğe Kırıkları .....	7
2.3. Döner Eğelerin Kırılma Mekanizması .....	8
2.3.1. Torsiyonel Kırıklar.....	8
2.3.2. Döngüsel Kırıklar .....	8
2.4. Eğe Kırığına Etki Eden Faktörler.....	8
2.4.1. Enstrüman Tasarımı.....	8
2.4.2. Üretim Süreci .....	9
2.4.3. Enstrüman Kullanım Dinamikleri .....	10
2.4.4. Kanal Konfigürasyonu .....	11
2.4.5. Kanal Kurvatürünün Açısı ve Yarıçapı.....	11
2.4.6. Preparasyon Tekniği.....	12
2.4.7. Kullanım Sayısı .....	13
2.4.8. Temizlik ve Sterilizasyon Prosedürleri.....	13

2.5. Kanal Genişletilmesi Sırasında Kullanılan Aletler.....	14
2.5.1. Elle Kullanılan Kök Kanal Eğeleri .....	14
2.5.2. Düşük Hızda Döner Eğeler İle Kullanılan Kök Kanal Aletleri.....	15
2.5.3. Sonik ve Ultrasonik Cihazlara Takılan Uğlar.....	16
2.6. Kök Kanal Preparasyonu İçin Kullanılan Döner Eğeler.....	16
2.6.1. Uç dizaynı .....	16
2.6.2. Taper (Koniklik) Açısı ve alışan Kısım Uzunluğu .....	17
2.6.3. Rake Açısı.....	17
2.6.4. Radyal Alan.....	18
2.6.7. Heliks Açısı .....	18
2.7. Döner Eğe Sistemleri .....	19
2.7.1. Birinci Nesil Döner Eğe Sistemleri .....	19
2.7.2. İkinci Nesil Döner Eğe Sistemleri .....	19
2.7.3. nc Nesil Döner Eğe Sistemleri.....	20
2.7.4. Dördüncü Nesil Döner Eğe Sistemleri.....	20
2.7.5. Beşinci Nesil Döner Eğe Sistemleri .....	21
2.8. Ni-Ti Alaşımının Metalürjik Ve Mekanik zellikleri .....	22
2.8.1. Östenit Ni-Ti alaşımlar .....	25
2.8.2. Martensitik Ni-Ti Alaşımlar .....	25
2.9. Ni-Ti Alaşımı zerinde Yapılan İşlemlerin Gelişim Süreci .....	26
2.9.1. Electropolishing (Elektro-Kimyasal Cilalama) .....	26
2.9.2. M-Wire .....	26
2.9.3. R-Faz.....	27
2.9.4. CM Wire.....	27
2.9.5. Gold Blue Isıl İşlem.....	28
2.9.6. Max Wire.....	29
2.9.7. CM-EDM ( Electrodischarge Machining) .....	29
2.9.8. T-Wire ve C-Wire .....	29
2.10. Döngüsel Yorgunluk Test Düzenekleri.....	30
2.10.1. Eğri Metal Tp.....	30
2.10.2. Oluklu Blok Düzeneği .....	31
2.10.3. Eğimlendirilmiş Düzleme Karşı evirme Düzeneği .....	31
2.10.4. Dönen Bir Eğeyi  Noktada Eğimlendiren Düzenek .....	32
2.10. Çalışmamızda Kullanılacak Ni-Ti Döner Eğe Sistemleri .....	33
2.10.1. VDW Rotate .....	33
2.10.2. One Curve.....	33
2.11. Çalışmamızda Kullanılacak İrrigasyon Solüsyonları .....	34
2.11.1. Sodyum hipoklorit (NaOCl) .....	34

2.11.2. Klorheksidin (CHX) .....	37
2.11.3. Etilen Diamin Tetra Asetik Asit (EDTA).....	38
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM .....</b>	<b>40</b>
3.1. Örneklerin Hazırlanması .....	40
3.2. Döngüsel yorgunluk test cihazının yapımı .....	42
3.3. Yapay Kanalların Hazırlanması .....	43
3.4. Döngüsel Yorgunluk Testleri .....	44
3.5. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi .....	46
3.6. İstatistiksel Analiz .....	47
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>49</b>
4.1. One Curve Eğe Sisteminin KTS'sine Göre İrrigasyon Solüsyonlarının Etkisinin Karşılaştırılması .....	49
4.2. One Curve Eğe Sisteminin Kırılan Parça Uzunluğuna İrrigasyon Solüsyonlarının Etkisinin Karşılaştırılması .....	50
4.3. VDW Rotate Eğe Sisteminin KTS'sine Göre İrrigasyon Solüsyonlarının Etkisinin Karşılaştırılması .....	51
4.4. VDW Rotate Eğe Sisteminin Kırılan Parça Uzunluğuna İrrigasyon Solüsyonlarının Etkisinin Karşılaştırılması .....	52
4.5. Eğelerin Apikal Kurvatür ve Koronal Kurvatür de Kırılan Parça Uzunluklarının Karşılaştırılması .....	52
4.6. One Curve ve VDW Rotate Eğelerinin Genel Karşılaştırılması .....	53
4.7. SEM Analiz Bulguları .....	56
<b>5. TARTIŞMA.....</b>	<b>59</b>
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>	<b>72</b>
<b>7.KAYNAKÇA .....</b>	<b>74</b>
<b>8.ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>82</b>
<b>9.EKLER .....</b>	<b>83</b>
9.1. Etik Kurul Onayı.....	83

## KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

KTS	: Kırılma Gerçekleşene Kadar Eğenin Yaptığı Tur Sayısı
%	: Yüzde
°	: Derece
°C	: Santigrat Derece
ADA	: American Dental Association
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
AFM	: Atomik Kuvvet Mikroskopisi
CBCT	: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
GPa	: Gigapaskal
H-tipi	: Hedström
ISO	: International Organization for Standardization
MR	: Martensit reoritasyonu
MaxWire	: Martensite Austenite-electropolish-fileX
NaOCl	: Sodyum Hipoklorit
EDTA	: Etilen Diamin Tetra Asitik Asit
CHX	: Klorheksidin
Ni-Ti	: Nikel-Titanyum
OC	: One Curve
TF	: Twisted File
RaCe	: Reamer with Alternating Cutting Edge
RPC Blue	: Reciproc Blue
PTN	: ProTaper Next
SAF	: Self-Adjusting File
SEM	: Scanning Electron Microscope
XRD	: X-ray diffraction
KHz	: Kilohertz

## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2. 1. Basamak, zip, perforasyon tanımlarının şekil üzerinde gösterimi.....	7
Şekil 2. 2. Schneider yöntemi, Pruett yöntemi .....	12
Şekil 2. 3. Pozitif rake açısı ,Negatif rake açısı .....	17
Şekil 2. 4. Rake Açısı .....	18
Şekil 2. 5. Radyal alan ve heliks açısı,Variable Helical Angle.....	19
Şekil 2. 6. Martensitik Dönüşüm: Ni-Ti'nin psödoplastik davranışı, sıcaklığa bağlı olan östenit ve martensit kristal konfigürasyonlarına dayanır. ....	23
Şekil 2. 7. Ni-Ti alaşımların sıcaklık diyagramı. ....	24
Şekil 2. 8. Martensitik Ni-Ti eğelerinin şekil hafızası etkisini gösteren stres-strain-sıcaklık diyagramı (Zupanc ve ark. 2018).....	24
Şekil 2. 9. (a) Östenitik Ni-Ti alaşımların spring-back etkisi (b) martensitik Ni-Ti alaşımların kontrollü hafıza etkisi (Shen ve ark. 2013) .....	28
Şekil 2. 10. Literatürde bildirilen Ni-Ti döner eğeler için çeşitli döngüsel yorgunluk test yöntemleri .....	32
Şekil 2. 11. VDW Rotate .....	33
Şekil 2. 12. One Curve eğe sisteminde bıçak boyunca değişken kesit tasarımı .....	34
Şekil 2. 13. NaOCl'nin dinamik denge reaksiyonu.....	35
Şekil 2. 14. NaOCl'nin göstermiş olduğu sabunlaşma reaksiyonu .....	36
Şekil 2. 15. Aminoasit nötralizasyon reaksiyonu.....	36
Şekil 2. 16. Kloramin reaksiyonu .....	37
Şekil 3. 1. Dinamik yorgunluk test cihazı.....	43
Şekil 3. 2. Döngüsel yorgunluk test cihazı kullanım ayarlarının yapıldığı kontrol ünitesi.....	43
Şekil 3. 3. Yapay kanalın şematik şekli.....	44
Şekil 3. 4. CNC makinalarında üretilen yapay kanalların görünümü .....	44
Şekil 3. 5. Yapay kanalların cihaz üzerindeki konumu .....	45
Şekil 3. 6. Çalışmamızda kullanılan dijital termometre.....	45
Şekil 3. 7. Yapay kanallardaki kırık eğe parçalarının görünümü .....	46
Şekil 3. 8. Çalışmamızda kullanılan dijital kumpas.....	46
Şekil 3. 9. Çalışmamızda kullanılan SEM cihazı.....	47
Şekil 4. 1. NaOCl'de One Curve egesinin kırık yüzey SEM görüntüsü(x250 ve x1500 büyütme) .....	56
Şekil 4. 2. EDTA 'da One Curve egesinin kırık yüzey SEM görüntüsü (x250 ve x1500 büyütme) .....	56
Şekil 4. 3. CHX'inde One Curve egesinin kırık yüzey SEM görüntüsü(x250 ve x1500 büyütme) .....	56

<b>Şekil 4. 4.</b> Distile suda One Curve eğesinin kırık yüzey SEM görüntüsü (x250 ve x1500 büyütme) .....	57
<b>Şekil 4. 5.</b> NaOCl'de VDW Rotate eğesinin kırık yüzey SEM görüntüsü(x250 ve x1500 büyütme) .....	57
<b>Şekil 4. 6.</b> EDTA'da VDW Rotate eğesinin kırık yüzey SEM görüntüsü (x250 ve x1500 büyütme) .....	57
<b>Şekil 4. 7.</b> CHX'inde VDW Rotate eğesinin kırık yüzey SEM görüntüsü (x250 ve x1500 büyütme) .....	57
<b>Şekil 4. 8.</b> Distile suda VDW Rotate eğesinin kırık yüzey SEM görüntüsü (x250 ve x1500 büyütme) .....	58



## TABLolar LİSTESİ

<b>Tablo 3. 1.</b> Çalışmamızda kullanılan Ni-Ti döner eğe sistemleri ve özellikleri .....	40
<b>Tablo 3. 2.</b> Çalışmamızda kullanılan deney grupları.....	41
<b>Tablo 4. 1.</b> One Curve eğesinin farklı solüsyonlarda 37°C'de kırılana kadar attıkları tur sayıları .....	50
<b>Tablo 4. 2.</b> One Curve eğesinin farklı solüsyonlarda 37°C'de kırılan parça uzunluklarının ortalaması ve standart sapmaları .....	51
<b>Tablo 4. 3.</b> VDW Rotate eğesinin farklı solüsyonlarda 37°C'de kırılana kadar attıkları tur sayıları.....	52
<b>Tablo 4. 4.</b> VDW Rotate eğesinin farklı solüsyonlarda 37°C'de kırılan parça uzunluklarının ortalaması ve standart sapmaları .....	52
<b>Tablo 4. 5.</b> Tüm örneklerin apikal ve koronal kurvatür de kırılan parça uzunlukları .....	53
<b>Tablo 4. 6.</b> One Curve ve VDW Rotate eğelerin apikal kurvatür için karşılaştırılması .....	54
<b>Tablo 4. 7.</b> One Curve ve VDW Rotate örneklerinin koronal kurvatür için karşılaştırılması	55
<b>Tablo 4. 8.</b> One Curve ve VDW Rotate eğelerinin farklı irrigasyon solüsyonlarında KTS,kırılma uzunlukları,standart sapmaları .....	55

## ÖZET

T.C. NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

### **Çift Kurvatürlü Kanallarda Vücut Sıcaklığında Isıl İşlem Görmüş Nikel Titanyum Döner Eğelerin Döngüsel Yorulma Direncine Farklı İrrigasyon Solüsyonlarının Etkileri**

Zeynep OVALIOĞLU

Endodonti Anabilim Dalı

Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi/Konya-2021

Bu çalışmanın amacı, iki farklı ısıl işlem ile üretilmiş olan One Curve, VDW Rotate döner eğe sistemlerinin çift kurvatürlü kanallarda vücut sıcaklığında döngüsel yorulma direncine Sodyum Hipoklorit, EDTA ve Klorheksidin irrigasyon solüsyonlarının etkisini araştırmaktır.

Bu çalışmada, farklı ısıl işlem ile üretilmiş iki ayrı Ni-Ti döner eğe sistemlerinin vücut sıcaklığında (37°C de) döngüsel yorulma direncine % 2.5'lük NaOCl, % 17'lik EDTA, % 2'lik CHX'in etkisi karşılaştırılmıştır. Altmış adet One curve (25.06) ve altmış adet VDW Rotate (25.06) olmak üzere toplam 120 adet eğe kullanılmıştır. Tüm eğeler dinamik döngüsel yorulma test cihazında, Çift kurvatürlü yapay kanalların ilk koronal kurvatürü, 5 mm kurvatür yarıçapına 60 ° kurvatür açısına sahip ve kurvatür merkezi kanalın ucundan 8 mm uzaktadır. İkinci apikal kurvatür, 2 mm kurvatür yarıçapına 60 ° kurvatür açısına sahip ve kurvatür merkezi kanalın apikal ucundan 2 mm uzaklıkta olan yapay kanallarda vücut sıcaklığında kırılıncaya kadar kullanılmıştır. Apikal kurvatür için ayrı koronal kurvatür için ayrı bir şekilde kırılma saniyeleri kaydedilmiştir. Kırılan her bir parçanın uzunluğu, dijital kumpas kullanılarak mm cinsinden ölçülerek kırılıncaya kadar yaptığı tur sayısı hesaplanmıştır. Normallik analizinde Kolmogorov Smirnov testi sonuçlarına göre kırılma saniyesi, KTS ve kırılan parçanın uzunluğu ölçümlerinde dağılımın normal olduğu tespit edilmiş (p>0.05) ve parametrik testlerin uygulanmasına karar verilmiştir. Araştırma kapsamında gruplararası karşılaştırma yapılması için ikili karşılaştırmalarda Independent Sample T test 4 alt grup arası karşılaştırmalarda ise One-Way Anova testi ve post hoc testi olarak ise Tamhane T2 testinden yararlanılmıştır.

Bu çalışmanın sonuçlarına göre, One Curve eğe sisteminin kendi içerisinde hem apikal hem de koronal kurvatürde döngüsel yorulma direncini en çok azaltan irrigasyon solüsyonu EDTA olarak gözlemlenmiştir. VDW Rotate eğe sisteminin kendi içerisinde hem apikal hem de koronal kurvatürde döngüsel yorulma direncini en çok azaltan solüsyon NaOCl olarak gözlemlenmiştir. CHX solüsyonu, her iki eğe sistemi içinde hem apikal hem de koronal kurvatürde döngüsel yorulma direncini en az azaltan solüsyon olarak gözlemlenmiştir. Kullanılan eğe sistemleri karşılaştırıldığında One Curve eğe sistemi VDW Rotate eğe sistemine göre, hem apikal hem de koronal kurvatürde NaOCl irrigasyon solüsyonunda daha yüksek döngüsel yorulma direnci göstermiştir.

Genel olarak değerlendirildiğinde bu çalışmanın sonuçlarına göre, üretim aşamasında alaşımın metalürjisi, uygulanan ısıl işlem farklılığı ve kullanılan irrigasyon solüsyonu eğelerin döngüsel yorulma direncini etkilemektedir.

**Anahtar Kelimeler:** One Curve; VDW Rotate; Sodyum Hipoklorit; EDTA; Klorheksidin; Döngüsel yorulma; Nikel-Titanyum

## ABSTRACT

T.C. NECMETTIN ERBAKAN UNIVERSITY

FACULTY OF DENTISTRY

### **Effect of Different Irrigation Solutions on Cyclic Ftigue Resistance of Heat-Treated Ni-Ti Rotary Instruments in Double Curvature Canals at Body Temperature**

Zeynep OVALIOĞLU

Department of Endodontics

Specialization Thesis/Konya-2021

The aim of this study is to compare the cyclic fatigue resistance of One Curve, VDW Rotate rotary file systems in double-curved canals of Sodium Hypochlorite, EDTA and Chlorhexidine irrigation solutions at body temperature.

In this study, the effects of 2.5% NaOCl, 17% EDTA and 2% CHX on the cyclic fatigue resistance at body temperature (37 ° C) of two separate Ni-Ti rotary file systems produced by different heat treatment were compared. A total of 120 files were used, including sixty One curve (25.06) and sixty VDW Rotate (25.06). All files are in the dynamic cyclic fatigue tester, The first coronal curvature of the double curvature artificial canals has a curvature angle of 60 ° to the 5 mm radius of the curvature and the center of the curvature is 8 mm from the tip of the canal. The second apical curvature was used in artificial canals with a curvature angle of 60 ° to a 2 mm radius of curvature and a distance of 2 mm from the apical end of the curvature central canal until it ruptured at body temperature. Separate seconds of refraction were recorded for the apical curvature and the separate coronal curvature. The length of each broken piece was measured in mm using a digital caliper, and the number of turns it made until it was broken was calculated. According to the results of the Kolmogorov Smirnov test in normality analysis, it was determined that the distribution was normal in the fracture second, CTS and the length of the broken piece ( $p > 0.05$ ) and it was decided to apply parametric tests. Within the scope of the study, the Independent Sample T test was used for paired comparisons, One-Way Anova test for comparisons between 4 subgroups and Tamhane T2 test as post hoc test for intergroup comparison.

According to the results of this study, EDTA was the irrigation solution that reduced cyclic fatigue resistance in both apical and coronal curvature within the One Curve file system itself. In the VDW Rotate file system itself, it was observed that the solution that decreases cyclic fatigue resistance the most in both apical and coronal curvature was NaOCl. The CHX solution was observed to be the least reducing cyclic fatigue resistance in both apical and coronal curvature in both file systems. Comparing the used file systems, the One Curve file system showed higher cyclic fatigue resistance in NaOCl irrigation solution in both apical and coronal curvature compared to the VDW Rotate file system.

When evaluated in general, according to the results of this study, the metallurgy of the alloy during the production phase, the difference in heat treatment applied and the irrigation solution used affect the cyclic fatigue resistance of the files.

**Keywords:** One Curve; VDW Rotate; Sodium Hypochlorite; EDTA; Chlorhexidine; Cyclical fatigue; Nickel-Titanium.

## 1.GİRİŞ VE AMAÇ

Kök kanal sistemi hazırlığı, mekanik enstrümantasyon ve irrigasyon solüsyonlarının birlikte kullanılması ile sağlanır ve kök kanallarında bulunan mikroorganizmaların elimine edilmesi kritik aşamadır. Mekanik enstrümantasyon yapılarak; enfekte dokuların uzaklaştırılması, irrigasyon solüsyonlarının kanal içerisine rahatça ulaşması ve kök kanal dolgu materyaline uygun boşluk oluşturulması sağlanacaktır. Bu aşamalardan sonra, mikroorganizmaların kök kanallarına giriş yollarını kapatmak ve çoğalmalarını engellemek için üç boyutlu hermetik bir kök kanal dolgusu ve sızdırmazlığı sağlayacak koronal restorasyon yapılır (Cheung ve Darvell 2007).

Günümüze kadar çok sayıda preparasyon teknikleri, endodontik eğeler ve alaşımlar geliştirilmiştir. Nikel-titanyum (Ni-Ti) döner ege sistemleri, endodontide kök kanalların hazırlanması için daha yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Ni-Ti döner ege sistemleri ile yapılan kök kanal preparasyonu, el eğeleri ile preparasyondan daha kolay ve daha hızlıdır. Transportasyon, zip, perforasyonlar ve düzleşmiş kök kanalları gibi paslanmaz çelik eğeler kullanılırken oluşabilecek komplikasyonlar bu ege sistemler ile büyük oranda azaltılır (Peters ve ark. 2003; Cheung ve Darvell 2007).

Ni-Ti döner eğelerin en önemli dezavantajı, kök kanal hazırlığı sırasında beklenmedik bir şekilde kırılmalarıdır. Ni-Ti eğelerin kırılmasında ege tasarımı, alaşım özellikleri, kullanım hızı ve korozyon gibi birçok faktör rol oynamaktadır (Özyürek ve ark. 2018; Plotino ve ark. 2018). Kanal kurvatürünün derecesi de, ege kırılmasına neden olabilecek önemli faktörlerden biri olarak kabul edilir (Pruett ve ark. 1997). Ni-Ti kök kanal eğelerinin kullanımı kurvatürlü kök kanallarının preparasyonunu kolaylaştırmaktadır. Buna rağmen birden fazla kurvatürün bulunduğu kök kanallarında preparasyonunu komplikasyonsuz şekilde tamamlamak hala çok zordur. Bu nedenle çift kurvatürlü kanallarda preparasyon uygulamaları için birçok farklı ege ve bu eğelerin başka eğelerle kombinasyonları karşılaştırılmıştır.

Yorgunluk kırıklarına karşı direnci potansiyel olarak sınırlayan ek bir faktör, irrigasyon solüsyonunun varlığında oluşabilecek korozyondur (Sonntag ve Heithecker 2006). Sodyum hipoklorit (NaOCl) ve Etilen diamin tetra asetik asit (EDTA), endodontide en sık kullanılan irrigasyon solüsyonlarıdır (Zehnder 2006). Birçok

çalışmada, NaOCl ve EDTA'nın endodontik eğelerin metal yüzeyinde korozyona ve bozulmaya neden olabileceği ve bu nedenle eğelerin kırılma direncini olumsuz yönde etkileyebileceği bildirilmiştir (Busslinger ve ark. 1998; Ametrano ve ark. 2011). Endodontide kullanılan diğer irrigasyon solüsyonu Klorheksidindir (CHX). Literatürde klorheksidin Ni-Ti döner eğelerin yüzeyinde oluşturduğu değişiklikler ile ilgili tek bir çalışma mevcuttur (Sağlam ve ark. 2012). Kırılmaya karşı direnci artırmak amacıyla metalürji alanındaki teknolojik ilerlemeler ile gelişmiş özelliklere sahip eğeler üretilmeye çalışılmaktadır.

Bu tez çalışmamızda, VDW Rotate ve One Curve Ni-Ti döner eğe sistemlerinin çift kurvatürlü kanallarda vücut sıcaklığında döngüsel yorulma direncine üç farklı irrigasyon solüsyonunun (NaOCl, EDTA, CHX) etkisinin karşılaştırılması amaçlanmıştır.

## **2. GENEL BİLGİLER**

### **2.1. Kök Kanal Preparasyonunun Amacı**

Kök kanal boşluğunun hazırlanması, kök kanal tedavisindeki en önemli aşamalardan biri olarak kabul edilmektedir. Preparasyon ile; enfekte kök dentin ile birlikte vital ve nekrotik dokuların, mikroorganizmaların, bunların yan ürünlerinin ve substratların kök kanal sisteminden uzaklaştırılması ve irrigasyon solüsyonlarının, medikamentlerin ve kök kanal dolgusunun yerleştirilmesini kolaylaştırmak için kanal boşluğunun hazırlanması amaçlanmaktadır. Bu nedenle, kanal preparasyonu enfeksiyonu ortadan kaldıran temel aşamadır. Akabinde sızdırmaz bir kök kanal dolgusu ve koronal restorasyon yapılarak yeniden enfeksiyonun önlenmesi sağlanır.

Kök kanal preparasyonunun amaçları mekanik ve biyolojik prensipler olarak iki başlık altında incelenmektedir. Mekanik enstrümantasyon, irrigasyon solüsyonları ve antibakteriyel ilaçların bakterileri daha etkili bir şekilde yok etmesine ve bakteriyel yan ürünleri ortadan kaldırmasına izin veren boşluğu oluşturduğu için kök kanal hazırlığının önemli bir aşamasıdır. Biyolojik hedefler ise kök kanal boşluğu içerisindeki enfekte dokuların dezenfeksiyonunun sağlanmasıdır (Ingle 1961).

### **2.2. Kök Kanal Preparasyonu Sırasında Karşılaşılan Komplikasyonlar**

#### **2.2.1. Basamak Oluşumu**

Kök kanalında basamak, genellikle esnek olmayan ve keskin uçlu kanal eğelerinin dönme hareketiyle kullanılmaları sonucu oluşmaktadır (Şekil 2.1.). Basamak, eğriliğin dış tarafında, kök kanalının apikal kısmının tıkanmasıyla ilişkili olduğu için bypas edilmesi zor olabilen bir platform olarak bulunacaktır. Basamak oluşumu, eğrilik derecesi ve eğelerin tasarımı ile ilgilidir. Basamak oluşmasının başlıca nedenleri şunlardır:

Basamak oluşmasının başlıca nedenleri şunlardır:

- Kök kanallarına direkt girişe izin vermeyen giriş kavitesinin oluşturulması
- 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 çelik eğelerin kullanılması
- Kanal eğelerinin çok çabuk değiştirilmesi ve sıra atlanarak kullanılması
- Kanal preparasyonu sırasında yetersiz irrigasyon yapılması ve kanal eğesinin kanal içerisinde daha rahat ilerlemesini sağlayan kayganlaştırıcı maddelerin kullanılmaması
- Şelasyon ajanlarının aşırı kullanılması
- Kırık kanal eğesinin kanaldan çıkarılma işlemleri
- Yeniden kanal tedavisinde kök kanal dolgusunun çıkartılması işlemleri
- Kalsifiye kök kanallarının preparasyon işlemleridir (Jafarzadeh ve Abbott 2007).

### **2.2.2. Kanalların Debrisle Tıkanması**

Apikal bölgenin tıkanması özellikle itme-çekme hareketinin kullanıldığı şekillendirme yöntemlerinde görülür. Çalışma boyunun kaybı ve apikale ulaşamama ile birlikte seyrederek. Genellikle eğri kanallarda oluşur. Oluşumunu engellemek için kök kanalının etkin bir şekilde yıkanması ve rekapitülasyonun ihmal edilmemesi gerekir (Buchanan 1987).

Şekillendirme sırasında, kanal eğesiyle debrisye yatay yönde mecburi olarak uygulanan kuvvet mevcut ise kanallar arasındaki isthmus bağlantılarını da tıkayabilir. İstenmeyen bu durum ultrasonik yıkama yönteminin kullanımı ile engellenmeye veya ortadan kaldırılmaya çalışılır (Lambrianidis 2006).

### **2.2.3. Zip (eliptikasyon)**

Eğimli bir kök kanalında kanal eğelerinin düzleşme eğilimine bağlı olarak, apikal bölgede kanal eğelerinin eğimin dış yüzeyinden aşırı madde kaldırmasına rağmen iç yüzeyinde yeterli çalışmaması ile oluşan istenmeyen bir düzensizliktir (Şekil 2.1.). Çalışma boyunun kaybı ile birlikte seyrederek. Tarif için 'düzleşme', 'deviasyon', 'transportasyon' ve 'kum saati şekli' terimleri de kullanılır. Kullanılan eğenin yapısı ve tipi farketmeksizin numarası arttıkça zip oluşturma riski de artmaktadır (Hülsmann ve ark. 2005).

#### **2.2.4. Kanalların Yetersiz Preparasyonu**

Kök kanalının yeterince şekillendirilememesi, çalışma boyu tespitinde yapılan bir hata veya aşırı eğimli kanallarda yanlış yöntem seçimini takiben büyük numara eğelerin eğimi dönememeleri ile apikal bölgenin yeterince şekillendirilememesi şeklinde gerçekleşebilir. İlaveten, apikale ulaşılabilmesine rağmen bu bölgede ve diğer kanal bölgelerinde (orta ve koronal) kullanılan son eğenin (döner veya el) seçiminde yapılan bir hata neticesinde, tüm kök kanalını içine alacak şekilde yetersiz şekillendirme işlemi de gerçekleşebilir. Birden fazla seansta yapılan kök kanalı tedavilerinde, tedavi kayıtlarının eksik tutulması da hekimi hataya sevk ederek kök kanallarının yetersiz şekillendirilmesine neden olabilir (Garg ve Garg 2010).

#### **2.2.5. Kanalların Aşırı Preparasyonu**

Diş yapılarının meziodistal ve bukkolingual olarak tüm doğrultularda aşırı miktarlarda prepare edilmesidir. Özellikle enine kesiti 8 şekilli olan köklerde, alt kesicilerde, alt molarların mesial köklerinde ve üst azıların mesiobukkal köklerinde aşırı preparasyon sonucu zipping, strip perforasyon ve transportasyonlar oluşabilir (Marwah 2018).

#### **2.2.6. Taşkın Şekillendirme**

Çalışma boyunun yanlış hesaplanması, rehber nokta seçiminde yapılan bir hata ve lastik rondellerin yerinden oynaması neticesinde; kanal eğelerinin apikal foremene, periodonsiyuma veya alveol kemiğine zarar verdiği hatalı şekillendirme işlemidir. Daha ileri olgularda anatomik komşuluklar da zarar görebilir. Örneğin alt çenede sinir hasarı oluşabilir. Foremen apikalenin zarar görmesi ile irrigasyon solüsyonlarının, enfekte debrisin (dentin talaşları, yumuşak doku artıkları, kök kanalı dolgu materyalleri) periapikal bölgeye çıkışları kolaylaşır. Periapikal bölgede kontrol edilemeyen hemoraji kök kanalı tedavisinin tek seansta tamamlanmasına engel olabilir. Ayrıca, özellikle koniklik açısı yüksek Ni-Ti esaslı döner eğeler ile bu hatanın yapılması kök kanalının aşırı genişletilmesine de sebep olabilir (Schilder 1974).

#### **2.2.7. Apikalden Debris ve Yıkama Solüsyonlarının Çıkışı**

Çekilmiş dişler üzerinde yapılan çalışmalarda, şekillendirme ve irrigasyon işlemleri esnasında hangi yöntem kullanılırsa kullanılsın, tüm yöntemlere ait deney

gruplarında değişen miktarda debris ve irrigasyon solüsyonunun apikalden dışarıya çıktığı saptanmıştır. Bu in-vitro çalışmalar ile apikalden çıkan irrigasyon solüsyonu miktarının, kullanılan irrigasyon yöntemine; çıkan debris miktarının, hem irrigasyon yöntemine hemde şekillendirme yöntemine bağlı oldukları ve apikalden irrigasyon solüsyonu çıkmayan olgularda debris de çıkmadığı ortaya konulmuştur. Apikalden debris ve irrigasyon solüsyonu çıkışı ile ilgili in-vitro çalışmalardan elde edilen sonuçları klinik çalışmalarla teyit etmek metodolojik olarak mümkün görünmese de irrigasyon esnasında apikalden sodyum hipoklorit solüsyonu çıkışının ve bazı olgularda flare-up tablosunun klinik olarak gözlemlenebilmesi, bu çalışmalarda elde edilen sonuçların önemsenmesi gerektiğini ortaya koymaktadır (Berman ve Hargreaves 2015).

### **2.2.8. Perforasyonlar**

Endodontide perforasyon terimi, kök kanal duvarındaki hasarın mekanik veya patolojik sebeplerle periodontal ligamente açılması olarak tanımlanır (Şekil 2.1) (Eleazer ve ark. 2012). Patolojik sebepler çürük ve kök rezorpsiyonları iken, mekanik sebepler iatrojenik olarak gerçekleşerek dişlerin uzun dönem prognozunu etkileyebilen işlemsel hatalardır.

Perforasyon eğenin ucundan ziyade, bıçakları tarafından bir yüzey şeklinde oluşursa '**strip perforasyon**' olarak adlandırılır. (Eleazer ve ark. 2012). Genellikle, alt büyükazı dişlerinin mesial köklerinin furkal duvarı orta ve koronal bölgelerde incedir ve strip perforasyona maruz kalma olasılığı nedeniyle 'tehlikeli bölge' olarak adlandırılır. Bu bölgede Gates-Glidden frezler çok dikkatli kullanılmalıdır. (Abou-Rass ve ark. 1980; Alhadainy 1994). Özellikle kök kanallarına direkt giriş sağlanamayan yetersiz giriş kavitesi preparasyonları, bu bölgeden fazlaca dentin kaldırılmasına neden olarak strip perforasyonlara zemin hazırlar. (Alhadainy 1994).

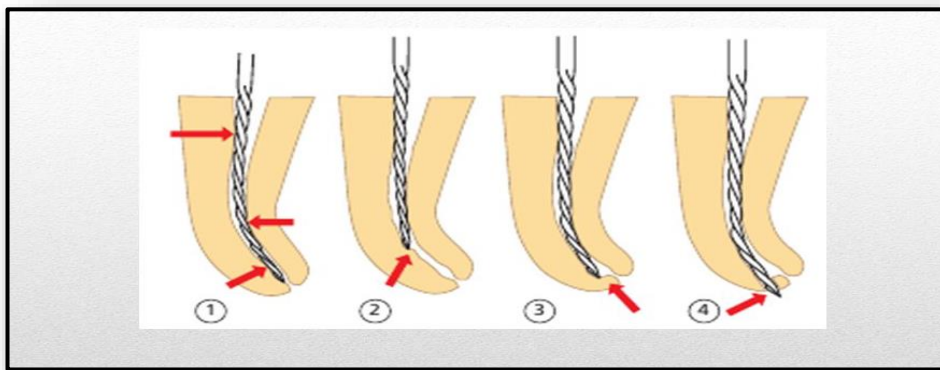
Apikalden koronale doğru uygulanan şekillendirme yöntemlerinde zip ve perforasyon oluşum riski daha azdır. Çalışma boyunun başlangıçta ölçülmesi, şekillendirmenin kök boyunca ve rekaptülasyon yapılarak gerçekleştirilmesi zip ve perforasyon oluşum riskini azaltır. Kök kanalı eğimi derecesinin yüksek olduğu olgularda uygun şekillendirme yönteminin seçimine ilaveten, yöntemin Ni-Ti el eğeleri ve uç kısımları önceden bükülmüş paslanmaz çelik el eğeleri ile kombine

edilmesi zip ve perforasyon oluşumunu önleyebilecek basit önlemlerdir (Saed ve ark. 2016).

### 2.2.9. Eğe Kırıkları

Kök kanal eğeleri, dentin dokusunun kesilmesi ile kök kanal boşluğunun genişletilmesini sağlayarak endodontik tedavinin vazgeçilmez gereçleridir. Kanal eğelerinde kırılma, eğeye gelen kuvvet, eğenin karşılayabileceği en yüksek direnci aştığında veya öncesinde deforme olan eğenin kalan sağlam kesitinin olağan çalışma yüküne dayanamayarak gerçekleşir (Cheung ve Darvell 2007).

Kanal eğelerinin kırılmasının birincil nedeni eğelerin kullanım prensibine uyulmamasıdır. Paslanmaz çelik el eğeleri üzerindeki deformasyonlar genellikle gözlemlenebildikleri için kırılmadan önce kullanım dışına çıkarılabilirler. Ni-Ti esaslı döner eğeler üretici firmanın önerilerine harfiyen uyularak kullanılmalıdır. Dikkat edilmesi gereken öneriler arasında uygun hız ve tork değerleri, uygun kesme hareketi oldukça önemlidir. Ayrıca, kalsifiye olmuş, kanal duvarlarında düzensizlikler bulunan, S-şeklinde eğimli, uzun bir çalışma boyuna sahip veya apikalde şiddetli eğime sahip (eğim yarıçapı küçük ) olgularda kanal eğesi üzerine çok fazla kuvvet gelebileceği için çok dikkatli bir şekilde kullanılmalıdır (Zuolo ve ark. 1992). Motorla kullanılan Ni-Ti eğelerde gözle görülebilecek herhangi bir belirti vermeden kırılmanın gerçekleşebileceği belirtilmiştir (Sattapan ve ark. 2000).



Şekil 2. 1. Eğe kavisli kök kanalı içinde düzleşme eğilimindedir. 2. Basamak, 3. Zip, 4. Perforasyon tanımlarının şekil üzerinde gösterimi

### **2.3. Döner Eğelerin Kırılma Mekanizması**

Kırıklar, makroskopik olarak plastik deformasyon, yani eğenin kırığa komşu yivlerinde düzleşme veya burulma bulunup bulunmamasına göre sınıflandırılmıştır (Sattapan ve ark. 2000; Cheung 2007). Materyallerin kırılma sebep ve özelliklerinin araştırıldığı yüksek güçlü fraktografik incelemelerde ise Ni-Ti döner ege sistemlerinin kırılmanın mekanizması burulmaya bağlı kırılma (torsiyonel kırıklar) ve döngüsel yorgunluğa bağlı kırılma (döngüsel kırıklar) olmak üzere iki nedene bağlı olarak açıklanır (Cheung ve ark. 2005).

#### **2.3.1. Torsiyonel Kırıklar**

Burulmaya bağlı kırılmalarda, eğenin uç kısmı veya bir parçası kanalda sıkışırken, eğenin gövdesinin dönme hareketine devam etmesi sonucu meydana gelir. Bu sırada elastisite limiti aşıldığı için eğenin sıkışan parçasında kırılma meydana gelir. Bu tip kırılmalar genellikle preparasyon sırasında apikal yönde fazla kuvvet uygulanmasıyla oluşur. Bu sebeple eğri olmayan düz kanallarda da ege kırıkları görülebilir (Patiño ve ark. 2005; Yum ve ark. 2011).

#### **2.3.2. Döngüsel Kırıklar**

Döngüsel yorgunluğa bağlı ege kırıkları, daha çok kurvatürlü kanallarda meydana gelir. Ege kanal içerisinde sıkışmamıştır ve rotasyon hareketi devam eder fakat kurvatürlü kanallarda metal yorgunluğu sebebiyle zayıflamış eğeye devamlı gelen sıkıştırma ve gerilme kuvvetleri sonucunda kanal içerisinde en fazla büküldüğü noktada ege kırılır (Sattapan ve ark.2000).

### **2.4. Ege Kırığına Etki Eden Faktörler**

#### **2.4.1. Enstrüman Tasarımı**

Hem kesit alanı hem de ege tasarımı (yük sırasında gerilim dağılımını etkiler), döngüsel ve torsiyonel yüklere maruz kalındığında eğenin kırılma direncini etkilemektedir. Büyük çaplı eğeler, küçük çaplı eğelere göre döngüsel yorgunluk olarak daha zayıf bulunmuş ve iç stres birikimlerinin daha fazla olduğu görülmüştür. Ege çapındaki artış ve kesitsel alanda buna karşılık gelen artış, torsiyonel kırılmalara karşı artan dirence katkıda bulunmaktadır (Pruett ve ark.1997).

Ni-Ti döner eğe sistemlerinin tasarımının kırılmaya etkisini değerlendirmek için yapılan matematiksel modelleme de, U-flute tasarımı ve daha küçük kesit alanına sahip enstrümanların, üçgen tasarımlardan daha esnek, ancak torsiyonel strese maruz kaldığında daha zayıf olduğu sonucuna varılmıştır (Parashos ve ark. 2004).

Eğe kırılığını etkileyebilecek diğer tasarım faktörleri arasında eğenin alaşım bileşimi, eğe boyutu ve koniklik yer almaktadır (Pruett ve ark. 1997).

#### **2.4.2. Üretim Süreci**

Ni-Ti alaşımının üretimi ve işlenmesi sırasında, metal içine oksit parçaları gibi çeşitli parçacıklar dahil edilebilmektedir. Bu durum metal sınırlarında zayıflığa yol açmaktadır. Ni-Ti döner eğelerin yüzey boşluklarının, çeşitli çökelti oluşturmak için alaşımında az miktarda bulunan oksijen, azot, karbon ve hidrojen çözünmesi nedeniyle olduğu düşünülmektedir (Alapati ve ark. 2005). Daha sonra çatlaklar bu boşluklar boyunca yayılabilmektedir. Ayrıca, Ni-Ti döner eğe sistemlerinin üretimi ve işlenmesi genellikle freze olukları, çoklu çatlaklar, çukurlar ve metal çapak bölgeleriyle karakterize düzensiz yüzeyle sonuçlanabilmektedir (Le May 1978). Atomik kuvvet mikroskopisi kullanılarak yapılan Ni-Ti döner eğe sistemlerinin topografik bir çalışmasında, büyük taperlı eğelerde daha fazla yüzey düzensizliği bulunduğu doğrulanmıştır. Büyük taperlı eğeler daha karmaşık işlemler kullanılarak üretildiğinden eğelerde daha fazla yüzey düzensizliği oluşmaktadır (Alapati ve ark.2005). Bu bölgeler klinik kullanım sırasında stres konsantrasyonu (stres yükselticiler) ve çatlak başlatma alanları olarak işlev görmektedir. Çatlakların yönü eğenin uzun eksenine yaklaşık olarak diktir, uzun ekseninde yayılan çatlakların çukurlu bölgelerle bağlantı kurduğu yakın zamanda bildirilmiştir. Bu tür eksenel çatlaklar, torsiyonel yükün makaslama gerilmelerinden kaynaklanabilir ve bu da plastik olarak deforme olmuş bölgelerde eksenel makaslama kaymasına yol açabilmektedir (Borgula 2005).

Ni-Ti döner eğe sistemlerinin klinik kullanımlarından sonra eğelerin orijinal olukları ve çatlaklar üzerinde dentin debrisleri birikmekte, bu da çatlakların daha fazla yayılmasına neden olan kama hareketine sebep olmaktadır (Alapati ve ark. 2004). Endodontik eğelerin güvenilir bir şekilde temizlenmesi, kimyasal ve mekanik aşamaları içeren bir protokol gerektirir (Valois ve ark.2005).

X ışını kırınımı (XRD) analizi (bir metalin kristalografik yapısını belirlemek için yararlıdır), mikro sertlik testleri ve diferansiyel tarama kalorimetrisi, üretim sürecinin kırılmaya eğilimli çatlak alanlara neden olan Ni-Ti döner eğelerin işlenmesinde sertleşmeye yol açtığını doğrulamıştır (Kuhn ve ark. 2001). Gerilme veya sıkıştırma gibi bu residüel gerilmeler, işlenmiş yüzeylere çok yakındır bu da malzemelerin yorulma ömrü üzerinde olumsuz etkilere sebep olmaktadır (Kuhn ve Jordan 2002). Ayrıca, kullanım sırasında eğelerin tekrar tekrar yüklenmesi ve boşaltılması, alaşımın östenitik ve martensitik fazlar arasında tekrarlayan dönüşümüne yol açar, bu da eğelerin mekanik özelliklerinde zararlı değişikliklere yol açmaktadır (Shaw ve Cookson 2005). Ni-Ti alaşımının bileşimindeki küçük değişiklikler, mekanik özelliklerde büyük değişikliklere yol açabilmektedir (Miyara ve ark. 2014).

İyon implantasyonu, ege yüzeylerini aşınmaya karşı daha dirençli hale getirmek için yapılan bir yöntem olarak önerilmektedir. Bor implantasyonunun ise paslanmaz çelikten daha sert bir Ni-Ti yüzey elde edilmesini sağladığı bildirilmiştir (Serene 1995). Bir diğer implantasyon tekniği, Titanyum nitrür parçacıklarının fiziksel buhar birikimi ve termal metal-organik kimyasal buhar birikimi umut vermiştir (Lee ve ark. 1996) ve kriyojenik işlem Ni-Ti'nin yüzey sertliğini arttırmıştır ancak klinik olarak tespit edilebilir seviyelere çıkaramamıştır (Kim ve ark. 2005). Bu tür implantasyon teknikleri, muhtemelen maliyetli olması nedeniyle üreticiler tarafından rutin veya yaygın olarak kullanılmamaktadır.

Elektro-kimyasal cilalama tekniği, bazı üreticiler tarafından Ni-Ti döner eğelerin gücünü arttırmak için kullanılan başka bir yöntemdir ve metallerin yüzey kaplaması için kontrollü bir kimyasal işlem içermektedir (Lausmaa 2001). Elektro-kimyasal cilalama böylece yüzey kusurlarını ortadan kaldırır veya azaltır. Yapılan bir çalışma, Ni-Ti döner eğelerin ortaya çıkan daha pürüzsüz yüzeyinin kırılmaya karşı daha dayanıklı olduğunu göstermektedir (Borgula 2005).

### **2.4.3. Enstrüman Kullanım Dinamikleri**

Eğelerin çalışma hızının kırılma döngü sayısı üzerinde hiçbir etkisi yoktur, ancak daha yüksek hızlar kırılmadan önce maksimum döngü sayısına ulaşmak için gereken süreyi azaltmaktadır (Li ve ark. 2002). Bazı araştırmacılar, enstrümanların dönme hızının, diğer çalışmalarda olmayan ege kırılma sıklığını etkilemediğini, ancak

farklı test koşulları, farklı operatörler ve farklı enstrüman türlerinden kaynaklanmış olabileceğini bildirmişlerdir (Yared ve ark. 2002). Bu nedenle, hızın etkisi şu anda belirsizdir.

Elektrikli düşük torklu bir motorun kullanılması, cihazlara verilen hasarı klinik olarak sınırlandırabilir ve sonuçta döngüsel yorgunluk riskini azaltabilmektedir (Bortnick ve ark. 2001). Diğer yandan yapılan bir çalışmada Ni-Ti döner eğelerin yüksek torkta daha iyi çalıştığını ve düşük torktaki otomatik ters fonksiyonun gereksiz yere depolanmış stresle sonuçlanabileceğini ve böylece eğenin kullanım ömrünü azaltabileceği bildirilmiştir (Gambarini 2001). Benzer şekilde araştırmacılar iç streslerin birikmesinin Ni-Ti'nin süper elastik özelliklerinde olumsuz değişiklikler oluşturmadığını, ancak sonunda eğelerin döngüsel yorulma direncini düşüreceğini bulmuşlardır.

Hafif apikal basınç ve eğelerin kısa süreli kullanımı, rotasyon yerine resiprokal hareket kullanımı Ni-Ti döner ege sistemlerinin kırılmasının önlenmesine katkıda bulunmaktadır (Li ve ark. 2002).

#### **2.4.4. Kanal Konfigürasyonu**

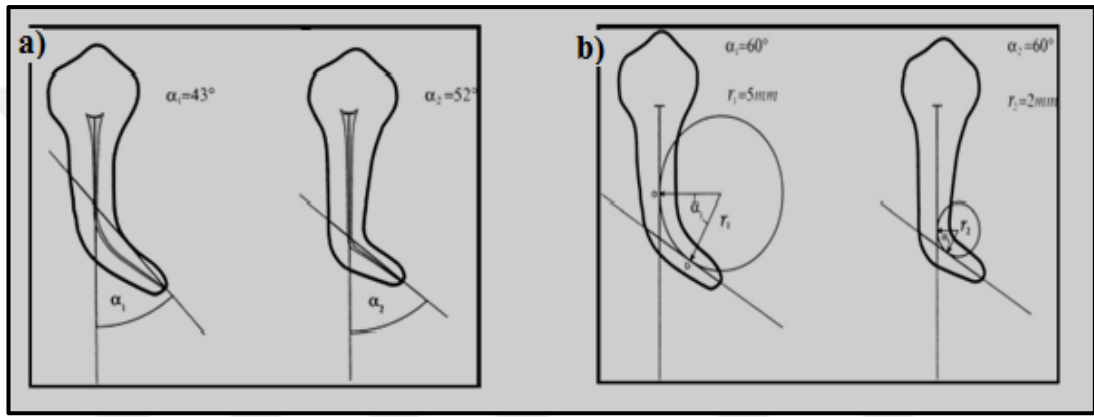
Eğeler, kanal içindeki en büyük kurvatür noktasına karşılık gelen maksimum esneme noktasında deneysel döngüsel gerilme kırığına maruz kalmaktadır (Pruett ve ark. 1997). Karmaşık kök kanal anatomisi olan dişlerin enstrümantasyonu torsiyonel başarısızlığa yol açabilmektedir (Peters ve ark.2003).

#### **2.4.5. Kanal Kurvatürünün Açısı ve Yarıçapı**

Birçok çalışmada köklerin kurvatür derecesinin belirlenmesinde Schneider yöntemi kullanılmıştır (Şekil 2.2). Kök kurvatürünün derecesini belirlemek için kanalın uzun eksenine paralel bir çizgi çekilir bu çizgi ile kurvatürün başladığı nokta ve apikal forameni birleştiren çizgi kesiştirilir. Oluşan açı (a) kök kurvatür derecesi olarak tanımlanmıştır.

Kök kanal kurvatürünün şekli iki parametre kullanılarak daha doğru bir şekilde tanımlanır. Bunlar kurvatür açısı (a) ve kurvatür yarıçapı (r)'dir (Şekil 2.2). Pruett yöntemi olarakta bilinmektedir. Schneider yönteminden farklı olarak kurvatürün yarıçapının da hesaplanabildiği yöntemdir. Bu parametreleri belirlemek için kanalın

koronal kısmının uzun eksenini boyunca düz bir çizgi çizilir. Kanalın apikal kısmının uzun eksenini boyunca ikinci bir çizgi çizilir. Bu çizgilerin her birinde kanalın kanal kurvatürünü başlatmak (a noktası) veya bitirmek (b noktası) için saptığı bir nokta vardır. Kanalın kavisli kısmı a ve b noktalarında teğet olan bir daire ile temsil edilir. Kurvatür açısı, daire yayındaki a ve b noktaları arasındaki derece olarak tanımlanır. Dairenin yarıçapı ise kurvatürün yarıçapıdır. Kurvatür yarıçapı kurvatürün şiddetini gösterir. Bu yöntemin üstünlüğü aynı kök kanal kurvatürüne sahip, fakat hafif eğime sahip bir kanal ile şiddetli bir eğime sahip kanal arasındaki farkın yarıçap ölçümü ile ortaya konabilmesidir.



Şekil 2. 2. Schneider yöntemi

Pruett yöntemi

Kurvatür yarıçapı ne kadar küçük olursa, kanal kurvatürü o kadar çok olur. Kurvatür açısı ve kurvatür yarıçapı parametreleri birbirinden bağımsızdır. Kanallar farklı kurvatür yarıçaplarına sahipken aynı kurvatür açısına sahip olabilir, yarıçaptaki değişim kurvatürün şiddetini belirler.

Kök kanal kurvatür yarıçapı, eğerlerin yorgunluğunu etkilemede kurvatür açısı kadar önemli bir parametredir. İlaveten büyük bir kurvatür açısı küçük bir yarıçap ile birleştiğinde, eğe üzerinde daha büyük stresler meydana gelmektedir (Schneider 1971).

#### 2.4.6. Preparasyon Tekniği

Araştırmacılar (Schradler ve Peters 2005) değişken enstrümantasyon sıralarının ve farklı taper kombinasyonlarının kullanılmasının torsiyonel ve döngüsel başarısızlık açısından daha güvenilir olduğu, ancak daha fazla sayıda eğe kullanılmasının gerektirdiğini bildirmişlerdir. Ayrıca, eğe ve kök kanal duvarları arasındaki temas alanını en aza indiren eğe tasarımları ile eğerlere gelen dikey yük miktarı

azaltılmaktadır (Blum ve ark. 1999). Ni-Ti döner eğe sistemleri kullanılmadan önce kök kanalının el eğeleri ile önceden şekillendirilmesi, döner eğe sistemleri için rehber bir yol oluşturur ve Ni-Ti döner eğelerin kırılma oranını azaltmada önemli bir faktördür (Tan ve Messer 2002).

#### **2.4.7. Kullanım Sayısı**

Kısmen yorulmuş eğeler, esnetildiğinde yüzey kusurlarıyla ilişkili kırıkları ortaya çıkarmakta ve Ni-Ti döner eğe sistemlerinin uzun süreli klinik kullanımı, döngüsel yorgunluk direncini önemli ölçüde azaltmaktadır (Pruett ve ark. 1997; Gambarini 2001). Araştırmacılar, sadece bir kullanımdan sonra tüm eğelerde bozulma belirtileri gözlemlendiğini bildirmişlerdir (Svec ve Powers 2002). Yapılan başka bir çalışmada Ni-Ti döner eğe sistemlerinin on kereye kadar kullanılabilirliğini veya kırılma insidansında artış olmadan dört molar diş hazırlamak için kullanılabilirliği bildirilmiştir (Yared ve ark. 1999). Kullanım sayısı ile eğe kırılma sıklığı arasında korelasyon bulunamamıştır (Parashos ve ark. 2004). Bu nedenle, bu farklı bulgular ve önerilerden, Ni-Ti döner eğelerin kullanım sayısının eğe özellikleri, kanal morfolojisi ve operatör becerisi de dahil olmak üzere birçok değişkene bağlı olacağı sonucuna varılabilir.

#### **2.4.8. Temizlik ve Sterilizasyon Prosedürleri**

Eğelerin sterilizasyonunun kırılmaya karşı dirençleri üzerindeki etkisi hala tartışmalıdır, Ni-Ti döner eğelerin kırılmasında önemli bir faktör gibi görünmemektedir (Serene 1995; de Melo ve ark. 2002).

Ni-Ti döner eğelerin korozyonu, mekanik özelliklerini etkileyebilir ve kırılmaya yol açabilir. Kök kanallarının Ni-Ti döner eğe sistemi ile hazırlığı sırasında kanalı dezenfekte etme ve kayganlaştırıcı olarak kullanılan NaOCl irrigasyon solüsyonu, eğe üzerinde oluşturduğu korozyon açısından önemli bir endişe olmaktadır (Linsuwanont ve ark. 2004). Bununla birlikte, başka bir çalışmada NaOCl'in Ni-Ti döner eğe sistemlerinin kırılmadaki torkunu veya döngüsel yorgunluğundaki devir sayısını önemli ölçüde azaltmadığı ve Ni-Ti döner eğelerde çatlak korozyonuna neden olma olasılığının düşük olduğu gösterilmiştir (Darabara ve ark. 2004). Bunun aksine, yapılan başka bir çalışmada NaOCl'in % 5 ile % 5.25 konsantrasyonlarda, ölçülebilir korozyona neden olduğu da bildirilmiştir (Stokes ve ark. 1999).

Mevcut bilgilerden, Ni-Ti döner eğelerin kırık mekanizmalarını hala tam olarak anlamadığımız ve ne zaman gerçekleşeceğini tahmin edemediğimiz açıktır. Kırıkların nasıl oluşacağını tahmin edebiliriz ve kırıkların önlenmesi için önemli adımlar atabiliriz. Literatür döner eğelerin kullanımında doğru teknikler konusunda eğitim almanın önemini vurgulamaktadır ve bu eğitimin deneyimli klinisyenlerden alınması esastır.

## **2.5. Kanal Genişletilmesi Sırasında Kullanılan Aletler**

Endodontik enstrümanların üretiminde paslanmaz çelik ve nikel titanyum (Ni-Ti) olmak üzere iki alaşım kullanılmaktadır. El ile kullanılan çoğu endodontik alet, paslanmaz çelikten üretilir ve kırılmaya karşı dirençlidir. Döner eğeler için tasarlanan ege sistemlerinde ise egelelere esneklik ve korozyon direnci gibi özellikler kazandıran Ni-Ti alaşımlar tercih edilmektedir (Chu ve Lockwood 2015).

### **2.5.1. Elle Kullanılan Kök Kanal Eğeleri**

#### **2.5.1.1. K Tipi El Eğeleri**

İlk defa Kerr firması (ABD) tarafından üretildikleri için firmanın baş harfi ile anılan eğelerdir. Üçgen veya kare kesitli konik tellerin döndürülerek burulmasıyla elde edilirler. Reamer (K-reamer olarak da anılır) ve K- file arasındaki en önemli farklardan biri, 1 mm'lik bölümlerinde sahip oldukları yiv sayısıdır. Reamer'lerde her milimetrede ½ ve ya 1 yiv bulunurken K-file'lerde bu sayı 1,5 ile 2,5 arasındadır. Her iki ege tipide dönme hareketi ile dentini keserler. 'Reaming' olarak adlandırılan bir hareketle, kanalın içinde döndürüldükten sonra çekilerek çalıştırılır. K-file eğeler günümüzde de yaygın olarak kullanılırken reamer'ler K-file ile karşılaştırıldıklarında, yiv sayısının azlığından dolayı elastikiyet özellikleri yüksek olsa da kesme etkinlikleri daha az olduğu için tercih edilmemektedir (Glosson ve ark. 1995; Schäfer 1997; Song ve ark. 2004).

#### **2.5.1.2. Hedström (H-file) Tipi El Eğeleri**

Yuvarlak paslanmaz çelik telin aşındırılmasıyla, yatay kesitin gözyaşı damlası şeklinde olduğu, sarmal ve vidaya benzer bir şekil elde edilerek oluşturulur. Kök kanalı içerisinde, bıçakların pozitif kesme açısından dolayı sadece çekme hareketi esnasında dentin kaldırdıkları için ileri-geri doğrusal hareketle kullanılırlar (filing hareketi). H

tipi eğelerin, K tipi eğelere göre daha fazla kesme etkinliği vardır. Rotasyonel hareketler H tipi eğelerde kırılma riskini artırdığı için kullanılmamaktadır (Alaçam 2012). Oval geniş kanal duvarlarının eğelenmesinde de H tipi eğeler tercih edilmektedir. Ancak, aşırı eğeleme dentin duvarlarında incelmeye ve strip perforasyonlara sebep olabilir. Ayrıca H tipi eğelerin bükülerek kullanılması K tipi eğelere göre çok daha fazla strese neden olarak kırılmalara sebep olacaktır (Haikel ve ark. 1991).

### **2.5.1.3. Tirnerfler**

Düz ve yumuşak çelik bir telin dikenli hale getirilmesiyle üretilirler. Pulpa dokusunun veya pamuk peletlerin kök kanalından uzaklaştırılmasında kullanılırlar (Alaçam 2012).

## **2.5.2. Düşük Hızda Döner Eğeler İle Kullanılan Kök Kanal Aletleri**

### **2.5.2.1. Gates-Glidden (GG) Frezleri**

Kök kanalının koronal ve orta 1/3'ünün şekillendirilmesinde, kök kanalı dolgusunun uzaklaştırılmasında kullanılan aletlerdir. El eğeleri ile kombine kullanıldığı pek çok şekillendirme yöntemine esin kaynağı olmuştur. Günümüzde, Ni-Ti esaslı döner eğelerin yaygın bir şekilde kullanıma girmeleri ile birlikte kullanım alanları sınırlanmıştır. Kullanım esnasında aşırı kuvvetle karşılaştıklarında sadece şaft kısmından kırılmaları ve böylelikle, kırılan parçanın kanalın içinde kalmaması için şaft kısmında zayıf bir bölge bırakılacak şekilde üretilirler. Çapları 0.2 mm artacak şekilde birden altıya kadar numaralandırılmıştır. 1 numaralı frezin çapı 0,5 mm'dir. Şaft kısmında bulunan çizik sayısı numarasını gösterir. Uç kısımları yuvarlatılmıştır, kesici değildir; yan yüzeyleri ile kesim yapmaları istenerek tasarlanmıştır. Ancak bu özellikleri aşırı baskı ile kullanılırsa perforasyon yapabilmektedir (Davis ve ark. 2002). Kanalların kurvatürden uzak düz kısımlarında kullanılması önerilmektedir. Yerleştirme açısının uygun belirlenmesi strip perforasyonları önleyecektir. Güvenli uygulanması için 750-1500 rpm hızlarında kullanılması gerekmektedir.

### **2.5.2.2. Peeso Frezleri**

Koronal genişletme veya post boşluğu hazırlanmasında kullanılmaktadır. Genellikle paslanmaz çelikten üretilirler ve 800-1200 rpm hızda düşük turlu el aletleri

ile kullanılırlar. Çapları 0,2 mm artacak şekilde 1'den 6'ya kadar numaralandırılmıştır, ancak GG frezlerinden farklı olarak kesici kenarları daha geniş ve birbirine daha paraleldir (Aşçı 2014)

### **2.5.3. Sonik ve Ultrasonik Cihazlara Takılan Ular**

Ultrasonik cihazlar 20-30 kilohertz (kHz), sonik cihazlar 2-3 kHz frekansta titreşim hareketi (osilasyon) meydana getirirler. Ultrasonik cihazlar piezoelektrik (Piezon Master, EMS, İsviçre) veya manyetostriktif (Cavi-Endo, Dentsplay De Trey, Almanya) zellikte dnüşürücüler vasıtasıyla, enerjinin mekanik osilasyon hareketine çevrilmesini sağlarlar. Piezoelektrik sistemler işlem sırasında manyetostriktif tipe göre daha az ısı açığa çıkardıkları için daha avantajlıdır.

Sonik cihazlar ( Sonic Air 300, MicroMega, Fransa) ise osilasyon hareketi için hava basıncına ihtiyaç duyarlar. Sonik cihazlar özel uç ile kullanılırken ultrasonikler geleneksel el aletleriyle birlikte kullanılabilirler.

Sonik aletlerin kök kanalından sert doku kaldırmada daha başarılı olduğu düşünülmektedir. Ultrasonik cihazlar ise retrograd kavite hazırlanmasında, tıkalı kök kanallarının açılmasında, kırık eğelerin çıkarılmasında daha etkilidir (Aşçı 2014).

## **2.6. Kök Kanal Preparasyonu İçin Kullanılan Döner Eğeler**

Paslanmaz çelikten üretilen döner eğelerin kök kanal preparasyonunda kullanılmasıyla birlikte; kanal transportasyonu ve eğelerin kırılması olmak üzere iki temel problem ortaya çıkmıştır. Bu sorunlar, 1990'lı yılların başında piyasaya sürülen Ni-Ti döner eğe sistemleri ile ortadan kalkmıştır. Çok daha esnek olan bu alaşım, daha az preparasyon hatasına yol açmaktadır.

Döner enstrümanların genel özellikleri incelenirken uç dizaynı, yiv ve kesit alanı tasarımı gibi unsurlara bakılır.

### **2.6.1. Uç dizaynı**

Kök kanal eğesinin uç kısmının iki temel amacı; kanal içinde eğenin ilerlemesini ve daha derine ulaşmasını sağlamaktır. Eğelerin uç tasarımı hakkında bilgi sahibi olmamak, kanalda transportasyona veya aşırı torsiyoona bağlı eğenin kırılmasına

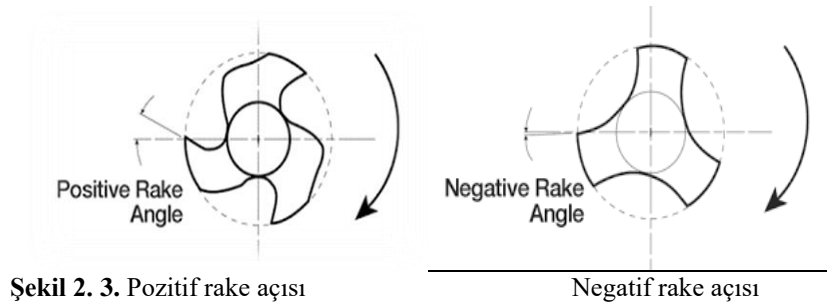
neden olabilmektedir. Bir eğenin kesme potansiyelini kesici kenar açısı, çapı ve yivlerin uç kısma olan yakınlığı belirlemektedir. Çalışmalar, eğelerin uç tasarımının eğenin kontrolünü, etkinliğini ve kök kanal şekillendirilmesinde alınan sonuçları etkilediğini göstermiştir (Mizutani ve ark. 1992). Enstrümanların uç kısımları genellikle; kesici, kesici olmayan ve yarı kesici olarak sınıflandırılır. Örneğin, Ni-Ti döner eğelerin üretiminde yuvarlatılmış kesici olmayan uç tasarımı kullanılmıştır. Sadece tekrarlayan tedaviler için üretilen döner eğelerde eski kanal dolgusunun çıkarılmasını amaçlayan kesici uç tasarımı kullanılmaktadır (Schilder 1974; Mize ve ark. 1998).

### 2.6.2. Taper (Koniklik) Açısı ve Çalışan Kısım Uzunluğu

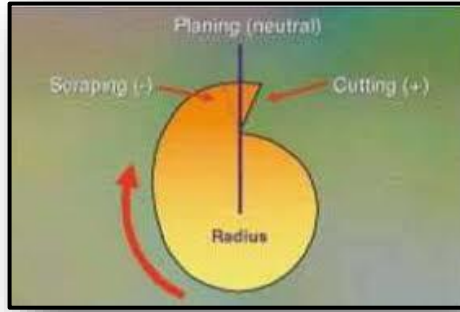
Uluslararası Standardizasyon Örgütü (ISO) standartlarına göre eğelerin koniklik açıları %2 (.02) ve çalışan kısım uzunluğu 16 mm'dir. Taper, eğenin ucundan itibaren çalışan kısım boyunca, çapının her mm'deki artış miktarı olarak tanımlanır. Örneğin; 25 numaralı, 0,02 konikliğe sahip bir eğenin uç kısmından 1 mm yukarıdaki çapı 0,27 mm, 2 mm yukarıdaki çapı ise 0,29 mm olacak şekilde devam edecektir. Bir eğenin konikliğin bilmesi, preparasyonun kurvatür noktasındaki çapının ve egede oluşabilecek stresin belirlenmesinde yardımcı olacaktır (Chu ve Lockwood 2015).

### 2.6.3. Rake Açısı

Rake açısı önemlidir ve eğenin kesme verimliliğini etkiler. Eğenin uzun aksına dik olacak şekilde yatay kesiti alındığında, kesici kenarın eğenin yarıçapı ile yaptığı açıdır.



Rake açısı pozitif ise kesici kenar çalıştığı yüzeyde kesme işlemi yapar. Negatif ise çalıştığı yüzeyde kazıma işlemi yapar (Şekil 2.3).



Şekil 2. 4. Rake Açısı

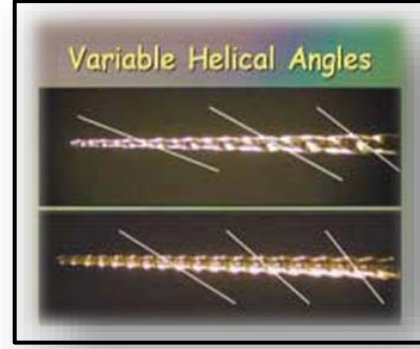
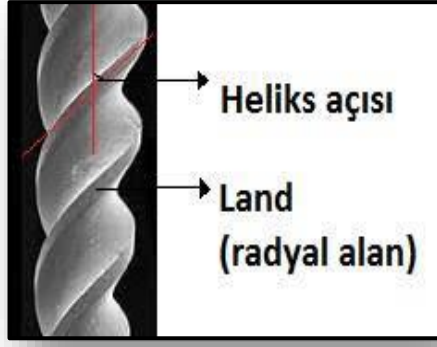
Pozitif rake açısının kesme etkinliği nötr rake açısının kesme etkinliğinden daha fazladır. Çoğu geleneksel endodontik eğe de negatif veya “büyük ölçüde nötr” rake açısı kullanır (Şekil 2.4). Aşırı pozitif bir eğim açısı, dentinin oyulmasına neden olacaktır. Bu da eğe kırıklarına sebep olabilmektedir (Diemer ve Calas 2004).

#### 2.6.4. Radyal Alan

Bir diğer tasarım özelliği radyal alan kavramıdır. Radyal alan, kesici kenarlar arasında yer alan platformdur. Bunu açıklamanın en iyi yolu bıçak desteğidir ve kesim derinliğini sınırlandırır. Bıçak desteği, aletin kesici kenarlarını destekleyen malzeme miktarı olarak tanımlanır. Çoğu döner eğe mukavemetini çekirdekdeki malzeme kütesinden alır. Radyal alanın genişliği büyütülerek eğeye çevresel güç de eklenebilmektedir. Radyal alanlar vidalama etkisini, kanal transportasyonu miktarını ve mikro çatlakların yayılma riskini azaltmaktadır (Diemer ve Calas 2004).

#### 2.6.7. Heliks Açısı

Heliks açısı, kesici kenarın eğenin uzun eksenine yaptığı açıdır (Şekil 2.5). Bu açı yivlerde toplanan debrisin kanal dışına çıkarılmasını etkilemektedir. Sabit heliks oluk açısına sahip eğeler, özellikle eğenin koronal kısmında debris birikmesine sebep olmaktadır. Ayrıca, tüm çalışma uzunluğu boyunca aynı heliks açısını koruyan eğeler “vidalama” kuvvetlerinin etkisine karşı daha hassas olacaktır. Oluk açılarını değiştirilerek, debris daha verimli bir şekilde çıkartılacak ve eğenin kanala vidalanması daha az olacaktır (Diemer ve Calas 2004).



Şekil 2. 5. Radyal alan ve heliks açısı

Variable Helical Angle

Şu anda piyasada ellinin üzerinde döner ege sistemi bulunmaktadır ve daha fazlası da geliştirilmeye devam etmektedir. Bu eğerler, tasarımları, kullanılan alaşımlar ve tavsiye edilen kesme hareketi ile birbirlerinden ayrılmaktadır. Ege sistemlerinin tarihsel gelişimlerine göre mekanik açıdan sınıflandırılması şu şekilde özetlenebilir:

## 2.7. Döner Ege Sistemleri

### 2.7.1. Birinci Nesil Döner Ege Sistemleri

Birinci nesil Ni-Ti döner eğerler pasif kesme radyal alanlarına ve ege uzunluğu boyunca %4 ve %6 sabit tapera sahiptirler. Bu nesil hazırlık hedefine ulaşmak için çok sayıda ege gerektirmektedir. 1990'ların ortasından sonuna kadar, tek bir ege de %6, %8, %10 ve %12'lik sabit taper sağlayan eğerler (Dentsply Tulsa Dental Specialties) kullanıma sunulmuştur. Birinci nesil Ni-Ti döner eğerlerin tek ve en önemli tasarım özelliği, çalışma sırasında egeyi kanal eğriliklerinde merkezde kalmaya teşvik eden pasif radyal alanlardır. Profile, GT Files, LightSpeed ege sistemleri örnek verilebilir (Kramkowski ve Bahcall 2009).

### 2.7.2. İkinci Nesil Döner Ege Sistemleri

İkinci nesil Ni-Ti döner eğerler 2001 yılında piyasaya sürülmüştür (Machtou ve Ruddle 2004). Bu eğerlerin en önemli farkı, aktif kesici kenarlara sahip olmaları ve kanal preperasyonu için daha az ege gerektirmeleridir. Sabit taperlı Ni-Ti eğerler ile ilişkili ortaya çıkan dentine saplanma etkisini ortadan kaldırmak için EndoSequence (Brassler USA) ve BioRaCe (FKG Dentaire), (Schäfer ve Vlassis 2004) alternatif temas noktalarına sahip ege tasarımı sağlamaktadır. Bu özelliğin dentine saplanmayı azaltması amaçlansa da, bu ege tasarımlarının aktif kısımları üzerinde hala sabit taper

tasarımı vardır. ProTaper (Dentsply Tulsa Dental Specialties), tek bir egede birden fazla artan veya azalan konisitler kullanılarak piyasaya çıkarılmıştır. Bu aşamalı olarak inceltmiş tasarım, her bir eğin kesme işlemini kanalın belirli bir bölgesi ile sınırlar ve Schilderian şekillerini güvenli bir şekilde hazırlamak için daha kısa bir ege dizisi sağlamaktadır (Ruddle 2001).

Bu dönemde, üreticiler ege kırılmasına karşı direnci artırmak için başka yöntemlere odaklanmaya başlamışlardır. Bazı üreticiler, yüzey düzensizliklerini gidermek için egelere elektroçilalama işlemi uygulamışlardır (Boessler ve ark. 2009). Flexmaster, Endosequence (elektropolize yüzeyler), BioRaCe, ProTaper, Hero döner ege sistemleri örnek verilebilir.

### **2.7.3. Üçüncü Nesil Döner Ege Sistemleri**

Ni-Ti metalürjisindeki gelişmeler, 3. nesil egelelerin ayırt edici özelliği haline gelmiştir. 2007'de üreticiler, döngüsel yorgunluğu azaltmak ve Ni-Ti döner egeleleri daha kavisli kanallarda çalıştırırken güvenliğini artırmak için ısı işlemler kullanmaya odaklanmışlardır (Gutmann ve Gao 2012). 3. nesil Ni-Ti döner egeleler, döngüsel yorgunluğu ve dolayısıyla kırık egeleleri önemli ölçüde azaltmaktadır. Isıl işlem teknolojisi sunan marka serilerine örnek olarak Twisted File (SybronEndo), Hyflex (Coltene Whaledent) ve GT, Vortex ve WaveOne (Dentsply Tulsa Dental Specialties) verilebilir.

### **2.7.4. Dördüncü Nesil Döner Ege Sistemleri**

Kanal şekillendirme prosedürlerindeki başka bir gelişme, resiprokal harekettir. Tekrar eden ileri geri hareketler resiprokasyon olarak tanımlanmaktadır. Bu teknoloji ilk olarak 1950'lerin sonunda Fransız diş hekimi Blanc tarafından tanıtılmıştır. Şu anda, M4 (SybronEndo), Endo Express (Essential Dental Systems) ve Endo-Eze (Ultradent), saat yönünde ve saat yönünün tersine dönüş derecelerinin tamamen eşit olduğu resiprokasyon hareketi kullanan sistemlerin örnekleridir. Sürekli dönüşle karşılaştırıldığında, eşit çift yönlü hareket kullanan resiprokasyon egesi, ilerlemek için daha fazla içe doğru basınç gerektirir, aynı boyutlu sürekli dönüş yapan ege kadar verimli bir şekilde dentini kesmez ve debrisin kanal dışına çıkarılmasında daha sınırlıdır.

Önceki tecrübelerden, resiprokasyon teknolojisindeki yenilik, kanalları şekillendirmek için 4. nesil eğelerin ortaya çıkmasını sağlamıştır. Saat yönü ve saat yönünün tersine dönüş derecelerinin farklılaştığı ege sistemleri piyasaya çıkarılmıştır. Bu nesil eğeler ve ilgili teknoloji, uzun zamandır beklenen tek ege sistemini büyük ölçüde yerine getirmiştir. ReDent-Nova (Henry Schein) Self-Adjusting File'ı (SAF) tanıtmıştır. Bu ege, kanalın enine kesit konfigürasyonuna bakılmaksızın dentin duvarları üzerinde eşit basınç uyguladığı iddia edilen sıkıştırılabilir, hafif abraziv, açık tüp şeklinde kafes tasarımına sahiptir. SAF, resiprokasyon hareketle çalışırken aynı zamanda irrigasyon da yapabilmektedir (Metzger ve ark. 2010). Ortaya çıkan diğer tek ege sistemi, 5. nesil tasarımlarda daha fazla bahsedilecek olan One Shape (Mikro Mega) ege sistemidir.

Şimdiye kadar ki en popüler sistemlerden olan WaveOne (Dentsply Tulsa Dental Specialties ve Maillefer) ve Reciproc (VDW) tek ege sistemleridir. WaveOne, 2. ve 3. nesil eğelerin en iyi tasarım özelliklerinin birleşimini temsil eder ve hareket özelliği kesme yönü olan saat yönündeki dönüş açısı saat yönünün tersine olan açının 5 katıdır. 3 kez saat yönü ve tersinde gerçekleşen kesme hareketinden sonra ege 360°lik tam bir tur dönüş yapmış olacaktır. Bu resiprokasyon hareketi, eğenin daha keskin olmasına, eğenin kanalda daha kolay ilerlemesine ve debrisin etkili bir şekilde kanaldan çıkarılmasını sağlamaktadır. WaveOne ege sisteminin farklı kök kanal anatomileri için geliştirilmiş 3 farklı ege tipi bulunmaktadır: bunlar sarı; 21/0.06, kırmızı; 25/0.08, siyah; 40/0.08 şeklindedir (Yared 2008).

#### **2.7.5. Beşinci Nesil Döner Ege Sistemleri**

5. nesil ege sistemleri, kütle merkezi ve / veya dönme merkezi tam ortada yer almayacak şekilde tasarlanmıştır. Rotasyonda, bu tasarımına sahip eğeler, eğenin aktif uzunluğu boyunca hareket eden mekanik bir hareket dalgası üretmektedir. Yine bu tasarım ege ile dentin arasındaki bağlantıyı minimuma indirmektedir (Hashem ve ark. 2012).

Bu teknolojinin varyasyonlarını sunan ege markalarının ticari örnekleri Revo-S, One Shape (Micro Mega) ve ProTaper Next'tir (Dentsply Tulsa Dental Specialties / Dentsply Maillefer). Bugün, en güvenli, en verimli ve en basit ege sistemleri, şu anda

mevcut olan en son teknolojik gelişmelerle birlikte geçmişin kanıtlanmış tasarım özelliklerini kullanmaktadır.

Kanalları şekillendirmek için farklı uzunluklarda, yani X1, X2, X3, X4 ve X5 olmak üzere 5 adet ProTaper Next (PTN) eğesi (Dentsply Tulsa Dental Specialties) mevcuttur. ProTaper Next eğeleri, tek bir egede aşamalı incelmeler, M-wire teknolojisi ve 5. nesil kütle merkezi tam ortada olmayan tasarım ile 3 önemli özelliğin birleşimidir. Kesiti dikdörtgendir, şekillendirme sırasında kanal yüzeyine iki kesici kenar temas eder. Bu da merkezi olmayan rotasyon hareketini yapmasını sağlar. Bu durum dentin ve eğe arasındaki çalışma noktası temasını minimuma indirerek, istenmeyen tork kuvvetlerini ve dentine saplanma etkisini ortadan kaldırmaktadır. Ayrıca bu özellik sayesinde debrisin kanal içerisinde sıkışarak kanalları tıkama ihtimali de azalmaktadır.

Revo-S (Micro-Mega, Besançon, France) Ni-Ti döner eğe sistemi Shaping Canal (SC1) (25/0,06), (SC2) (25/0,04) ve universal şekillendirici (SU) (25/0,06) olmak üzere üç şekillendirici egeden oluşmaktadır. Revo-S eğelerinin asimetrik kesitleri sayesinde kanal boyunca yılanımsı bir hareket sergilemesini sağlamak ve bu sayede eğe ile dentin arası temas minimuma indirilmiş olup eğe üzerindeki torsiyonel stresler azaltılmıştır (Berutti ve ark. 2012).

One Shape (Micro-Mega, Besançon, France), kök kanal preparasyonu için rotasyon hareketi yapan ve tek egeden oluşan döner eğe sistemidir (Berutti ve ark. 2012).

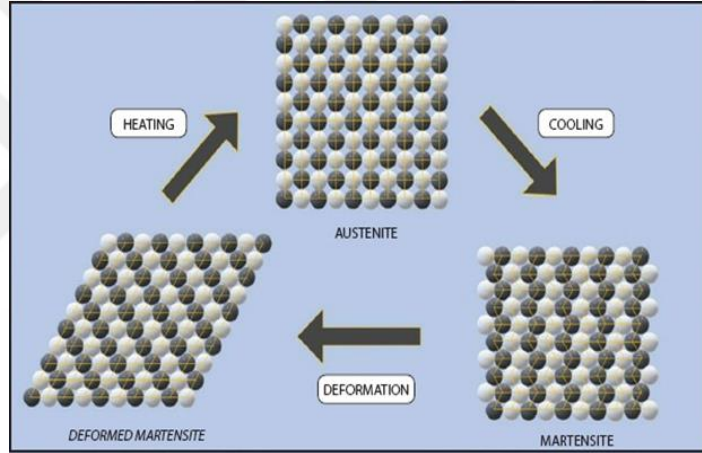
## **2.8. Ni-Ti Alaşımının Metalürjik ve Mekanik Özellikleri**

Kök kanal tedavisinde kullanılan Ni-Ti alaşımlar yaklaşık olarak %56 oranında (ağırlıkça) nikel ve %44 oranında (ağırlıkça) titanyum içerir (Walia ve ark. 1988). Ni-Ti alaşımlar, östenit, martensit ve R-fazı olmak üzere 3 mikroyapı içermektedir (Brantley ve ark. 2002).

Metalik malzemelerin çoğunda uygulanan kuvvetle doğru orantılı olarak, belirli limitlerin üstünde kalıcı deformasyon (plastik deformasyon) meydana gelir. Bu durum fizikte Hooke Kanunu olarak bilinir ve buna göre çoğu metal alaşım hacimsel sınırlarının %0.1-0.2 fazlasına kadar elastik deforme olabilir. Ni-Ti alaşımlar için bu

değer %8'dir ve bu değere kadar kalıcı deformasyon göstermez. Bu özelliği sayesinde Ni-Ti alaşımından yapılan malzemeler üstün bir elastikiyet gösterir. Yani belirli bir kuvvet uygulanıp bırakıldığında, bu malzemeler özgün şekline dönme özelliğine sahiptirler (Hargreaves ve Berman 2016).

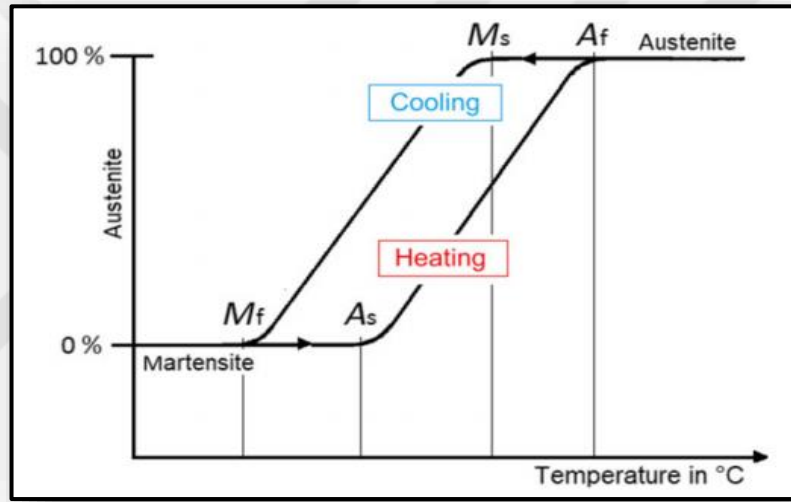
Şekil hafızası özelliği, Ni-Ti alaşımının moleküler düzeyde östenit ve martensit diye adlandırılan iki farklı kristal yapı gösterebilmesi ve bu fazlar arasında geçiş yapabilmesi sonucunda ortaya çıkar. Normalde östenit fazda olan alaşım, kuvvet uygulanması ya da ısı değişimiyle martensit faza geçer; yani materyalin şeklinde makroskopik değişimler olurken kimyasal yapı değişiklik göstermez. Kristallerin yapısı aynıdır, fakat geometrik dizilimleri farklıdır (Şekil 2.6). Etken kalkınca tekrar eski faza dönme gerçekleşir (Hargreaves ve Berman 2016).



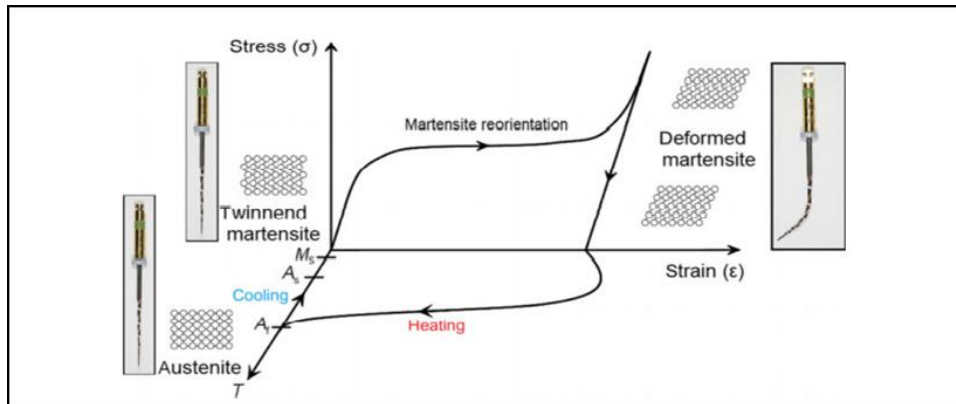
**Şekil 2. 6.** Martensitik Dönüşüm: Ni-Ti'nin psödoplastik davranışı, sıcaklığa bağlı olan östenit ve martensit kristal konfigürasyonlarına dayanır.

Ni-Ti şekil hafızalı alaşım martensit ( monoklinik B19 yapısı ile düşük sıcaklık fazı ) ve östenit (B2 kübik kristal yapısı ile yüksek sıcaklık veya ana faz ) adı verilen 2 farklı sıcaklığa bağlı kristal yapıda (fazlar) bulunabilmektedir. R-faz ise östenit fazdan martensit faza geçiş sırasında “rhombohedral” yapıya sahip ara fazdır. Östenit Ni-Ti ve martensit Ni-Ti'nin özellikleri oldukça farklıdır (Buehler ve ark. 1963; Thompson 2000). Martensit Ni-Ti ısıtıldığında, östenite dönüşmeye başlar. Bu olgunun başladığı sıcaklığa östenit dönüşüm başlangıç sıcaklığı (As) denir. Bu fenomenin tamamlandığı sıcaklığa östenit bitiş sıcaklığı (Af) denir, bu sıcaklıkta ve üstünde malzemenin şekil belleği dönüşümünü tamamlayacağı ve stres kaynaklı martensit (SE) özelliklerini göstereceği anlamına gelir.

Östenit Ni-Ti soğutulduğunda, martensite dönüşmeye başlar. Bu fenomenin başladığı sıcaklığa martensit dönüşümü başlangıç sıcaklığı ( $M_s$ ) denir. Martensitin tekrar tamamen geri döndürüldüğü sıcaklığa martensit dönüşüm bitiş sıcaklığı ( $M_f$ ) denir (Şekil 2.7). 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 2.8). Geleneksel SE Ni-Ti eğelerin çoğu için  $A_f$  sıcaklığı oda sıcaklığında veya daha düşükken, yeni kontrollü bellek (CM) eğelerinin  $A_f$  değeri vücut sıcaklığının üzerindedir. Sonuç olarak, geleneksel Ni-Ti eğeler klinik kullanım sırasında östenit fazındayken, CM eğeleri esas olarak martensit fazdadır.



Şekil 2. 7. Ni-Ti alaşımların sıcaklık diyagramı. ( $M_s$ ) martensit başlangıç sıcaklığı, ( $M_f$ ) martensit bitiş sıcaklığı, ( $A_s$ ) östenit başlangıç sıcaklığı, ( $A_f$ ) östenit bitiş sıcaklığı (Zhou ve ark.2013)



Şekil 2. 8. Martensitik Ni-Ti eğelerinin şekil hafızası etkisini gösteren stres-strain-sıcaklık diyagramı (Zupanc ve ark. 2018)

Bileşim ve metalürjik tedavilerin bu geçiş sıcaklıkları üzerinde dramatik etkileri vardır. Pratik uygulamalar açısından, Ni-Ti'nin 3 farklı formu vardır: martensit, SE ve östenit. Malzeme martensit formunda olduğunda, yumuşak ve sünektir ve kolayca deforme olabilir. SE Ni-Ti oldukça esnektir, östenitik Ni-Ti ise oldukça güçlü ve serttir (Otsuka ve Wayman 1999).

### **2.8.1. Östenit Ni-Ti alaşımlar**

Ni-Ti alaşımının süperelastikliğinden faydalanmak için, Ni-Ti endodontik eğerlerin esas olarak östenit fazdan oluşması gerekmektedir (Haapasalo ve Shen 2013). Ni-Ti alaşımı üzerine stres uygulandığında, östenit formu, stresi arttırmadan (%8'e kadar) daha fazla gerilimi barındırabilen martensit (gerilim kaynaklı martensit) formuna dönüştürülür. Sonuç olarak, Ni-Ti alaşımı, süperelastisite olarak da bilinen dönüşümsel esnekliğe veya deforme olduktan sonra orijinal şekline dönme yeteneğine sahiptir (Zhou ve ark. 2013). Stresin neden olduğu martensitik durum, oda sıcaklığında stabil değildir, bu nedenle, stres serbest bırakıldığında martensitiktен östenit fazına ani dönüşüm meydana gelir. Bu, kanaldan (Viana ve ark. 2010) çıkarıldığında endodontik eğerin orijinal şekline geri dönmesine yol açar.

Östenit eğerler; geleneksel Ni-Ti, M-Wire, R fazı ve Electropolishing içermektedir.

### **2.8.2. Martensitik Ni-Ti Alaşımlar**

Martensit Ni-Ti 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 bildirmişlerdir. Esas olarak martensit fazı içeren endodontik döner eğer sistemleri üretmek için Ni-Ti alaşımının dönüşüm sıcaklıkları yükseltilmelidir.

Martensitik eğerler; CM-Wire, Gold ve Blue ısıl işlem ve Max-Wire içermektedir.

## 2.9. Ni-Ti Alaşımı Üzerinde Yapılan İşlemlerin Gelişim Süreci

### 2.9.1. Electropolishing (Elektro-Kimyasal Cilalama)

Elektro-kimyasal cilalama ilk olarak 1999 yılında uygulanmış olup Ni-Ti eğerlerinde pürüzsüz yüzey elde etme yöntemidir (Tripi ve ark. 2006; Cheung ve Darvell 2007). İlk olarak İsviçre’de eğerlerin üretimi sonrası uygulanmıştır. Elektro-kimyasal cilalama kesme etkinliğini ve döngüsel yorulma direncini arttırken, üretim aşamasındaki defektleri azaltmaktadır (Rapisardaa ve ark. 2000; Miao ve ark. 2001). Üretici, Twisted File’ın (TF) yüzey düzensizliklerini azaltmak için elektro-kimyasal cilalama işleminin uygulandığını bildirmiştir (Sabala 2010). Yapılan bir çalışmada, araştırmacılar yorgunluk testinden önce ve sonra bir tarama elektron mikroskobu ile TF'lerin yüzeyini incelemişlerdir. Çatlak yayılım yolunun, TF için elektro-kimyasal cilalama yapılmamış (Helix ve ProTaper) eğerlere göre farklı olduğu görülmüştür. Çatlak yayılımı, TF eğerlerinin yüzey dokusu ile ilişkili olmayan kıvrımlı, doğrusal olmayan bir yol göstermiştir. Buna karşılık, ProTaper ve Helix eğerlerinde, çatlakların oluklar boyunca uzandığı bildirilmiştir. Çalışmanın sonucunda araştırmacılar, TF'lerde döngüsel yorgunluk direncinin, elektro-kimyasal cilalama yapılmamış eğerlere göre daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir (Kim ve ark. 2010). Race, BT Race (tüm race serileri) (FKG, İsviçre), EndoSequence (Brasseler, ABD), Twisted File, Twisted File Adaptive (Sybron Endo, ABD) örnek sistemlerdir.

### 2.9.2. M-Wire

Gelişmiş döngüsel yorulma direncine sahip, daha esnek bir Ni-Ti alaşımı üretmek amacıyla Sportswire LLC (Langley, OK, ABD) 2007 yılında tescilli bir termomekanik üretim prosedürü geliştirmiştir. Eğerler üretilmeden önce ısıl işlemler gerçekleştirilmiştir. Yeni geliştirilen Ni-Ti alaşımının adı M-Wire olarak bildirilmiştir (Gambarini ve ark. 2008). Vücut sıcaklığında stabil olan ısıl işlemler uygulanarak işlenmiş Ni-Ti alaşımlardır. Deforme olmuş ve mikro-ikizlenmiş martensit, R-fazı ve östenit olmak üzere üç kristal faz içermektedir. Martensit fazının varlığı eğerin yorulma direncini arttırmaktadır. M-Wire eğerleri arasında Dentsply’ın ProFile GT Series X, ProFile Vortex, Vortex Blue ve Protaper Next bulunur.

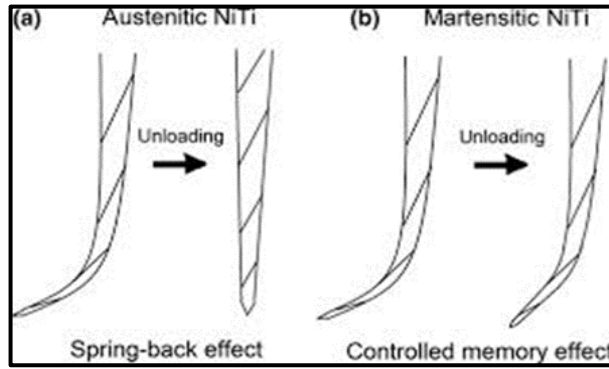
### 2.9.3. R-Faz

R fazı (martensitik öncesi), martensitik ve östenitik formlar arasındaki ısıtma veya soğutma eğrisi üzerinde çok dar bir sıcaklık aralığı boyunca meydana gelmektedir. 2008 yılında eğelerin üretimi sonrası bu ısıl işlem uygulanmaktadır. Bu eğeler, geleneksel Ni-Ti eğelerine göre daha fazla esnekliğin yanı sıra döngüsel yorgunluğa karşı daha fazla dirence sahiptir (Ha ve ark. 2013). Büküm yöntemi kullanılarak üretilen Twisted File buna bir örnektir. Temel östenit fazı, ısıtma ve soğutma ile R fazına dönüştürülür. Seri ısıtma ve soğutma, bükülmüş R-fazını, stres altındayken süperelastik hale gelen östenit kristal fazına geri dönüştürecektir. Bu ısıl işlemler Twisted File'ın döngüsel yorgunluk direncinde artışa neden olabilmektedir (Shen ve ark. 2013). Bununla birlikte, literatür, R-fazı eğelerinin geleneksel Ni-Ti eğelerinden daha düşük torsiyonel direncine sahip olduğunu bildirmektedir (Casper ve ark. 2011; Yum ve ark. 2011).

### 2.9.4. CM Wire

CM Wire (Control Memory) (DS Dental, Johnson City, TN), 2010 yılında piyasaya sürülmüştür. Diğer Ni-Ti eğelere kıyasla daha düşük nikel içeriğine (% 52 ağırlık) sahiptirler. Yüksek esneklik özelliğini dahil etmek için bu eğeler, şekil hafızası etkisini de geliştiren özel termo-mekanik işleme tabi tutulmuşlardır. Sonuç olarak, bükülme sonrası eski şekillerine dönme özelliğine sahip değildirler ve ısı uygulaması veya otoklavlama prosedüründen sonra orijinal şekli eski haline dönebilmektedir. Klinik olarak, eğri bir kanala yerleştirilmeden önce, özellikle ağız açıklığı sınırlı olan hastalarda bu eğeler önceden bükülebilme avantajına sahiptirler. Östenit bitirme sıcaklığı çalışma sıcaklığının üzerinde olduğu için CM Wire eğelerin kararlı martensit fazı vardır. Bu, termal olarak işlenmiş kontrollü bellek alaşımlarının vücut sıcaklığında çoğunlukla veya tamamen martensit fazında olacağı anlamına gelmektedir (Şekil 2.9) (Metzger ve ark. 2010). CM Wire eğeleri, orijinal şekillerine geri dönmedikleri için benzersiz üretim süreçleri nedeniyle döngüsel yorgunluğa karşı daha fazla dirence sahiptir (%300-%800 daha fazla yorgunluğa dayanıklı) (Shen ve ark. 2011). Bununla birlikte, kullanım sırasında artan kalıcı plastik deformasyon eğiliminin önemli bir dezavantajı vardır. Bu zayıflık nedeniyle, bu eğeler sadece tek kullanımlıktır (Peters ve ark. 2012). Bazı ticari CM Wire eğe sistemleri arasında Hyflex CM, Thyphoon

Infinite Flex NiTi Dosyaları, V-Taper 2H ve Hyflex elektrik deşarjı işleme (EDM) bulunur.



Şekil 2. 9. (a) Östenitik Ni-Ti alaşımların spring-back etkisi (b) martensitik Ni-Ti alaşımların kontrollü hafıza etkisi (Shen ve ark. 2013)

### 2.9.5. Gold Blue Isıl İşlem

2012 yılında CM Blue, 2014 yılında CM Gold, tekrarlanan ısıtma ve soğutma işlemi sonucu yüzeyde oksit tabakasının kalınlığına göre farklı renklere sahip eğe sistemleri üretilmiştir. İkiisi gold ikisi blue olacak şekilde 4 farklı eğe sistemi mevcuttur. Bunlardan ikisi resiprokal hareketle kullanılır (Reciprocal Blue, VDW; WaveOne Gold) diğer ikisi de rotasyon hareketiyle kullanılmaktadır (ProFile Vortex Blue; ProTaper Gold) (Zupanc ve ark. 2018). Bu sistemler deforme olabilir ve dolayısıyla kontrollü hafıza etkisi de sergileyebilir (Plotino ve ark. 2014). Vortex Blue eğe sistemindeki post-machining ısıtma işlemi bir sonucu olarak yüzeyde kalan ayırt edici mavi renkten 60-80 nm kalınlığındaki titanyum oksit tabakasının sorumlu olduğu bilinmektedir. Vorteks Blue eğe sistemindeki rijit titanyum oksit tabakası onu Profile Vorteks'e göre daha dayanıklı hale getirmiştir. Kesme etkinliği, esnekliği ve metal yorgunluk direncinin daha yüksek olmasını sağlamıştır (Pereira ve ark. 2015). Vortex Blue'nun östenit bitiş sıcaklığının vücut sıcaklığı (37 °C) civarında olduğu, martensitik başlangıç sıcaklığının ise 31°C civarında olduğu bulunmuştur. Daha düşük dönüşüm sıcaklıklarına sahip olmalarına rağmen, bu sistemler M Wire göre daha fazla miktarda stabil martensit içermektedir, bu durum alaşımın yumuşaklığını ve sünekliğini arttırmaktadır (Shen ve ark. 2015). Gold ısıtma işlem görmüş eğeler için, ayırt edici renkten 100-140 nm kalınlığında titanyum oksit tabakası sorumludur. ProTaper Gold, vücut sıcaklığının çok üzerinde bir dönüşüm sıcaklığına (50°C) sahiptir ve klinik koşullar altında esas olarak martensitik veya R-fazına yol açan artmış esneklik özelliği ve dögüsel yorgunluk direncinde de artış bildirilmiştir (Duke ve ark. 2015). Tüm Blue

ve Gold ısıtma işlem görmüş eğelerin esnekliği ve yorulma direncinin, geleneksel Ni-Ti ve M wire eğelerle karşılaştırıldığında yüksek olduğu bulunmuştur (Kaval ve ark. 2016; Özyürek 2016). Tüm Blue ve Gold ısıtma işlem görmüş sistemler, özellikle şiddetli eğrilik olan kanallarda, iyi bir şekilde ortalanmış kanal preparasyonuna olanak sağlamaktadır (Elnaghy ve Elsaka 2016; Duque ve ark. 2017).

### **2.9.6. Max Wire**

Yakın zamanda FKG Dentaire tarafından tanıtılan Max-Wire (Martensite-Ostenit-elektrolitik-fileX), hem şekil hafızasını hem de süper elastisiteyi klinik uygulamalarda tek bir sistemde birleştiren ilk endodontik döner ege sistemidir. Max-Wire'in piyasada bulunan iki egesi XP-endo Shaper ve XP-endo Finisher'dır (FKG Dentaire). Bu eğeler, oda sıcaklığında martensitik fazda nispeten düzdür ve kanal içi sıcaklığa maruz bırakıldığında östenitik faza, faz dönüşümü nedeniyle kavisli şekle dönüşür. Bu nedenle, kanala yerleştirildiğinde (martensit durumundan östenit durumuna) şekil hafızasına sahiptir ve kanal hazırlığı sırasında süper esneklik sergiler. Bu eğelerin kavisli şekli, kanal düzensizliklerine çok iyi uyum göstermelerini sağlar (Zupanc ve ark. 2018). Yapılan çalışmalar, Hyflex CM, Vortex Blue ve iRaCe'ye kıyasla XP-endo Shaper'ın döngüsel yorgunluk direncinin önemli ölçüde arttığını bildirmiştir (Bansode ve ark. ; Silva ve ark. 2018). Bununla birlikte, Vortex Blue'ya kıyasla daha az torsiyonel dirence sahiptirler (Elnaghy ve Elsaka 2018; Silva ve ark. 2018).

### **2.9.7. CM-EDM ( Electrodischarge Machining)**

2016 yılında 'spark-erosion' teknolojisi ( ısısal bir erozyon uygulaması) ile üretilmiştir. Metal yüzeyi ısıtılarak kısmen buharlaştırılır ve geriye aşınmış bir yüzey kalır. Sonrasında, 300-600°C arasında sıcaklıklarda ısıtma işlem uygulanır.

EDM üretim yönteminin, ege'nin döngüsel yorgunluğuna olan direncini %700'den fazla arttırdığı gösterilmiştir. Hyflex EDM ( Coltene/Whaledent, İsviçre) örnek sistemlerdir (Gavini ve ark. 2018).

### **2.9.8. T-Wire ve C-Wire**

2017 yılında uygulanmış yeni ısıtma işlemleridir. 2Shape ege sistemi T-Wire ağına örnek sistemlerdir. 2Shape eğelerinin kırılmaya karşı direncinin geleneksel

Ni-Ti eğelere göre %40 oranında arttığı bildirilmiştir (Gavini ve ark. 2018). One Curve döner eğeleri C-Wire alaşımından üretilmiş olup, eğenin şekil hafızasının kontrol edilebildiği belirtilmiştir. C-Wire alaşımından üretilen One Curve eğelerinin geleneksel Ni-Ti ve M-Wire’den üretilen eğelere göre kırılmaya karşı dirençlerinin daha fazla olduğu bildirilmişken, CM Wire ile kıyaslandıklarında evre sıcaklığına göre benzer ya da daha iyi sonuçlar sergiledikleri belirtilmiştir (Elnaghy ve Elsaka 2018).

## **2.10. Döngüsel Yorgunluk Test Düzenekleri**

Döngüsel yorgunluk terimi; kurvatürlü kanallarda sürekli rotasyon yapan eğenin metal yorgunluğu sebebiyle zayıflamış eğeye devamlı gelen sıkıştırma ve gerilme kuvvetleri sonucunda kanal içerisinde en fazla büküldüğü noktadan kırılması olarak tanımlanmıştır (Sattapan ve ark. 2000). Döngüsel stres sebebiyle kırılan eğeler, tüm kırılan eğelerin % 44-91’ini oluşturmaktadır (Cheung ve ark. 2005; Spanaki-Voreadi ve ark. 2006; Wei ve ark. 2007). Kurvatürlü kök kanallarında sürekli rotasyon yapan eğe sistemlerinin kırılmaya dayanıklı olması kök kanal tedavisi için büyük avantaj sağlamaktadır. Son yıllarda çeşitli Ni-Ti eğe sistemleri için “döngüsel yorgunluk direnci” çalışmaları yapılmıştır. Tüm bu çalışmalar, eğelerin kurvatürlü yapay kanallarda kırılmadan önce ne kadar kullanılabileceğini belirlemeye yöneliktir. Döngüsel yorgunluk düzeneği için 4 farklı yöntem kullanılmıştır (Alapati ve ark. 2005).

1. Eğri metal tp
2. Oluklu blok düzeneği
3. Eğimlendirilmiş düzleme karşı çevirme düzeneği
4. Dönen bir eğeyi üç noktada eğimlendiren düzenek

### **2.10.1. Eğri Metal Tp**

Araştırmacılar, eğri metal bir tüpte eğeleri çapına bakılmaksızın tp içerisinde sıkışmayacak şekilde, döngüsel yorgunluğu için test etmişler ve Ni-Ti döner eğelerin

paslanmaz çelik K tipi eğelere göre daha geç kırıldıklarını gözlemlemişlerdir (Serene 1995). Araştırmacılar (Pruett ve ark. 1997) metal tüpün kurvatür yarıçapını standartlaştırarak Lightspeed (LightSpeed Technology, San Antonio, TX, ABD) eğe sistemini test etmişlerdir. Çalışmanın sonucunda eğelerin döngüsel yorgunluğu üzerinde kurvatür yarıçapının eğrilik açısından daha önemli bir etkiye sahip olduğu bildirilmiştir. Bu deney düzeneğinin en büyük sınırlaması aynı tüp çeşitli çap ve boyutta eğeleri test etmek için kullanılmaktadır (Şekil 2a). Küçük boyuttaki eğeler metal tüp içerisinde daha az zorlanacağı için döngüsel yorgunluk süreleri daha uzun olacaktır (Handbook 1996; Suresh 1998; Schijve 2001).

### **2.10.2. Oluklu Blok Düzeneği**

İlk olarak Haikel ve ark (1991) tarafından paslanmaz çelik eğeleri test etmek için önerilen oluklu blok düzeneği, Ni-Ti döner eğe sistemlerini (Haikel ve ark. 1999) test etmek için tekrar düzenlenmiştir. Düzenek içerisinde eğeyi sınırlandıran aynı zamanda eğenin serbestçe dönüşüne izin veren V şeklinde yapay kanal bulunmaktadır. Eğenin hareketi süresince sürtünmeye bağlı ortaya çıkacak ısı sebebiyle yağlayıcı madde kullanılmıştır (Haikel ve ark. 1991; Haikel ve ark. 1999). Yüzey gerilimi, oluğun ve dönen eğenin (Bahia ve Buono 2005) çaplarından hesaplanabilmektedir (Şekil 2b). Yine, oluk içindeki uyum derecesi gerçek eğriliği ve dolayısıyla eğeye uygulanan yüzey gerilimini ve bildirilen yorgunluk ömrünü etkileyebilir. Bunun farkında olan araştırmacılar, yapay kanalı, test edilecek eğenin çapından 0,2 mm daha büyük olacak şekilde hazırlayarak standardizasyonu sağlamaya çalışmışlardır (Grande ve ark. 2006; Plotino ve ark. 2006; Plotino ve ark. 2007).

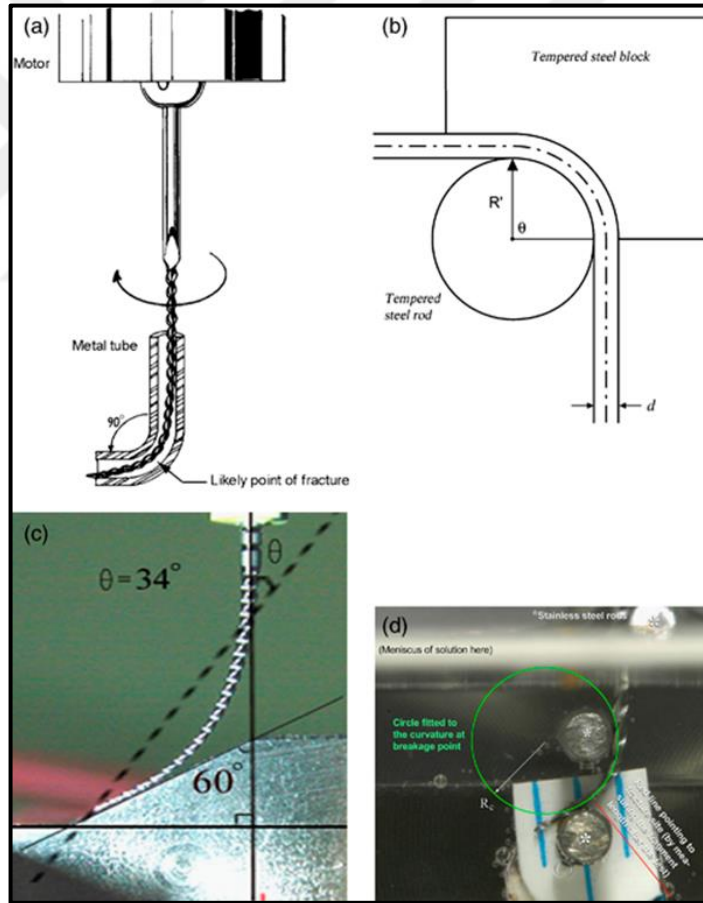
### **2.10.3. Eğimlendirilmiş Düzleme Karşı Çevirme Düzeneği**

Araştırmacılar, eğimlendirilmiş cilalı metal bir yüzeyde bazı Ni-Ti döner eğelerini rotasyon hareketiyle çalıştırarak eğelerin döngüsel yorgunluk direncini incelemişlerdir (Li ve ark. 2002). Eğenin eğrilik yarıçapını kontrol etmek için metal yüzeyin eğim açısı değiştirilmiştir. (Şekil 2c). Bu test yönteminin kurulumu kolaydır ve eğeye "gagalama" hareketi yaptırılabilir (tork kontrollü motorlarla), ancak yüzey gerilim genliğinin tahmin edilmesi oldukça zordur, çünkü Ni-Ti eğeler markadan markaya değişebilen eğrilik yarıçapına sahiptir (Low ve ark. 2006). Bundan dolayı,

eğimli düzlemin açısı ile eğelerin döngüsel yorgunluk direnci arasında kesin bir ilişki kurulamamıştır.

#### 2.10.4. Dönen Bir Eğeyi Üç Noktada Eğilendiren Düzenek

Bu yorulma testi yöntemi, uzun süredir mühendislik alanında kullanılmasına rağmen, endodontik literatür için oldukça yenidir. Dönen eğede (Cheung ve Darvell 2007; Cheung ve ark. 2007) dairesel eğriliği oluşturabilmek için 3 adet 2 mm çaplı pin kullanılmıştır. Eğenin apikal kısmına denk gelen pinde hazırlanan küçük V şekilli bir oluk, dönme esnasında eğenin ucunun konumunu korumaktadır. Eğe yüzeyindeki gerilim genliği bu yöntemle her bir eğe için tahmin edilebilir olmuştur (Şekil 2d). Farklı bükülme özelliklerini aynı eğenin koronal ve apikal kısımdaki bükülme özelliklerinin farklı olması eğenin orijinal formundan sapmasına yol açmaktadır.



Şekil 2. 10. Literatürde bildirilen Ni-Ti döner eğeler için çeşitli döngüsel yorgunluk test yöntemleri (a) Eğri metal tüp, (b) Oluklu blok düzeneği, (c) Eğilendirilmiş düzleme karşı çevirme düzeneği, (d) Dönen bir eğeyi üç noktada eğilendiren düzenek

## 2.10. Çalışmamızda Kullanılacak Ni-Ti Döner Eğe Sistemleri

### 2.10.1. VDW Rotate

VDW firması tarafından üretilmiştir. Bu eğe sistemi tasarım ve blue ısıl işlem kombinasyonu ile eğenin döngüsel ve torsiyonel yorgunluk direncini arttırarak eğe kırılma riskini azaltmaktadır. Isıl işlemler sebebiyle daha esnek bir yapıya sahiptir, doğal kök kanal anatomisini güvenli biçimde şekillendirir. Kesit tasarımı S şeklindedir, ortalanmamış tasarıma ve sabit konikliğe sahiptir, daha güvenli ve etkili debris atımı için daha geniş alan sağlar. Hem rotasyon hem resiprokasyon hareketiyle kullanılma seçeneği sunmaktadır. VDW Rotate 3'lü basit dizilim ve bazı klinik vakalar için daha geniş eğeler ve uyumlu gutta-perka ile steril paperpointleri ve obtürasyon ürünlerine sahip geniş bir yelpazeye sahiptir (VDW GmbH. ROTATE Broşürü).

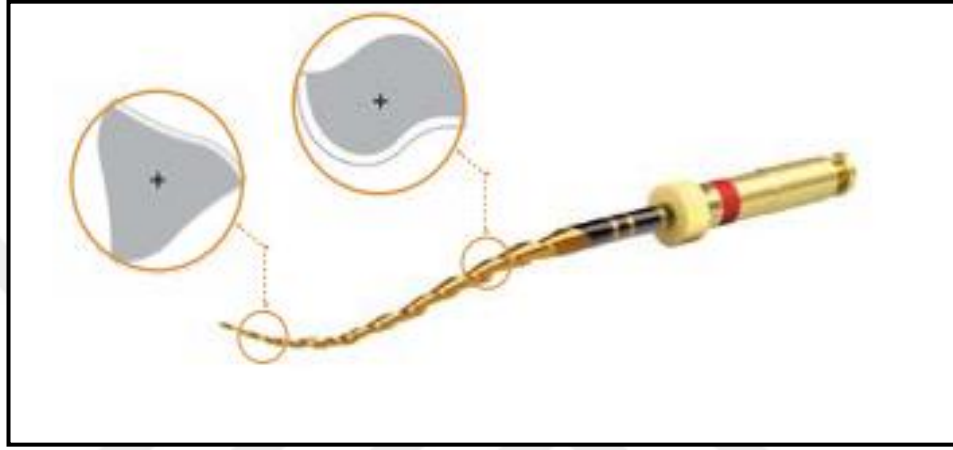


Şekil 2. 11. VDW Rotate

### 2.10.2. One Curve

2017 yılında One Shape enstrümanlarının evrimi olarak başlatılan One Curve eğeleri (OC) (Mikro Mega) tek eğe Ni-Ti döner eğe sistemi olarak geliştirilmiştir. Bu eğe sistemi tam saat yönünde rotasyon yaparak çalışan tek eğe sistemidir. OC eğeleri özel bir ısıl işlem kullanılarak C-Wire alaşımından üretilir. Başka bir deyişle, geleneksel bir östenit olan 55-Ni-Ti alaşımından yapılmıştır, bu sayede eğeye şekil hafızası özelliği ve kök kanalının şekillendirilmesini kolaylaştırmak için ön eğim özelliği kazandırılmıştır. Şekil hafızası eğeleri esas olarak martensitik fazdadır ve malzemenin hafızasını kontrol eden ve eğeleri döngüsel yorgunluğa karşı son derece esnek ve dirençli hale getiren termomekanik bir işlemlerle üretilmiştir. OC eğeleri daha iyi merkezleme ve kesme verimliliği için bıçak boyunca değişken kesite sahiptir (Şekil

2.12). Uç bölgesinin enine kesitinde üç kesme kenarı izlenirken, orta bölümlere doğru iki kesme kenarına dönüşür. Shank bölgesinde S şeklindeki enine kesit, Recipro aletlerinin enine kesit tasarımına benzeyen iki kesme kenarı gösterir. Bu tasarımın rotasyonel hareket ile eğenin dentine saplanmayı engellediği iddia edilmektedir (Cymerman ve ark. 1983). 300 rpm hızda 2.5 Ncm tork ile kullanılır. 21, 25, 31 mm uzunluklara sahip eğeleri bulunur. Kanal eğesi hiperelastik ve fazlasıyla dirençli bir egedir. Vidalanma etkisi olmadığı için kontrol tamamı ile hekimin elindedir.



Şekil 2. 12. One Curve eğe sisteminde bıçak boyunca değişken kesit tasarımı

## 2.11. Çalışmamızda Kullanılacak İrrigasyon Solüsyonları

### 2.11.1. Sodyum hipoklorit (NaOCl)

İrrigasyon solüsyonlarının kullanımı etkili kemomekanik preperasyonun önemli bir parçasıdır. Bakteriyel eliminasyonu artırır ve nekrotik doku dentin debrislerinin kök kanalından çıkarılmasını kolaylaştırır. NaOCl organik dokulara karşı kuvvetli çözücü olması, dentin kanallarına nüfuz edebilmesi ve ucuz, kayganlaştırıcı ve antiseptik olmasından dolayı kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında kullanılan en yaygın irrigasyon solüsyonudur. Düşük pH'de etkisi artmakla beraber, ideal pH'si 11-12 civarındadır. Bu pH'de su ile reaksiyona girerek hipoklorik asit (HOCl) ve hipoklorit iyonları arasında denge reaksiyonu oluşur. HOCl mikroorganizmaların hayati fonksiyonlarını doğrudan etkileyerek ölümlerine sebep olmaktadır (McDonnell ve Russell 1999). Hipoklorik asidin oksidatif fosforilasyonu ve membran ile ilgili diğer aktiviteleri bozduğu bulunmuştur (Barrette Jr ve ark. 1989). DNA sentezinin HOCl'e duyarlı olduğu da gösterilmiştir (McKenna ve Davies 1988).

NaOCl endodontide %0.5 ile %5.25 arasında değişen konsantrasyonlarda kullanılmaktadır. Genellikle %0.5-%5.25 konsantrasyonunda pH 11'de tamponlanmamış çözeltiler olarak kullanılır (McDonnell ve Russell 1999). Antibakteriyel aktivitesi ile bilinir; düşük konsantrasyonlarda bile bakterileri çok hızlı öldürmektedir. Dirençli mikroorganizma olan *Candida albicans*'ın in vitro olarak 30 saniyede hem %5 hem de %0.5 NaOCl tarafından öldürüldüğünü, oysa %0.05 ve %0.005 konsantrasyonlarının 24 saatlik inkübasyondan sonra bile mayayı öldürmek için çok zayıf olduğu gösterilmiştir (Barrette Jr ve ark. 1989). Araştırmacıların (Gomes ve ark. 2001), çeşitli konsantrasyonlarda sodyum hipokloritin *E. faecalis*'e karşı etkinliği üzerinde yapmış oldukları çalışmalarında *E. faecalis*'in %5,25'lik çözelti ile 30 saniyeden daha az bir sürede öldüğünü bildirmişlerdir. *E. faecalis* *C. albicans* ile karşılaştırıldığında sodyum hipoklorite karşı açıkça daha yüksek direnç gösterdiği çalışmalarda bildirilmiştir (Radcliffe ve ark. 2004). Tipik olarak primer apikal periodontitis, *Porphyromonas gingivalis*, *P. endodontalis* ve *Prevotella intermedia*'dan izole edilen üç Gram negatif anaerobik bakteriler kullanılarak yapılan laboratuvar deneyleri, NaOCl'e yüksek duyarlılık göstermiştir ve üç türün tümü, test edilen tüm konsantrasyonlarla 15 saniye içinde öldürüldüğü bildirilmiştir (% 0.5-5) (Vianna ve ark. 2004).

Pashley ve ark. (1985) hafif ve güçlü NaOCl çözeltilerinin biyolojik etkilerini karşılaştırmış ve %0.55 ve %1 çözeltilere kıyasla % 5.25 NaOCl ile sağlıklı doku üzerinde daha fazla sitotoksikite ve kostik etkiler gösterdiğini bildirmişlerdir. Araştırmacılar (Chang ve ark. 2001), NaOCl konsantrasyonu ile sitotoksitesisi arasındaki ilişkiyi de göstermiştir. Bu nedenle, kanal irrigasyonu için %5,25 çözeltisi yerine %0,5-1 NaOCl kullanılması tavsiye edilmektedir.

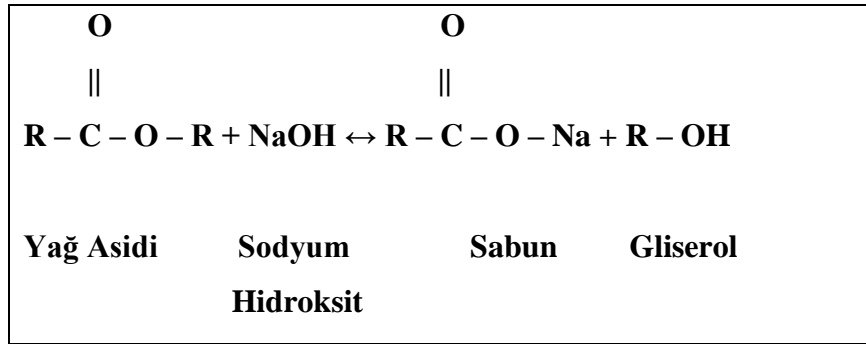
Kök kanallarının sodyum hipokloritle yıkanması sırasında birçok kimyasal reaksiyon oluşmaktadır (Haapasalo ve ark. 2014).



Şekil 2. 13. NaOCl'nin dinamik denge reaksiyonu

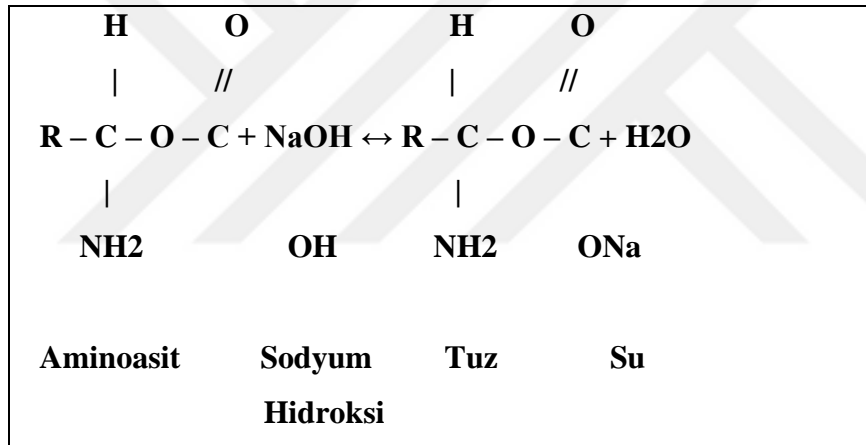
Saponifikasyon (sabunlaşma) reaksiyonu: Sodyum hipoklorit organik doku ve yağ çözücü özelliklere sahiptir. Yağ asitlerinin parçalanması sonucunda yağ asit tuzları

(sabun) ve gliserol ortaya çıkar. Bu tepkime sonucunda solüsyonun yüzey gerilimi azalmaktadır.



Şekil 2. 14. NaOCl'nin göstermiş olduğu sabunlaşma reaksiyonu

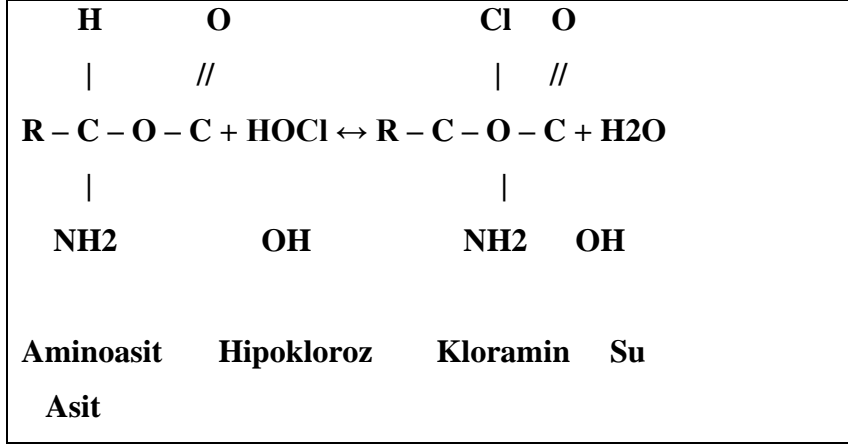
Nötralizasyon reaksiyonu: Sodyum hipoklorit tuz ve su oluşturarak amino asitleri nötralize eder. Bu esnada ortaya çıkan hidroksil iyonları ortamın pH 'sini düşürmektedir.



Şekil 2. 15. Aminoasit nötralizasyon reaksiyonu

Hipoklorik asit: Klorin suda çözüldüğünde ve organik doku ile temas ettiğinde hipoklorik (HA) asit oluşur. Bu zayıf bir asittir ve yükseltgen olarak davranır. Hipoklorik asit ve hipoklorit iyonları (OCl) aminoasitlerin parçalanması ve hidrolize uğramasına yol açmaktadır.

Çözücü etki: Sodyum hipokloritten serbestlenen klorinin proteinlerin yapısındaki amino grupları ile kloramini oluşturmak üzere birleşmesi ile çözücü etkisi ortaya çıkar. Oluşan kloramin hücrenin metabolizma döngüsünü engeller. Ayrıca, sülfidril gruplarının geri dönüşümsüz olarak oksidasyonu ile bakteri enzimlerini baskılar.



Şekil 2. 16. Kloramin reaksiyonu

Yüksek pH: Sodyum hipoklorit güçlü bir bazdır ( $11 < \text{pH}$ ). Sodyum hipokloritin antimikrobiyal etkinliği, kalsiyum hidroksite benzer şekilde, yüksek pH değerlerine sahip olması ile izah edilir. Enzimlerin geri dönüşümsüz olarak baskılanması, hücre metabolizmasında meydana gelen biyosentetik değişimler ve fosfolipidlerin oluşan lipid peroksidasyonu esnasında parçalanması sonucunda sitoplazma zarının bütünlüğü bozulmaktadır (Haapasalo ve ark. 2014).

### 2.11.2. Klorheksidin (CHX)

CHX, genel olarak antiseptik ürünlerde muhtemelen en yaygın kullanılan biyosittir. Güçlü bazik bir çözeltilidir en çok tuz formunda kararlıdır. Orijinal tuz formları olan CHX asetat ve hidroklorür suda çok az çözüldüğü için CHX diglukonat ile değiştirilmiştir. Negatif yüklü hücre duvarına veya dış membrana nüfuz ederek erimesine neden olan pozitif yüklü moleküler bileşene sahiptir. Yüksek CHX konsantrasyonları hücre içi bileşenlerin pıhtılaşmasına neden olmaktadır (McDonnell ve Russell 1999).

CHX diglukonat, antimikrobiyal özellikleri, yeterliliği ve nispeten düşük toksisitesi nedeniyle diş hekimliğinde uzun süredir kullanılmaktadır. CHX'in avantajlarına rağmen, aktivitesi pH'a bağlıdır ve organik madde varlığında pH'ı büyük ölçüde azalmaktadır. Geniş antimikrobiyal spektruma sahiptir ve hem Gram-pozitif hem de Gram-negatif bakterilere ve mayalara karşı etkilidir. Hidroksiapatite bağlanma eğiliminden dolayı uzun süreli antimikrobiyal etki gösterebilmektedir (Shaker ve ark. 1988; Russell 1996).

Endodontide potansiyeli ve kullanımı son birkaç yıldır aktif olarak araştırılmaktadır. NaOCl ve CHX'in antibakteriyel etkisini karşılaştıran çalışmalar çelişkili sonuçlar vermiş olsa da, aynı konsantrasyonlarda kullanıldığında, kök kanalındaki ve enfekte olmuş dentin içindeki antibakteriyel etkilerinin benzer olduğu görülmektedir (Heling ve Chandler 1998; Buck ve ark. 2001).

CHX, NaOCl'nin bariz faydalarından biri olan organik dokuları çözme yeteneğinden yoksundur. Gram negatif bakterilere gram pozitifler kadar etkili olamamaktadır. Bu nedenle çoğu endodontik olguda ana irrigasyon solüsyonu olarak kullanılamamaktadır. İn vitro çalışmalar, CHX'in E. faecalis'e karşı antibakteriyel etkisini NaOCl'den daha üstün olduğunu kanıtlaya da, enfekte olmuş kök kanalında da bu dirençli türlere karşı CHX'in daha iyi aktivitesini doğrulayacak in vivo çalışmalar henüz mevcut değildir. Bununla birlikte, % 0.2 ile % 2 arasındaki konsantrasyonlarda CHX diglukonatın, güçlü antimikrobiyal aktiviteye sahip kök kanal irrigasyonu için iyi bir alternatif olabileceği düşünülmektedir.

### **2.11.3. Etilen Diamin Tetra Asetik Asit (EDTA)**

EDTA'nın (% 17, disodyum tuzu, pH 7) antimikrobiyal aktivitesi çok az veya hiç bulunmamaktadır. Bununla birlikte solüsyonun hücre zarını zayıflatabilme özelliği, klorheksidin gibi bakteri hücre duvarına saldıran kimyasallarla sinerji sağlayarak mikroorganizmalara zarar verebilmektedir. EDTA çözeltisi nötr veya hafif alkalidir; asidik bir pH 'deki EDTA çökmektedir (Czonstkowsky ve ark. 1990).

Dentinin inorganik bileşenini şelatlayarak smear tabakasını etkili bir şekilde uzaklaştırmaktadır. Smear tabakasını kaldırabilmesi için gereken süre yaklaşık olarak bir dakikadır. Ayrıca smear tabakasının EDTA (veya sitrik asit) ile çıkarılmasının, lokal olarak kullanılan dezenfekte edici ajanların daha derin dentin katmanlarında antibakteriyel etkilerinin arttığı gösterilmiştir (Haapasalo ve Ørstavik 1987; Ørstavik ve Haapasalo 1990). Rastgele yapılan klinik çalışmalarda, alternatif bir irrigasyon solüsyonu olarak NaOCl ve EDTA yalnız başına, NaOCl' ye göre kanal içi bakteriyel etkinliği azaltmada çok daha fazla etkili bulunmuştur (Basrani ve Haapasalo 2012).

Ni-Ti döner ege sistemleri son yıllarda endodonti pratiğinde popülarite kazanmakta ve üretici firmalar daha esnek ve kırılmaya karşı daha dirençli eğerler üretebilmek için çalışmaktadırlar. Tez çalışmamızın amacı; iki farklı ısıl işlem

uygulanmış yeni nesil döner eğe sistemlerinin çift kurvatürlü kanallarda vücut sıcaklığında döngüsel yorulma direncine üç farklı irrigasyon solüsyonunun (NaOCl, EDTA, CHX) etkisini karşılaştırmaktır. Böylece klinikte kullanılacak döner eğe sistemlerinden hangisinin kırılmaya daha dayanıklı olduğu, farklı ısıl işlem türlerinin ve farklı irrigasyon solüsyonlarının çift kurvatürlü kanallarda 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: 201924005).

Örneklem büyüklüğünü hesaplamak üzere F tests hesaplamalarından Anova: fixed effects, one –way testine dayalı örneklem güç analizi uygulanmıştır. % 90 güç ( $\beta$ ) ve 0.05 ( $\alpha$ ) hata payı ile 4 grup için örneklem büyüklüğünün her bir grupta 15 toplamda ise 60 olması koşulunda etki büyüklüğünün (effect size f) 0.51 olduğu tespit edilmiştir.

#### 3.1. Örneklerin Hazırlanması

Tez çalışmamızda, farklı ısıl işlem ile üretilmiş iki ayrı Ni-Ti döner ege sistemlerinin vücut sıcaklığında (37°C de) dögüsel yorgunluk dirençlerine % 2.5'lik NaOCl, % 17'lik EDTA, % 2'lik CHX'in etkisi karşılaştırılmıştır. Altmış adet One Curve (25.06) ve altmış adet VDW Rotate (25.06) olmak üzere toplam 120 adet ege kullanılmıştır (Tablo 3.1).

**Tablo 3. 1.** Çalışmamızda kullanılan Ni-Ti döner ege sistemleri ve özellikleri

Ni-Ti Döner Ege Sistemi	Üretim şekli	Firma adı
VDW Rotate	Blue işlem	VDW, Munich, Germany
One Curve	C-Wire	Micro-Mega, Besancon, Fransa

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

**Tablo 3. 2.** Çalışmamızda kullanılan deney grupları

Gruplar	Ni-Ti eğeler	Solüsyon	Boyut
1.Grup	One Curve	NaOCl	25.06
2.Grup	One Curve	EDTA	25.06
3.Grup	One Curve	CHX	25.06
4.Grup	One Curve	Distile su	25.06
5.Grup	VDW Rotate	NaOCl	25.06
6.Grup	VDW Rotate	EDTA	25.06
7.Grup	VDW Rotate	CHX	25.06
8.Grup	VDW Rotate	Distile su	25.06

Grup 1 (n=15): One Curve; bu eğeler teste tabi tutulmadan önce 37°C sıcaklıkta % 2.5'lik NaOCl solüsyonuna beş dakika boyunca dinamik olarak daldırıldıktan 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 2 (n=15): One Curve; bu eğeler teste tabi tutulmadan önce 37°C sıcaklıkta % 17'lik EDTA solüsyonuna beş dakika boyunca dinamik olarak daldırıldıktan hemen sonra, test cihazına bağlı endodontik motorla (X-Smart Plus; Dentsply Sirona) üretici firmanın talimatına uygun olarak; 300 Rpm ve 2.5 Ncm tork değerinde kullanıldı.

Grup 3 (n=15): One Curve; bu eğeler teste tabi tutulmadan önce 37 °C sıcaklıkta % 2'lik CHX solüsyonuna beş dakika boyunca dinamik olarak daldırıldıktan hemen sonra, test cihazına bağlı endodontik motorla (X-Smart Plus; Dentsply Sirona) üretici firmanın talimatına uygun olarak; 300 Rpm ve 2.5 Ncm tork değerinde kullanıldı.

Grup 4 (n=15): One Curve; bu eğeler teste tabi tutulmadan önce 37°C sıcaklıkta distile su (kontrol grubu) 'ya beş dakika boyunca dinamik olarak daldırıldıktan hemen sonra, test cihazına bağlı endodontik motorla (X-Smart Plus; Dentsply Sirona) üretici firmanın talimatına uygun olarak; 300 Rpm ve 2.5 Ncm tork değerinde kullanıldı.

Grup 5 (n=15): VDW Rotate; bu eğeler teste tabi tutulmadan 37°C sıcaklıkta % 2.5'lik NaOCl solüsyonuna beş dakika boyunca dinamik olarak daldırıldıktan hemen sonra, test cihazına bağlı endodontik motorla (X-Smart Plus; Dentsply Sirona) üretici firmanın talimatına uygun olarak; 300 Rpm ve 2.3 Ncm tork değerinde kullanıldı.

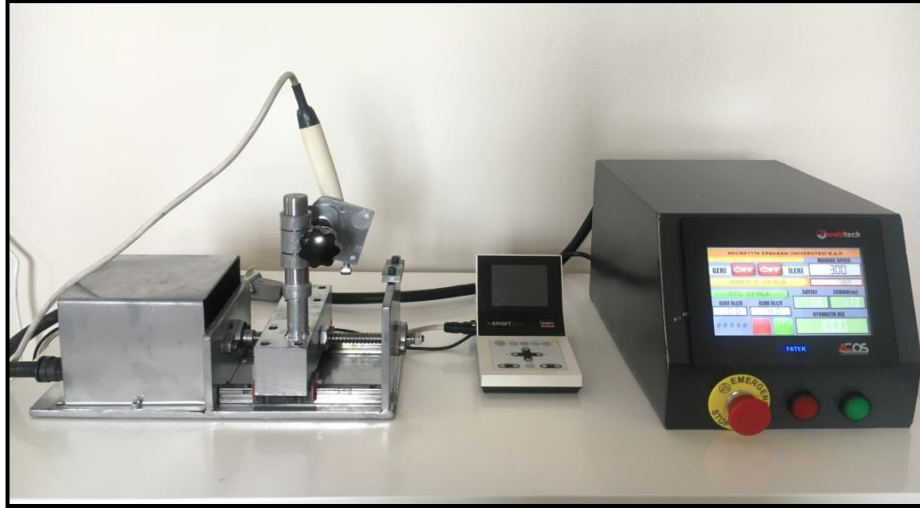
Grup 6 (n=15): VDW Rotate; bu eğeler teste tabi tutulmadan 37°C sıcaklıkta % 17'lik EDTA solüsyonuna beş dakika boyunca dinamik olarak daldırıldıktan hemen sonra, test cihazına bağlı endodontik motorla (X-Smart Plus; Dentsply Sirona) üretici firmanın talimatına uygun olarak; 300 Rpm ve 2.3 Ncm tork değerinde kullanıldı.

Grup 7 (n=15): VDW Rotate; bu eğeler teste tabi tutulmadan 37°C sıcaklıkta % 2'lik CHX solüsyonuna beş dakika boyunca dinamik olarak daldırıldıktan hemen sonra, test cihazına bağlı endodontik motorla (X-Smart Plus; Dentsply Sirona) üretici firmanın talimatına uygun olarak; 300 Rpm ve 2.3 Ncm tork değerinde kullanıldı.

Grup 8 (n=15): VDW Rotate; bu eğeler teste tabi tutulmadan 37°C sıcaklıkta distile su (kontrol grubu) 'ya beş dakika boyunca dinamik olarak daldırıldıktan hemen sonra, test cihazına bağlı endodontik motorla (X-Smart Plus; Dentsply Sirona) üretici firmanın talimatına uygun olarak; 300 Rpm ve 2.3 Ncm tork değerinde kullanıldı.

### **3.2. Döngüsel yorgunluk test cihazının yapımı**

Çalışmamızda kullanılan Ni-Ti 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 ayarlanabilmekte, başlangıç noktası hesaplanması yapılabilmektedir. Cihaz, eğe dönmeye başladığı andan kırılma anına kadar olan zamanı, ekranda saniye olarak göstermekte ve eğenin kırılma anı görsel olarak tespit edilmektedir.



Şekil 3. 1. Dinamik yorgunluk test cihazı

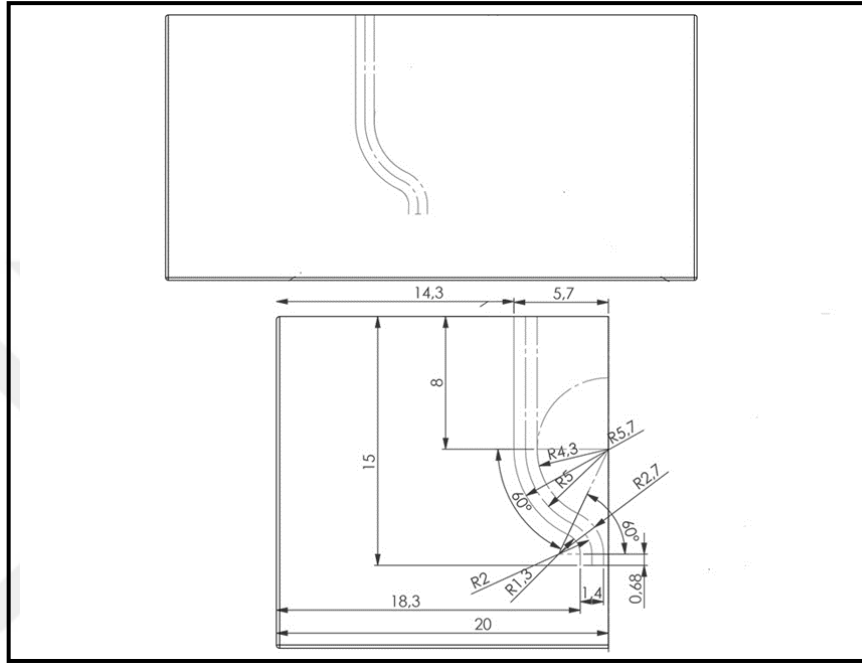


Şekil 3. 2. Döngüsel yorgunluk test cihazı kullanım ayarlarının yapıldığı kontrol ünitesi

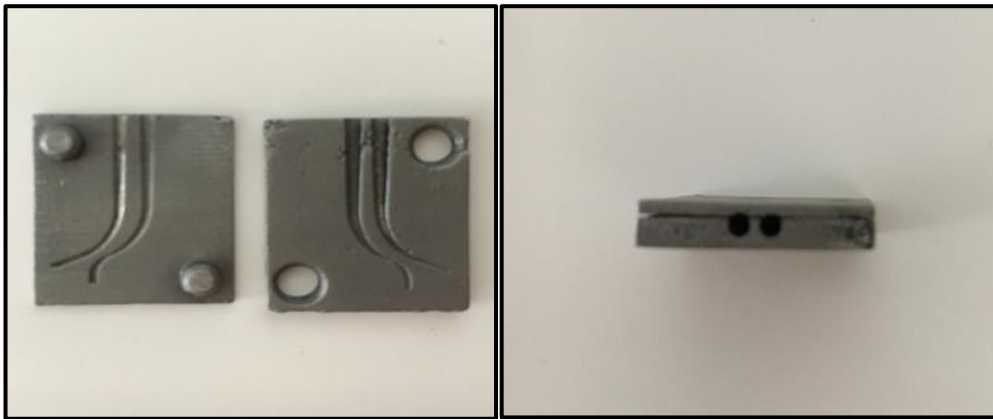
### 3.3. Yapay Kanalların Hazırlanması

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  $220 \text{ kgf} / \text{mm}^2$  Vickers sertliğine sahip Ni-CrMo'den yapılmış (%65,2 Ni, %22,5 Cr, %9,5 Mo, %1,5 Si, Mn, Nb) yapılmış döküm metal alaşım olan Wirocer Plus (Bego, Lincoln, ABD) blok kullanıldı. Paslanmaz çelik bloklar içerisinde yapay kanallar CNC makinaları ile oluşturuldu. Bloklar 2 eş parçanın birbirlerine geçebileceği şekilde yapıldı (Şekil 3.4). Paslanmaz çelik blokların kanal kurvatür yarıçapı ve açısı Pruett ve ark. (1997)

tarafından belirlenen kriterlere göre tasarlandı. Çift kavisli yapay kanalların ilk koronal kurvatürü, 5 mm kurvatür yarıçapına, 60 ° kurvatür açısına sahiptir ve kurvatür merkezi kanalın ucundan 8 mm uzaktadır. İkinci apikal kurvatür, 2 mm kurvatür yarıçapına, 60 ° kurvatür açısına sahiptir ve kurvatür merkezi kanalın apikal ucundan 2 mm uzaklıktadır. Yapay kanalın çalışma uzunluğu 15 mm ve iç çapı 1.4 mm'dir. Son aşama olarak blok parlatıldı ve kullanıma hazır hale getirildi.



Şekil 3. 3. Yapay kanalın şematik şekli

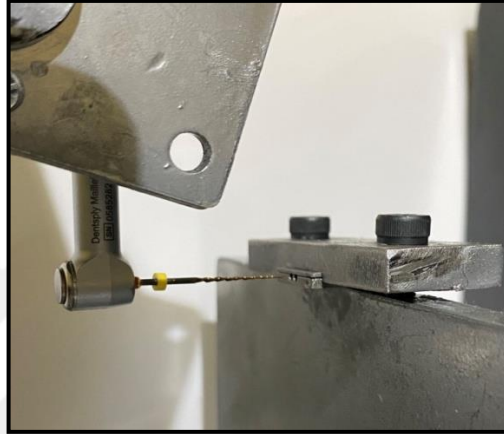


Şekil 3. 4. CNC makinalarında üretilen yapay kanalların görünümü

### 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 15 mm olarak kontrol ünitesi ile belirlendi. Her ege sisteminden 15 eğelik bir grup, testten önce farklı solüsyonlara 37°C 'lik sıcaklıkta beş dakika boyunca dinamik olarak daldırıldı. Solüsyon sıcaklığını ölçmek için dijital bir termometre (TP 101, Shenzhen, China) kullanıldı (Şekil 3.6). Tüm testler sırasında, sıcaklıklar dijital termometre ile izlenip sabit tutuldu.



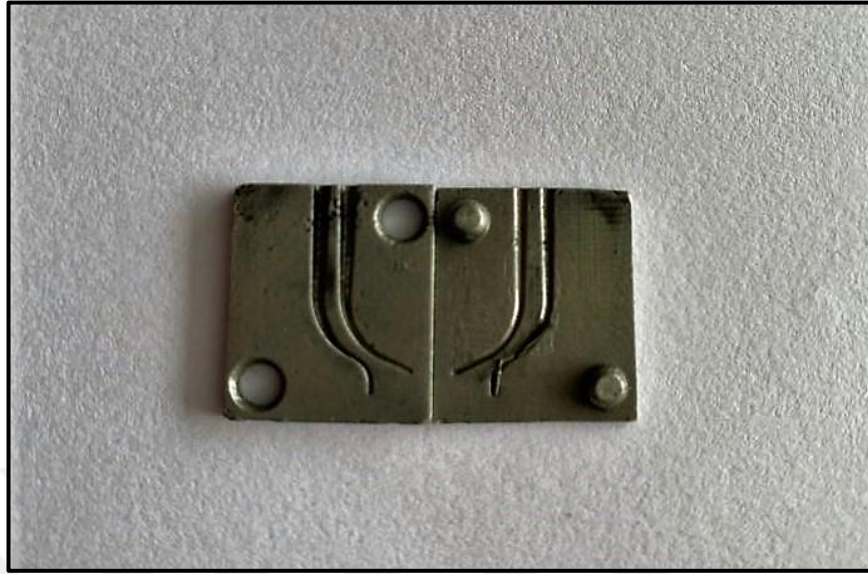
Şekil 3. 5. Yapay kanalların cihaz üzerindeki konumu



Şekil 3. 6. Çalışmamızda kullanılan dijital termometre

Ege aksiyal düzlemde ileri geri hareketini gerçekleştirirken her 5 saniyede bir 15 mm genlikle bir turu tamamladı. Tüm eğeler kırılana kadar çift kurvatürlü yapay kanal düzeneği içinde kullanıldı (Şekil 3.7). Test süresi kontrol ünitesi üzerinde dizayn edilen dijital bir kronometre ile saniye cinsinden kaydedildi. Süre hem apikal hem de koronal kurvatürde kırılan parçalar için ayrı ayrı kaydedildi. Bu prosedür tüm eğeler

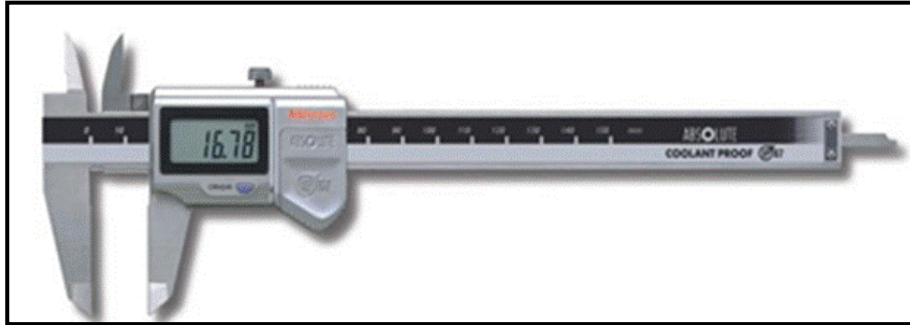
için sırasıyla tekrarlandı. Tüm döngüsel yorgunluk testleri aynı uygulayıcı tarafından yapıldı.



Şekil 3. 7. Yapay kanallardaki kırık eğe parçalarının görünümü

Eğelerin kırılma zamanı görsel olarak belirlendi. Kırılan her bir parçanın uzunluğu, dijital kumpas (Ceta Form P45D) kullanılarak mm cinsinden ölçüldü (Şekil 3.8). Eğenin kırılıncaya kadar attığı tur sayısı (KTS) aşağıdaki formül ile hesaplandı;

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

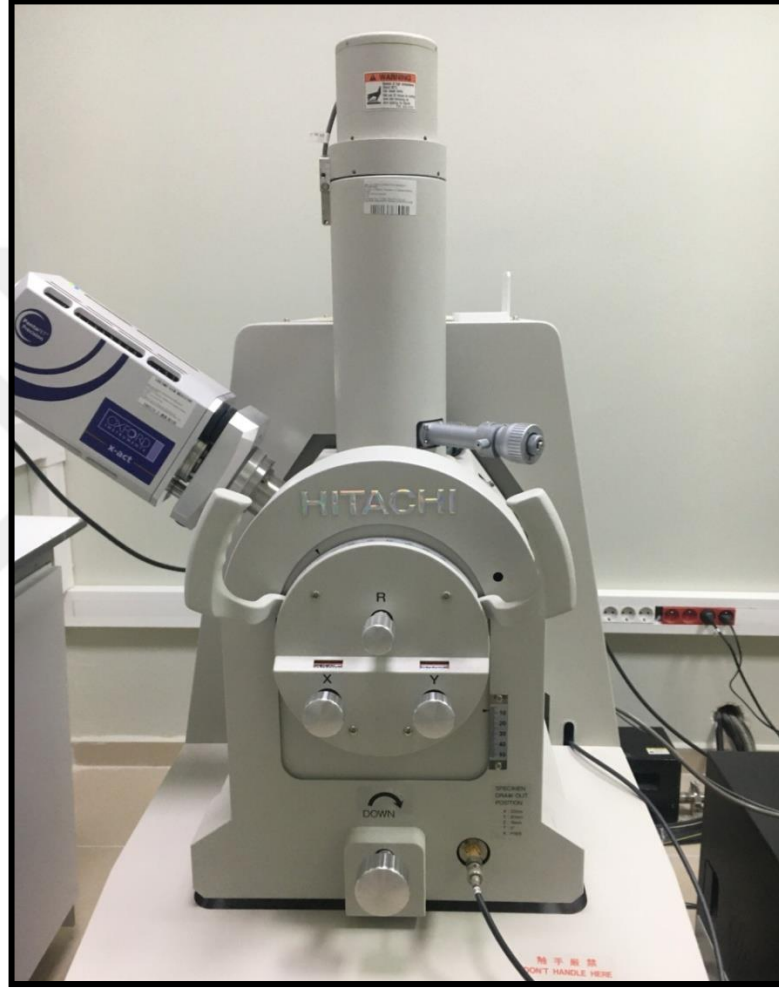


Şekil 3. 8. Çalışmamızda kullanılan dijital kumpas

### 3.5. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) 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 parçaların uzunlukları dijital kumpas (Ceta Form P45D) kullanılarak ölçülmüştür. Ni-Ti döner eğe kırıklarının dögüsel 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 3.9).



Şekil 3. 9. Çalışmamızda kullanılan SEM cihazı

### 3.6. İstatistiksel Analiz

Araştırma kapsamında VDW Rotate ve One Curve gruplarının 4 alt grubu üzerinde gerçekleştirilen çalışmada her bir alt gruptan 15 örnek alınmıştır. Veriler analize dahil edilmeden önce yapılan normallik analizinde Kolmogorov Smirnov testi sonuçlarına göre KTS ve kırılan parçanın uzunluğu ölçümlerinde dağılımın normal olduğu tespit edilmiş ( $p>0.05$ ) ve parametrik testlerin uygulanmasına karar verilmiştir. Araştırma kapsamında gruplararası karşılaştırma yapılması için ikili karşılaştırmalarda

Independent Sample T test 4 alt grup arası karşılaştırmalarda ise One-Way Anova testi ve Post-hoc testi olarak ise Tamhane T2 testinden yararlanılmıştır. Veriler SPSS 22.0 (IBM-SPSS Inc., Chicago, IL, ABD) paket programı yardımıyla analiz edilmiştir ve araştırma %90 güven aralığında  $p<0.05$  referans alınarak gerçekleştirilmiştir.



## 4. BULGULAR

Çift kurvatürlü kanallarda İki farklı ısıl işlem ile üretilmiş döner eğe sistemlerinin vücut sıcaklığında (37°C) döngüsel yorgunluk direncine farklı irrigasyon solüsyonlarının etkisinin araştırıldığı bu çalışmada her bir grupta 15 adet eğe olmak üzere toplamda 120 adet eğe kullanılmıştır. Özel olarak tasarlanmış dinamik bir test cihazında, KTS (Kırılma Gerçekleşene Kadar Eğenin Yaptığı Tur Sayısı) bir formül ile hesaplanmış ve kırılma uzunluğu milimetre (mm) cinsinden kaydedilmiştir.

### 4.1. One Curve Eğe Sisteminin KTS'sine Göre İrrigasyon Solüsyonlarının Etkisinin Karşılaştırılması

Araştırma kapsamında gerçekleştirilen ölçümlere göre çift kurvatürlü kanallarda, tüm eğeler önce apikal kurvatürde, sonra da koronal kurvatürde kırıldı. One Curve egesinin apikal kurvatüre ait alt grup örnekleri arasında, 37°C'de KTS'ye göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ( $p<0.05$ ). Apikal kurvatürde en düşük KTS EDTA ( $964,3\pm365,8$ ) alt grubu örneklerinde, en yüksek KTS ise kontrol grubu ( $1914,7\pm721,5$ ) örneklerinde tespit edilmiştir. Gruplar arasındaki fark detaylı incelendiğinde; NaOCl grubu örneklerinde gerçekleştirilen ölçümün kontrol grubu örnekleri ile arasında anlamlı bir farklılık bulunmaktadır. EDTA grubu örneklerinde gerçekleştirilen ölçümün CHX ve kontrol grubu örnekleri ile arasında anlamlı bir farklılık bulunmaktadır.

One Curve egesinin koronal kurvatüre ait alt grup örnekleri arasında, 37°C'de KTS'sine göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ( $p<0.05$ ). Koronal kurvatüre ait en düşük KTS EDTA ( $1075\pm351,9$ ) grubunda, en yüksek KTS ise kontrol grubunda ( $2096,3\pm784,7$ ) tespit edilmiştir. Gruplar arasındaki fark detaylı incelendiğinde; NaOCl grubu örneklerinde gerçekleştirilen ölçümün EDTA örnekleri ile arasında anlamlı bir farklılık bulunmaktadır. EDTA grubu örneklerinde gerçekleştirilen ölçümün aynı zamanda CHX ve kontrol grubu örnekleri ile arasında anlamlı bir farklılık bulunmaktadır (Tablo 4.1).

**Tablo 4. 1.**One Curve eğesinin farklı solüsyonlarda 37°C'de kırılana kadar attıkları tur sayıları

<b>One Curve</b>		
	<b>Apikal Kurvatür</b>	<b>Koronal Kurvatür</b>
	<b>KTS</b>	<b>KTS</b>
<b>Sodyum hipoklorit (a)</b>	1227,7±276,6 <sup>d^*</sup>	1488,7±277,8 <sup>b^*</sup>
<b>EDTA (b)</b>	964,3±365,8 <sup>cd</sup>	1075±351,9 <sup>acd</sup>
<b>Klorheksidin (c)</b>	1510,3±423,7 <sup>b</sup>	1633,3±422,1 <sup>b</sup>
<b>Distile su (kontrol) (d)</b>	1914,7±721,5 <sup>ab</sup>	2096,3±784,7 <sup>b</sup>

<sup>a,b,c,d</sup> işaretleri alt gruplar arasındaki karşılaştırmada anlamlı farklılıkları belirtmek üzere kullanılmıştır. <sup>^</sup> işareti alt gruplar arasında apikal ve koronal düzeyde karşılaştırmada anlamlı farklılıkları belirtmek üzere kullanılmıştır.

#### **4.2. One Curve Eğe Sisteminin Kırılan Parça Uzunluğuna İrrigasyon Solüsyonlarının Etkisinin Karşılaştırılması**

One Curve eğesinin apikal kurvatüre ait alt grup örnekleri arasında 37°C'de kırılan parçanın uzunluğuna göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ). One Curve eğesinin koronal kurvatürüne ait alt grup örnekleri arasında 37°C'de kırılan parçanın uzunluğuna göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ( $p<0.05$ ). Bu anlamlı farklılık detaylı olarak incelendiğinde; NaOCl ( $2,45±0,67$ ) ve kontrol grubu ( $3,43±0,61$ ) arasında ortaya çıkmaktadır (Tablo 4.2).

**Tablo 4. 2.** One Curve eğesinin farklı solüsyonlarda 37°C'de kırılan parça uzunluklarının ortalaması ve standart sapmaları

One Curve		
	Apikal Kurvatür	Koronal Kurvatür
	Kırık parça uzunluklarının ortalaması	Kırık parça uzunluklarının ortalaması
<b>Sodyum hipoklorit (a)</b>	1,69±0,43 <sup>^</sup>	2,45±0,67 <sup>d^</sup>
<b>EDTA (b)</b>	1,51±0,61 <sup>^*</sup>	2,74±0,95 <sup>^</sup>
<b>Klorheksidin (c)</b>	1,65±0,74 <sup>^</sup>	2,75±0,81 <sup>^</sup>
<b>Distile su (kontrol) (d)</b>	1,48±0,62 <sup>^</sup>	3,43±0,61 <sup>a^</sup>

<sup>a,b,c,d</sup> işaretleri alt gruplar arasındaki karşılaştırmada anlamlı farklılıkları belirtmek üzere kullanılmıştır. <sup>^</sup> işareti alt gruplar arasında apikal ve koronal düzeyde karşılaştırmada anlamlı farklılıkları belirtmek üzere kullanılmıştır.

### 4.3. VDW Rotate Eğe Sisteminin KTS'sine Göre İrrigasyon Solüsyonlarının Etkisinin Karşılaştırılması

VDW Rotate eğesinin apikal kurvatüre ait alt grup örnekleri arasında, 37°C'de KTS'sine göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ( $p<0.05$ ). Apikal kurvatürde en düşük KTS NaOCl (789±283,3) grubu örneklerinde, en yüksek KTS ise kontrol grubu (1737±253,9) örneklerinde tespit edilmiştir. Gruplar arasındaki fark detaylı incelendiğinde; NaOCl grubu örneklerinde gerçekleştirilen ölçümün CHX ve kontrol grubu örnekleri ile arasında anlamlı bir farklılık bulunmaktadır. EDTA grubu örneklerinde gerçekleştirilen ölçümün CHX ve kontrol grubu örnekleri ile arasında anlamlı bir farklılık bulunmaktadır. CHX ve kontrol grubu ölçümleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmaktadır.

VDW Rotate eğesinin koronal kurvatüre ait alt grup örnekleri arasında, 37°C'de KTS'sine göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ( $p<0.05$ ). Koronal kurvatürde en düşük KTS NaOCl (947,6±277,4) alt grubu örneklerinde, en yüksek KTS ise kontrol grubu (1836±244,8) örneklerinde tespit edilmiştir. Gruplar arasındaki fark detaylı incelendiğinde; NaOCl grubu örneklerinde gerçekleştirilen ölçümün CHX ve kontrol grubu örnekleri ile arasında anlamlı bir farklılık bulunmaktadır. EDTA grubu örneklerinde gerçekleştirilen ölçümün CHX ve kontrol grubu örnekleri ile arasında anlamlı bir farklılık bulunmaktadır. CHX ve kontrol grubu ölçümleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmaktadır (Tablo 4.3).

**Tablo 4. 3.** VDW Rotate eğesinin farklı solüsyonlarda 37°C'de kırılana kadar atıkları tur sayıları

VDW Rotate		
	Apikal Kurvatür	Koronal Kurvatür
	KTS	KTS
Sodyum hipoklorit (a)	789±283,3 <sup>cd*</sup>	947,6±277,4 <sup>cd*</sup>
EDTA (b)	1024±171,8 <sup>cd</sup>	1154,3±190,1 <sup>cd</sup>
Klorheksidin (c)	1346,6±204,7 <sup>abd</sup>	1472,7±247,1 <sup>abd</sup>
Distile su (kontrol) (d)	1737±253,9 <sup>abc</sup>	1836±244,8 <sup>abc</sup>

<sup>a,b,c,d</sup> işaretleri alt gruplar arasındaki karşılaştırmada anlamlı farklılıkları belirtmek üzere kullanılmıştır. <sup>^</sup> işareti alt gruplar arasında apikal ve koronal düzeyde karşılaştırmada anlamlı farklılıkları belirtmek üzere kullanılmıştır.

#### 4.4. VDW Rotate Eğe Sisteminin Kırılan Parça Uzunluğuna İrrigasyon Solüsyonlarının Etkisinin Karşılaştırılması

VDW Rotate grubunun apikal kurvatüre ait alt grup örnekleri arasında 37°C'de kırılan parçanın uzunluğuna göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ). VDW Rotate grubunun koronal kurvatüre ait alt grup örnekleri arasında 37°C'de kırılan parçanın uzunluğuna göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ). (Tablo 4.4).

**Tablo 4. 4.** VDW Rotate eğesinin farklı solüsyonlarda 37°C'de kırılan parça uzunluklarının ortalaması ve standart sapmaları

VDW Rotate		
	Apikal Kurvatür	Koronal Kurvatür
	Kırık parça uzunluklarının ortalaması	Kırık parça uzunluklarının ortalaması
Sodyum hipoklorit (a)	1,01±0,57 <sup>^</sup>	2,55±0,77 <sup>^</sup>
EDTA (b)	1,05±0,34 <sup>^*</sup>	3,03±1,04 <sup>^</sup>
Klorheksidin (c)	1,18±0,59 <sup>^</sup>	2,84±0,92 <sup>^</sup>
Distile su (kontrol) (d)	1,08±0,52 <sup>^</sup>	2,99±0,83 <sup>^</sup>

<sup>a,b,c,d</sup> işaretleri alt gruplar arasındaki karşılaştırmada anlamlı farklılıkları belirtmek üzere kullanılmıştır. <sup>^</sup> işareti alt gruplar arasında apikal ve koronal düzeyde karşılaştırmada anlamlı farklılıkları belirtmek üzere kullanılmıştır.

#### 4.5. Eğelerin Apikal Kurvatür ve Koronal Kurvatür de Kırılan Parça Uzunluklarının Karşılaştırılması

Örneklerin apikal kurvatür ve koronal kurvatür ölçümleri arasındaki fark incelendiğinde ise; VDW Rotate alt grupları içerisinde yalnızca kırılma uzunlukları

bakımından apikal ve koronal ölçümlerde tüm alt örneklerde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmiştir ( $p<0,05$ ).

Örneklerin apikal ve koronal ölçümleri arasındaki fark incelendiğinde; One curve alt grupları içerisinde ise kırılma uzunlukları bakımından apikal ve koronal ölçümlerde tüm alt örneklerde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmiştir ( $p<0,05$ ) (Tablo 4.5).

Yani kırılan parça uzunlukları iki eğe sistemi içinde apikal kurvatürde daha kısa, koronal kurvatürde daha uzun bulunmuştur. Bu sonuçlar dinamik yorgunluk test cihazımızın doğru çalıştığını kanıtlamaktadır.

**Tablo 4. 5.** Tüm örneklerin apikal ve koronal kurvatür de kırılan parça uzunlukları

	One Curve		VDW Rotate	
	Apikal	Koronal	Apikal	Koronal
	Kırık parça uzunluk ort		Kırık parça uzunluk ort	
<b>Sodyum hipoklorit (a)</b>	1,69±0,43 <sup>^</sup>	2,45±0,67 <sup>d^</sup>	1,01±0,57 <sup>^</sup>	2,55±0,77 <sup>^</sup>
<b>EDTA (b)</b>	1,51±0,61 <sup>^*</sup>	2,74±0,95 <sup>^</sup>	1,05±0,34 <sup>^*</sup>	3,03±1,04 <sup>^</sup>
<b>Klorheksidin (c)</b>	1,65±0,74 <sup>^</sup>	2,75±0,81 <sup>^</sup>	1,18±0,59 <sup>^</sup>	2,84±0,92 <sup>^</sup>
<b>Distile su (kontrol) (d)</b>	1,48±0,62 <sup>^</sup>	3,43±0,61 <sup>a^</sup>	1,08±0,52 <sup>^</sup>	2,99±0,83 <sup>^</sup>
	<b>p&lt;0,05</b>		<b>p&lt;0,05</b>	

<sup>a,b,c,d</sup> işaretleri alt gruplar arasındaki karşılaştırmada anlamlı farklılıkları belirtmek üzere kullanılmıştır. <sup>^</sup> işareti alt gruplar arasında apikal ve koronal düzeyde karşılaştırmada anlamlı farklılıkları belirtmek üzere kullanılmıştır.

\* işareti VDW Rotate ve One Curve düzeyindeki karşılaştırmalarda anlamlı farklılıkları belirtmek üzere kullanılmıştır.

#### 4.6. One Curve ve VDW Rotate Eğelerinin Genel Karşılaştırılması

One Curve ve VDW Rotate eğe sistemleri karşılaştırıldığında ise; her iki grubun NaOCl apikal kurvatür örnekleri arasında, KTS bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ( $p<0,05$ ). Her iki grubun NaOCl koronal kurvatür örnekleri arasında ise KTS bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ( $p<0,05$ ) (Tablo 4.6) (Tablo 4.7). One Curve eğe sistemi NaOCl

solüsyonunda VDW Rotate eğe sistemine göre daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci göstermiştir.

One Curve ve VDW Rotate eğe sistemleri karşılaştırıldığında elde edilen bir diğer anlamlı fark ise; her iki grubun EDTA apikal kurvatur örnekleri arasında kırılan parçanın uzunluğu bakımından anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p<0.05$ ) (Tablo 4.7).

**Tablo 4. 6.** One Curve ve VDW Rotate eğelerin apikal kurvatur için karşılaştırılması

	One Curve		VDW Rotate	
	Apikal Kurvatür		Apikal Kurvatür	
	KTS	Kırık parça ort	KTS	Kırık parça ort
<b>NaOCl (a)</b>	1227,7d <sup>^*</sup>	1,69 <sup>^</sup>	789 <sup>cd*</sup>	1,01 <sup>^</sup>
	<b>P&lt;0.05</b>		<b>P&lt;0.05</b>	
<b>EDTA (b)</b>	964,3 <sup>cd</sup>	1,51 <sup>^*</sup>	1024 <sup>cd</sup>	1,05 <sup>^*</sup>
		<b>P&lt;0.05</b>		<b>P&lt;0.05</b>
<b>CHX (c)</b>	1510,3 <sup>b</sup>	1,65 <sup>^</sup>	1346,6 <sup>abd</sup>	1,18 <sup>^</sup>
<b>Distile Su (Kontrol) (d)</b>	1914,7 <sup>ab</sup>	1,48 <sup>^</sup>	1737 <sup>abc</sup>	1,08 <sup>^</sup>

<sup>a,b,c,d</sup> işaretleri alt gruplar arasındaki karşılaştırmada anlamlı farklılıkları belirtmek üzere kullanılmıştır. <sup>^</sup> işareti alt gruplar arasında apikal ve koronal düzeyde karşılaştırmada anlamlı farklılıkları belirtmek üzere kullanılmıştır.

\* işareti VDW Rotate ve One Curve düzeyindeki karşılaştırmalarda anlamlı farklılıkları belirtmek üzere kullanılmıştır.

**Tablo 4. 7.** One Curve ve VDW Rotate örneklerinin koronal kurvatür için karşılaştırılması

	One Curve		VDW Rotate	
	Koronal Kurvatür		Koronal Kurvatür	
	KTS	Kırık parça ort	KTS	Kırık parça ort
<b>NaOCl (a)</b>	1488,7 <sup>b^</sup>	2,45 <sup>d^</sup>	947,6 <sup>cd*</sup>	2,55 <sup>^</sup>
	<b>p&lt;0.05</b>		<b>p&lt;0.05</b>	
<b>EDTA (b)</b>	1075 <sup>acd</sup>	2,74 <sup>^</sup>	1154,3 <sup>cd</sup>	3,03 <sup>^</sup>
<b>CHX (c)</b>	1633,3 <sup>b</sup>	2,75 <sup>^</sup>	1472,7 <sup>abd</sup>	2,84 <sup>^</sup>
<b>Distile Su</b>	2096,3 <sup>b</sup>	3,43 <sup>^</sup>	1836 <sup>abc</sup>	2,99 <sup>^</sup>
<b>(Kontrol) (d)</b>				

a,b,c,d işaretleri alt gruplar arasındaki karşılaştırmada anlamlı farklılıkları belirtmek üzere kullanılmıştır.  
<sup>^</sup> işareti alt gruplar arasında apikal ve koronal düzeyde karşılaştırmada anlamlı farklılıkları belirtmek üzere kullanılmıştır.

\* işareti VDW Rotate ve One Curve düzeyindeki karşılaştırmalarda anlamlı farklılıkları belirtmek üzere kullanılmıştır.

Gruplar arasındaki farkı değerlendirebilmek adına, çalışmamızda kullandığımız tüm eğelerin farklı irrigasyon solüsyonlarındaki KTS, kırılma uzunlukları, standart sapmaları Tablo 4.8 'da gösterilmiştir.

**Tablo 4. 8.** One Curve ve VDW Rotate eğelerinin farklı irrigasyon solüsyonlarında KTS,kırılma uzunlukları,standart sapmaları

	One Curve			VDW Rotate	
		KTS	FL	KTS	FL
<b>NaOCl(a)</b>	Apikal	1227,7±276,6 <sup>d^*</sup>	1,69±0,43 <sup>^</sup>	789±283,3 <sup>cd*</sup>	1,01±0,57 <sup>^</sup>
	Koronal	1488,7±277,8 <sup>b^*</sup>	2,45±0,67 <sup>d^</sup>	947,6±277,4 <sup>cd*</sup>	2,55±0,77 <sup>^</sup>
<b>EDTA(b)</b>	Apikal	964,3±365,8 <sup>cd</sup>	1,51±0,61 <sup>^*</sup>	1024±171,8 <sup>cd</sup>	1,05±0,34 <sup>^*</sup>
	Koronal	1075±351,9 <sup>acd</sup>	2,74±0,95 <sup>^</sup>	1154,3±190,1 <sup>cd</sup>	3,03±1,04 <sup>^</sup>
<b>CHX(c)</b>	Apikal	1510,3±423,7 <sup>b</sup>	1,65±0,74 <sup>^</sup>	1346,6±204,7 <sup>abd</sup>	1,18±0,59 <sup>^</sup>
	Koronal	1633,3±422,1 <sup>b</sup>	2,75±0,81 <sup>^</sup>	1472,7±247,1 <sup>abd</sup>	2,84±0,92 <sup>^</sup>
<b>Kontrol(d)</b>	Apikal	1914,7±721,5 <sup>ab</sup>	1,48±0,62 <sup>^</sup>	1737±253,9 <sup>abc</sup>	1,08±0,52 <sup>^</sup>
	Koronal	2096,3±784,7 <sup>b</sup>	3,43±0,61 <sup>a^</sup>	1836±244,8 <sup>abc</sup>	2,99±0,83 <sup>^</sup>

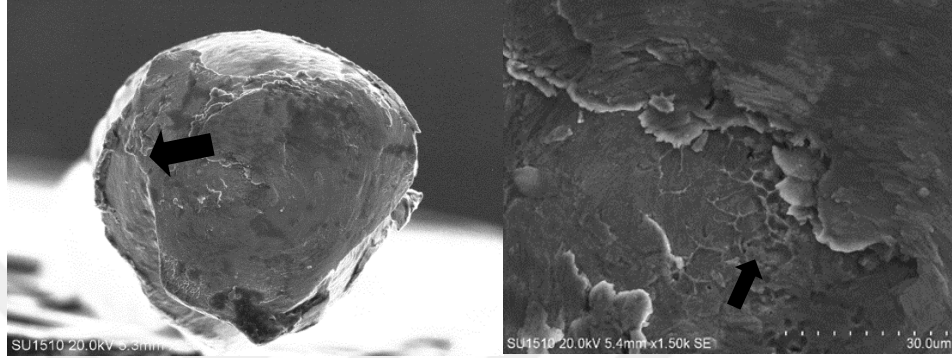
a,b,c,d işaretleri alt gruplar arasındaki karşılaştırmada anlamlı farklılıkları belirtmek üzere kullanılmıştır.

<sup>^</sup> işareti alt gruplar arasında apikal ve koronal düzeyde karşılaştırmada anlamlı farklılıkları belirtmek üzere kullanılmıştır.

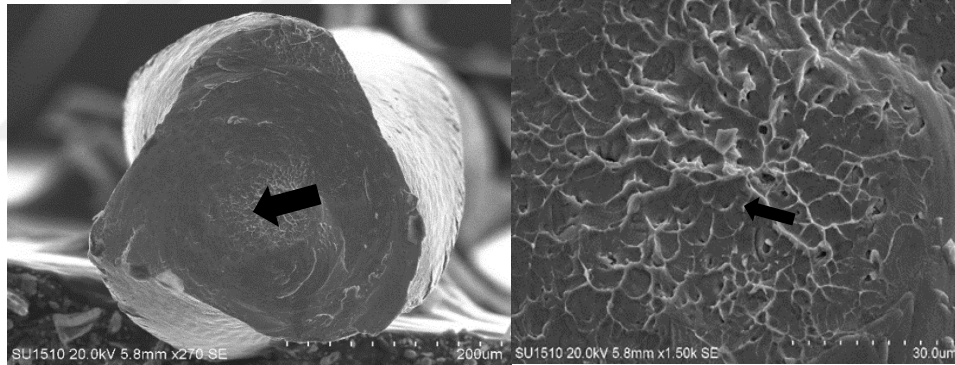
\* işareti VDW Rotate ve One Curve düzeyindeki karşılaştırmalarda anlamlı farklılıkları belirtmek üzere kullanılmıştır.

#### 4.7. SEM Analiz Bulguları

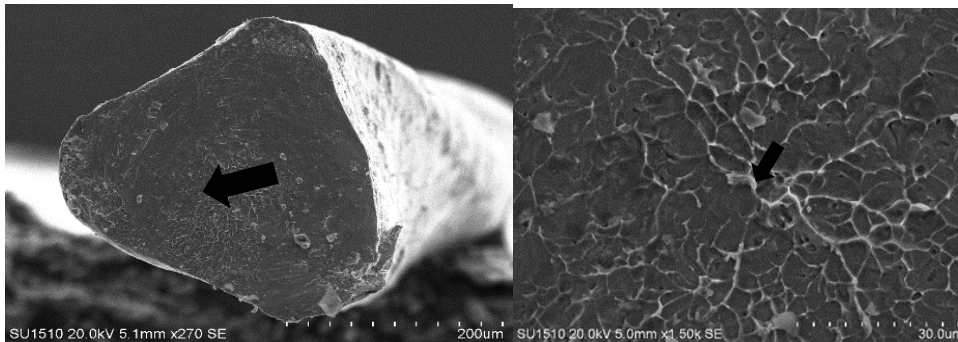
SEM analizi ile elde edilen yüzey görüntüleri, ege kırığının tipini ortaya koymuştur. Düşük büyütmelerde, sünek kırıklarla ilişkili olarak; periferde çatlağın yavaş ilerleyişini, merkezde ise fibröz lifli görüntüyü izleyebiliriz. Daha yüksek büyütmelerde bakıldığında, kırık yüzeyinin pürüzsüz bölgelerinde tipik yorgunluk çizgileri ve çok sayıda sekonder çatlaklar vardır.



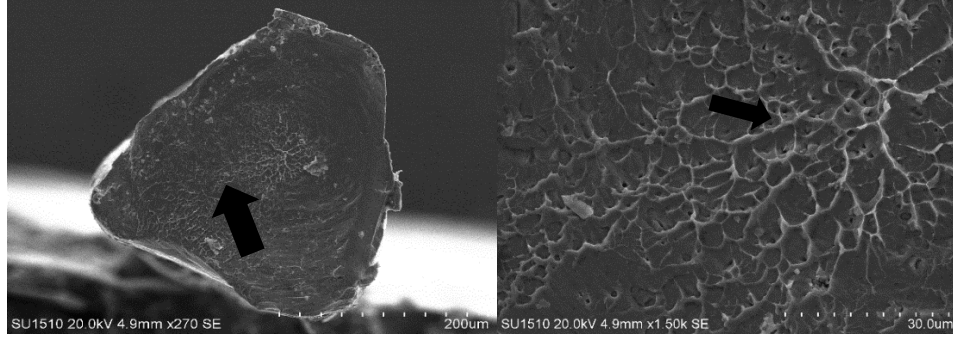
Şekil 4. 1. NaOCl'de One Curve egesinin kırık yüzey SEM görüntüsü(x250 ve x1500 büyütme)



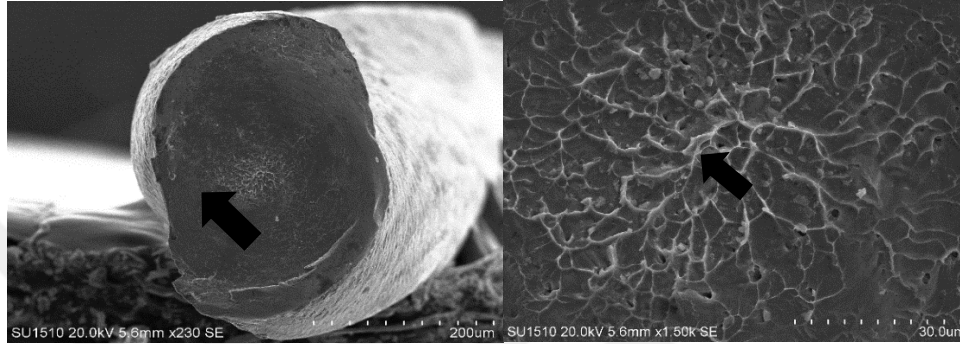
Şekil 4. 2. EDTA 'da One Curve egesinin kırık yüzey SEM görüntüsü (x250 ve x1500 büyütme)



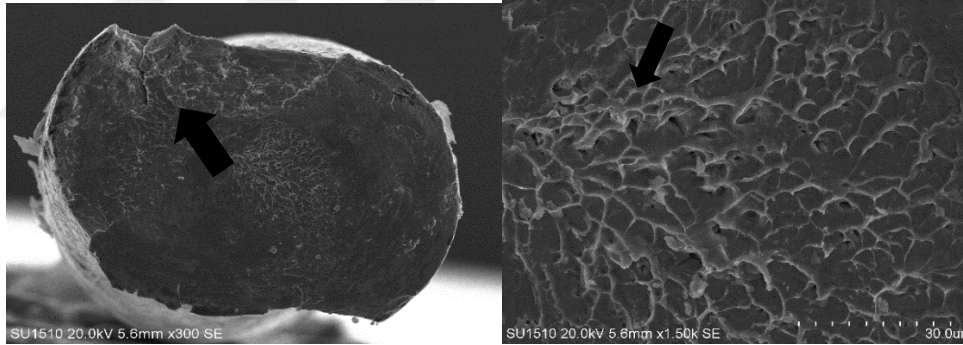
Şekil 4. 3. CHX'inde One Curve egesinin kırık yüzey SEM görüntüsü(x250 ve x1500 büyütme)



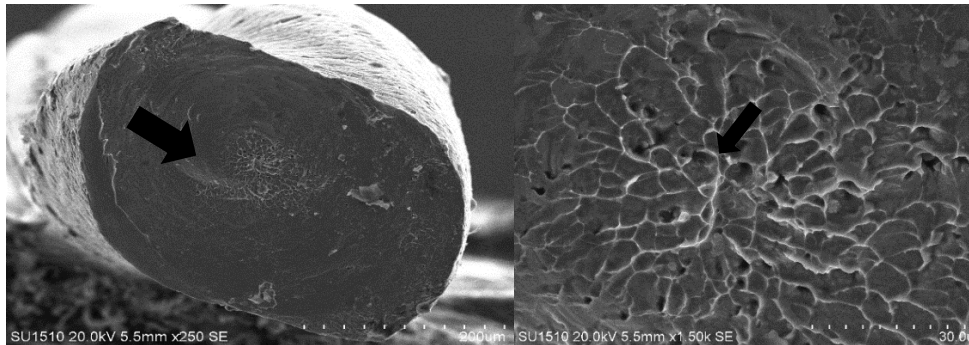
Şekil 4. 4. Distile suda One Curve egesinin kırık yüzey SEM görüntüsü (x250 ve x1500 büyütme)



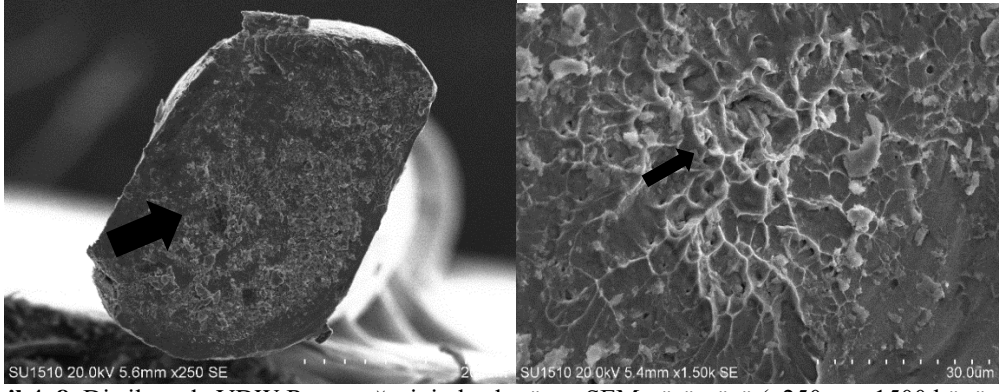
Şekil 4. 5. NaOCl'de VDW Rotate egesinin kırık yüzey SEM görüntüsü(x250 ve x1500 büyütme)



Şekil 4. 6. EDTA'da VDW Rotate egesinin kırık yüzey SEM görüntüsü (x250 ve x1500 büyütme)



Şekil 4. 7. CHX'inde VDW Rotate egesinin kırık yüzey SEM görüntüsü (x250 ve x1500 büyütme)



**Şekil 4. 8.** Distile suda VDW Rotate eğesinin kırık yüzey SEM görüntüsü (x250 ve x1500 büyütme)



## 5. TARTIŞMA

Kök kanal enstrümantasyonunun amacı, enfekte kök dentini çıkarmaya ek olarak, kök kanal sisteminin irrigasyon solüsyonları tarafından yeterli dezenfeksiyonuna izin verecek bir şekil ve kök kanal dolgu materyali için bir alan oluşturmaktır. Bu amaca ulaşmak için kullanılan eğeler paslanmaz çelikten üretilmiştir. Günümüzde yaygın olarak kullanılan Nikel-titanyum (Ni-Ti) alaşımları ise, paslanmaz çelik eğelerin yüksek elastiklik modülünün aksine esnek olmaları sebebiyle piyasaya sürülmüştür (Chen ve Messer 2002; Schäfer ve ark. 2004).

Ni-Ti döner eğelerin kullanımıyla ilgili temel sorun, döngüsel yorgunluk nedeniyle kanal içinde eğe kırıkları oluşturmalarıdır. Döngüsel yorgunluğu etkileyen diğer faktörler ise kök kanal şekli, eğenin kesitsel tasarımı, kullanılan alaşımın metalürjisi ve kullanım kinematığı olabilmektedir (Al-Sudani ve ark. 2012). Kanal içindeki kurvatürlerin açısı ve sayısı eğelerin döngüsel yorgunluk direncini test eden önemli faktörler arasındadır (Pruett ve ark. 1997). Klinik koşullar altında aynı kanalda aynı anda 2 kurvatür olabilir ve bu geometriye sahip kanallar S şekilli kanallar olarak tanımlanmaktadır. Dahası, geleneksel radyografilerde sıklıkla gözden kaçan S şekilli kanallar yalnızca konik ışınli bilgisayarlı tomografi (CBCT) ile tespit edilebilir ve bu S şekilli kanallar, başarısızlıkların temelini oluşturur. Çift kurvatürlü kanalların, tek kurvatürlü kanallarla karşılaştırıldığında, eğelerin döngüsel yorgunluk direncinin azalmasına ve kırığın daha kısa sürelerde oluşmasına neden olduğu bildirilmiştir (Al-Sudani ve ark. 2012). Literatürde, çift kurvatürlü kanallar üzerinde Ni-Ti eğelerinin döngüsel yorgunluğu üzerine az sayıda çalışma yapılmıştır (Al-Sudani ve ark. 2012; Topçuoğlu ve ark. 2016).

Ni-Ti döner eğe sistemlerinin döngüsel yorgunluğuna karşı direncini etkileyen bir diğer faktör de irrigasyon solüsyonlarıdır. Sodyum hipoklorit (NaOCl) ve EDTA, endodontide en sık kullanılan irrigasyon solüsyonlarıdır (Zehnder 2006). NaOCl, kanal içinde dezenfeksiyon, organik doku çözme ve lubrikasyon amaçları için kullanılırken, (Sonntag ve Peters 2007) EDTA, smear tabakasını ve inorganik kalıntıları (Grande ve ark. 2006) çıkarmak için kullanılır. Yapılan çalışmalarda, NaOCl ve EDTA solüsyonlarının endodontik eğelerin metal yüzeyinde korozyona ve bozulmaya neden olabileceği ve bu nedenle eğelerin kırılma direncini olumsuz yönde

etkileyebileceği bildirilmiştir (Busslinger ve ark. 1998; Ametrano ve ark. 2011). Endodontide kullanılan bir diğer irrigasyon solüsyonu klorheksidin (CHX) dir. CHX geniş antimikrobiyal spektruma sahiptir, hem gram-pozitif hem de gram-negatif bakterilere ve mayalara karşı etkilidir (Russell 1996). Literatürde CHX'in Ni-Ti döner eğelerin yüzeyinde oluşturduğu etkisiyle ilgili yapılan bir çalışmada, CHX'in kontrol grubuyla benzer sayısal veriler gösterse de yüzey değişikliğinin mevcut olduğu bildirilmiştir (Sağlam ve ark. 2012).

Ni-Ti döner ege sistemlerinin döngüsel yorgunluk direncini değerlendirmeye yönelik testler statik veya dinamik olarak gerçekleştirilebilir. Statik testlerde, ege kanal içinde sabit bir uzunlukta dönerken (aksiyal salınım olmadan), dinamik testlerde ege kanal içinde ileri geri hareket ettirilir (Li ve ark. 2002; Yao ve ark. 2006; Rodrigues ve ark. 2011). Statik test modelinde, ege aksiyal yönde hareket etmez. Bu nedenle, değişen sıkıştırma ve çekme gerilim kuvvetleri eğenin aynı bölgesinde yoğunlaşır, bu gerilimler kümülatiftir ve alışımda mikro yapısal değişikliklere neden olur. Mevcut sonuçlar, ege boyunca aynı alandaki gerilim konsantrasyonunun kırılma döngülerinin sayısını önemli ölçüde azalttığını göstermiştir. Bu durumun aksine, dinamik testlerde ege kurvatür boyunca aksiyal yönde hareket eder ve bu da gerilmelerin ege boyunca dağıtılmasına izin verir. Aynı bölgede gerilim yoğunlaşması engellenerek, eğenin yorulma ömrü uzatılır (Gavini ve ark. 2012; Kim ve ark. 2012; Plotino ve ark. 2012). Dinamik test modelinde, klinik ortamın daha iyi simüle edildiği de belirtilmiştir (Yao ve ark. 2006).

De-Deus ve ark. (2014) yapmış oldukları bir çalışmada, Resiproc ve Wave One ege sistemlerinin döngüsel yorulma dirençlerini hem statik hem dinamik test modelinde değerlendirmişlerdir. Tüm ege sistemleri için döngüsel yorulma direnci dinamik test modelinde daha yüksek bulunmuştur. Keleş ve ark. (2019) yapmış oldukları bir çalışmada, Wave One, Wave One Gold, Reciproc, Reciproc Blue ege sistemlerini, paslanmaz çelik yapay kanalda hem dinamik hem de statik test modellerinde, oda sıcaklığı ve kanal içi sıcaklıkta test etmişlerdir. Tüm ege sistemleri için döngüsel yorulma direnci dinamik test modelinde önemli ölçüde daha yüksek bulunmuştur. Ayrıca statik test modeller, döner eğenin kök kanalına girip çıkarken karşılaşabileceği sıcaklık değişimlerini de göz ardı etmektedir. Hülsmann ve ark. (2019) yaptıkları araştırmanın sonuçlarına göre; statik test modeli sonuçlarının büyük

ölçüde farklılık gösterdiğini, bazı durumlarda çelişkili, büyük ölçüde tekrarlanamaz olduğu ve klinik durumları taklit edemediğini bildirmişlerdir. Ayrıca statik test modelinin, döner eğe sisteminin tasarım özelliklerinin veya alaşımlara uygulanan ısıtma işlem ve yüzey işleminin döngüsel yorgunluk üzerindeki etkisi hakkında daha iyi bilgi sağlayabildiğini rapor etmişlerdir. Dinamik test cihazlarında aksiyal hareketin genliği ve hızı standartlaştırıldığından (Pedullà ve ark. 2013) hem de klinik koşullara yakınlığı sebebiyle bizim tez çalışmamızda da, 15 mm aksiyal genlikte ve sabit hızda çalışan dinamik döngüsel yorgunluk test cihazı tercih edilmiştir.

Ni-Ti döner eğe sistemlerinin döngüsel yorgunluk direnci, kanal kurvatürünün açısı ve yarıçapından, eğe boyutundan ve konikliğinden etkilenir. Eğenin etrafında döndüğü kurvatürün açısı ve yarıçapındaki artan şiddet, eğe ömrünü azaltır. Yapılan bir çalışmada, eğeler 2 mm, 5 mm ve 10 mm yarıçaplı kanallarda test edilmiş olup, yarıçap ne kadar küçükse, eğenin ömrünün o kadar kısa olduğu sonucuna varılmıştır. Benzer şekilde, çeşitli çalışmalar, eğenin maksimum kurvatür noktasında uç boyutu ve koniklik ile belirlenen artan çapın kırılma süresini azalttığını göstermiştir (Plotino ve ark. 2010). Endodontik literatürde bildirilen hemen hemen tüm çalışmalarda, döner eğe; ya bir cam ya da metal tüp içinde, oluklu bir blok ve çubuk düzeneği ya da eğimli bir metal blok olan yapay kanallar içinde tutulmuştur (Plotino ve ark. 2009). Yapay kanallar, eğeyi kurvatür açısı, kurvatür yarıçapı ve maksimum kurvatürün konumu bakımından kesin bir yörünge ile sınırlandırılmalıdır. Bu sınırlandırma eğe markasıyla ilgisi olmayan değişkenlerin en aza indirilmesi için önemlidir. Yapay kök kanalının şeklinin eğenin yörüngesini etkilediği gösterilmiştir. Eğenin gevşek bir şekilde yapay kanallarda test edilmesi durumunda, eğe orijinal düz şeklini yeniden kazanma eğiliminde olacaktır bu da eğenin gerçekte bildirilenden daha uzun sürede kırılmasına sebep olmaktadır. Bu nedenle farklı boyutlardaki eğeler, özel tasarlanmış, eşleştirilmiş boyutta yapay kanallar gerektirmektedir (Plotino ve ark. 2009; Plotino ve ark. 2010).

Döngüsel yorgunluğun test edilmesinde yapay kanalların kullanılmasındaki amaç; klinik koşulları daha iyi taklit etmesinin yanında doğal dişlerden kaynaklanabilecek anatomik varyasyonu en aza indirmek, kanal şeklini standart hale getirip, değişkenleri minimum tutarak belirli düzeyde standardizasyonu sağlamaktır (Pruett ve ark. 1997).

CAD / CAM diş hekimliğinde, diş restorasyonlarının ve sabit diş protezlerinin tasarımını ve oluşturulmasını geliştirmek için kullanılan bilgisayar destekli bir programdır. Son yıllarda yapılan çalışmalarda, döngüsel yorgunluk test cihazlarındaki yapay kanallar, CAD/CAM sistemiyle zirkonyum dioksit bloğundan üretilerek yapılmaya başlanmıştır. Seramik malzemeler, daha yüksek mukavemet ve daha yüksek sertlik, üstün aşınma ve aşınma direncinin yanı sıra korozyon direnci sağlar (Huang ve ark. 2017). Seramik çelik; zirkonyum dioksitin yüksek mukavemet, boyutsal ve kimyasal kararlılık ve bunun yanında paslanmaz çeliğe benzer elastik modülü nedeniyle almış olduğu takma addır. Seramik kanallar paslanmaz çelik kanallara göre sürtünmeye bağlı aşınmalara karşı daha dirençlidir. Ayrıca, paslanmaz çelik yapay kanallar sodyum hipokloritle temas sonucu okside olabileceğinden, çalışmaların standardizasyonu için dezavantaj olarak kabul edilmiştir (Huang ve ark. 2017). Bizim çalışmamızda paslanmaz çelik yapay kanallar irrigasyon solüsyonuna daldırılmamıştır. Eğeler bir kaptaki solüsyon içerisinde beş dakika çalıştırdıktan sonra yapay kanalda test edildiği için oksidasyon riskinin minimuma indiğini düşünmekteyiz. Pek çok çalışmada standardizasyonu sağlaması ve dayanıklılığı sebebiyle paslanmaz çelik yapay kanallar kullanılmıştır (Plotino ve ark. 2006; Yao ve ark. 2006; Wan ve ark. 2011). Gündoğar ve ark. (2020) klinik uygulamada dentin dokusu tarafından eğeye uygulanan stresin, paslanmaz çelik yapay kanallarda eğe üzerinde oluşan stresle benzer olduğunu bildirmişlerdir. Bizim tez çalışmamızda da 220 kgf/mm<sup>2</sup> Vickers sertliğine sahip Ni-CrMo 'den yapılmış paslanmaz çelik yapay kanallar tercih edilmiştir.

Eğe kırılması üzerinde kanal şeklinin etkisi birçok çalışmada bildirilmiştir (Pruett ve ark. 1997). Kanal şeklini tanımlayan bağımsız değişkenler, kurvatür yarıçapı ve kurvatür açısıdır. Kurvatür açısı, kurvatürün başlangıç ve bitiş noktaları arasında kalan çember yayının derecesi olarak tanımlanırken, bu çemberin yarıçapı, milimetre cinsinden kurvatür yarıçapı olarak tanımlanmaktadır. Daha keskin bir kurvatür, daha küçük bir kurvatür yarıçapına karşılık gelir. Kurvatür açısı yarıçaptan bağımsızdır. Bu nedenle, aynı kavis derecesine sahip iki kanal, farklı yarıçaplara sahip olabilir (Pruett ve ark. 1997). Kurvatür açısındaki ve yarıçapındaki değişkenlik, döner eğe üzerinde farklı gerilmeler yaratır, bu da yorulma direncini etkilemektedir (Lee ve ark. 2006). Yapılan çalışmalarda; kurvatür yarıçapının kurvatür açısından eğenin yorulma direnci üzerinde daha önemli bir etkiye sahip olduğu bulunmuştur (Pruett ve ark. 1997). Pruet

ve ark. (1997) 5 mm yarıçaptan ve 30° kurvatür açısından küçük kurvatürlerin neden olduğu stres seviyelerinin eğe kırılması yapamadığını belirtmişlerdir.

Pedulla ve ark. (2020) yaptıkları bir çalışmada, iki eğe sistemi 2Shape (25/04 ve 25/06) ve HyFlex CM'nin (25/04 ve 25/06), 60° kurvatür açısına sahip 16 mm çalışma boyunda, paslanmaz çelik yapay kanallarda, 3 giriş açısında (0°, 10° ve 20°) ve 2 yarıçapta (5 mm ve 3 mm) döngüsel yorgunluğa karşı direncini karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre, 3 mm yarıçaplı kanalda 5 mm yarıçaplı kanala göre eğeler daha düşük yorgunluk direnci göstermiştir. Ayrıca eğeleri farklı açılarla kanala yerleştirme, test edilen tüm kurvatür yarıçaplarında 0.04 koniklik ile ısıtılma işlemi görmüş eğelerin döngüsel yorgunluk direncini azaltmıştır (Pedullà ve ark. 2020). Bizim tez çalışmamızda ise, Pruett ve ark. (1997) tarafından geliştirilen kriterlere göre tasarlanan, ilk koronal kurvatürü, 5 mm yarıçaplı, 60° kurvatür açısına sahip ve kurvatür merkezi kanalın ucundan 8 mm uzakta; ikinci apikal kurvatür, 2 mm yarıçaplı olan, 60° kurvatür açısına sahip ve kurvatürün merkezi, kanalın apikal ucundan 2 mm uzaklıkta, çalışma uzunluğu 15 mm ve iç çapı 1.4 mm olan paslanmaz çelikten yapılmış yapay kanal kullanılmıştır.

Çalışmamızda, test ettiğimiz eğelerin tümünde kırılma önce apikal kurvatürde daha sonra koronal kurvatürde gerçekleşmiştir. Bu durumu apikal kurvatür açısının koronal kurvatür açısıyla aynı olmasına rağmen, apikal yarıçapın koronal kurvatür yarıçapından daha küçük olmasıyla yani kurvatürün apikalde daha şiddetli olmasıyla açıklayabiliriz. Bu durum eğe üstündeki stresin apikal kurvatürde daha çok oluşmasına sebep olduğu için ilk kırılma apikal kurvatürde gerçekleşmiştir. Bu sonucumuz literatürle uyumludur (Yılmaz ve ark. 2017; Elnaghy ve Elsaka 2018; Uslu ve ark. 2018; Uslu ve ark. 2020). Aynı zamanda test düzeneğimizin doğru çalıştığını bu şekilde kanıtlamış olmaktadır. Çalışmamızda kullandığımız One Curve ve VDW Rotate döner eğe sistemleri, farklı ısıtılma yöntemleri kullanılarak üretilen eğe sistemleridir. Eğeler cam bir kap içinde NaOCl, EDTA, CHX ve distile suya 37°C vücut sıcaklığında 5 dakika süreyle dinamik olarak maruz bırakılarak döngüsel yorgunluk direncine etkileri karşılaştırılmıştır. Literatürde çift kurvatürlü yapay kanallar ve irrigasyon solüsyonlarının birlikte kullanıldığı bir çalışma bulunamamıştır. Bu nedenle kıyasladığımız çalışmalar tek kurvatürlü kanallar ile solüsyonların kullanıldığı çalışmalardır.

Kök kanal preparasyonu sırasında kullanılan irrigasyon solüsyonları Ni-Ti eğeleri ile temas halindedir (Byström ve Sundqvist 1983; Zehnder 2006). Ni-Ti eğelerinin bu teması, eğelerin aşınmasına ve deformasyonuna neden olur ve klinik kullanımları sırasında kırılmaya neden olabilir (Bonaccorso ve ark. 2008). Kemomekanik preparasyonda en sık kullanılan ve altın standart olarak kabul edilen irrigasyon solüsyonu NaOCl'dir (Zehnder 2006). Yapılan bir çalışmada NaOCl'in yapısında mevcut olan aktif ClO<sup>-</sup> iyonlarının korozyonu artırma potansiyeline sahip olduğu bildirilmiştir (Sarkar ve ark. 1983). Aynı zamanda yapılan çalışmalarda, NaOCl ve EDTA çözeltilerinin, Ni-Ti eğeleri ile temasta oldukları yerlerdeki fiziksel özelliklerini değiştirdiği ve bu yerlerde kırılmalar olduğu da bildirilmiştir (Darabara ve ark. 2004; Bonaccorso ve ark. 2008; Cheung ve Darvell 2008).

Son zamanlarda, atomik kuvvet mikroskopisi (AFM), kök kanal eğelerinin topografyasını araştırmak için tavsiye edilmiştir (Valois ve ark. 2005; Inan ve ark. 2007; Topuz ve ark. 2008). AFM, gerçek zamanlı olarak üç boyutlu yüzey topografisi görüntülerini yeniden oluşturmak için kullanılan bir taramalı prob mikroskobu tekniğidir. Bilgisayar ekranında numunelerin gerçek zamanlı 3 boyutlu yüzeylerini yeniden oluşturabilir ve incelenen yüzeye ait tüm verileri kantitatif formda kaydedebilir (Inan ve ark. 2007). İrrigasyon solüsyonlarının eğe yüzeyi üzerindeki etkileri (Topuz ve ark. 2008; Ametrano ve ark. 2011) sterilizasyon (Valois ve ark. 2008) ve hazırlama işlemleri (Inan ve ark. 2007; Yamazaki-Arasaki ve ark. 2012) AFM kullanılarak değerlendirilebilir.

Topuz ve ark. (2008) Race eğelerini 5 dk. süreyle % 5,25'lik NaOCl solüsyonuna daldırıp, kontrol grubuna göre eğelerin topografik düzensizliklerini AFM ile değerlendirmişler ve sonucunda yüzey pörözite özelliklerini istatistiksel olarak anlamlı derecede farklı bulmuşlardır. Ametrano ve ark. (2011) yaptıkları çalışmada, ProTaper eğesine % 5,25'lik NaOCl ile % 17'lik EDTA irrigasyon solüsyonunda 5 ve 10 dk. süreyle daldırma yöntemi uyguladıktan sonra ProTaper eğesinin yüzeyi üzerinde oluşan etkilerini AFM ile incelemişler, eğelerin yüzeyindeki bozulmaya işaret ederek solüsyonların yüzey pürüzlülüğünü arttırdığını ve böylece beklenmedik kırılmalara neden olduğunu bildirmişlerdir. Cai ve ark. (2017) Hyflex CM ve M3 eğelerini 10 dk. süreyle % 5,25'lik NaOCl ve % 17'lik EDTA solüsyonlarında beklettikten sonra, yüzey pörözite değişikliklerini AFM ile değerlendirmişlerdir.

Çalışmanın sonucunda, hiçbir solüsyona daldırılmayan eğelerle (kontrol grubu) karşılaştırıldığında M3 eğelerinde hem NaOCl'in hem de EDTA'nın, Hyflex CM eğelerinde ise sadece EDTA solüsyonunun, yüzey porözitesini istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde arttırdığını bildirmişlerdir. Darabara ve ark. (2004) yaptıkları çalışmada, paslanmaz çelik ve Ni-Ti döner eğelerin R-EDTA ve NaOCl irrigasyon solüsyonlarına maruz kaldıktan sonra oyuk, çatlak ve korozyon özelliklerini değerlendirmişlerdir. EDTA solüsyonunun Ni-Ti döner eğe üzerinde oluşturduğu çatlak ve korozyon yönünden döngüsel yorgunluk üzerine olumsuz etkisi olduğunu vurgulamışlardır.

Sağlam ve ark. (2012) % 2.5 NaOCl, % 5 NaOCl, % 2 CHX ve MTAD içeren irrigasyon solüsyonlarını kullanarak dört yeni ProTaper Ni-Ti döner eğesini, ayrı ayrı 10 dk. süreyle irrigasyon solüsyonlarına daldırmışlardır. AFM ile yapılan analiz sonucunda tüm örneklerde yüzey değişikliği gözlemlenmiştir. En fazla yüzey değişikliği MTAD grubunda, sonra sırasıyla % 5'lik NaOCl, % 2,5'luk NaOCl ve % 2'lik CHX grubunda görülmüştür. CHX grubu kontrol grubuyla benzer sayısal veriler gösterse de yüzey değişikliğinin mevcut olduğu bildirilmiştir. Biz tez çalışmamızda, çift kurvatürlü yapay kanallarda % 2.5'lik NaOCl, %17'lik EDTA, %2'lik CHX solüsyonlarının döngüsel yorgunluğa etkisini karşılaştırdık. Sonuçlarımız arasında CHX solüsyonu, her iki eğe grubu içinde hem apikal hem koronal kurvatürde kontrol grubuna göre daha düşük döngüsel yorgunluk direnci sergilemiştir. Sonucumuz literatürle uyumludur (Sağlam ve ark. 2012).

Alfawaz ve ark. (2018) ProTaper Gold eğesini kullanarak distile su, % 2,5'lik NaOCl ve % 5,25'lik NaOCl'nin farklı sıcaklıklarda (25°C, 37°C ve 60°C) sıcaklık ve derişimin eğelerin döngüsel yorgunluk direnci üzerine etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda, 60°C'de % 5,25'lik NaOCl grubunda döngüsel yorgunluk direnci en düşük bulunurken, 25°C'de distile su grubunda en yüksek döngüsel yorgunluk direnci bulunmuştur. Sıcaklık yükseldikçe, 25°C ile 37°C arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmayan % 2,5'luk NaOCl grubu dışında döngüsel yorgunluğun düştüğü gösterilmiştir. Keles ve ark. (2019) Reciproc, Reciproc Blue, Wave One, Wave One Gold, One Shape eğelerini, distile su ve % 5,25'lik NaOCl'de 37°C ve 60°C'de 5 dk bekletip döngüsel yorgunluk testine tabi tutmuşlardır. Çalışmanın sonucunda, 60°C'deki NaOCl'de bekletilen eğelerin döngüsel yorgunluk direnci

üzerinde ciddi olumsuz etkiler ortaya çıkardığını bildirmişlerdir. Reciproc Blue diğer eğe sistemlerinden daha yüksek yorulma direci göstermiştir.

Abuhulaibah ve AbuMostafa (2020) vücut sıcaklığında, One Curve ve ProTaper Gold eğe sistemlerinin kontrol grubu, 1 dk. % 2,5'luk NaOCl'ye daldırma ve 5 dk. % 2,5'luk NaOCl'ye daldırma olmak üzere üç farklı grupta döngüsel yorgunluğa karşı direncini karşılaştırmışlardır. Tüm gruplarda One Curve eğesinin döngüsel yorulma direnci ProTaper Gold egesinden anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Döngüsel yorgunluk direncini en çok düşüren her iki eğe sistemi içinde 5 dk. % 2,5'luk NaOCl grubu olmuştur. Ertuğrul (2019) yaptığı bir çalışmada, vücut sıcaklığında One Curve, One Shape, ProTaper Next olmak üzere üç farklı eğe sisteminin, döngüsel yorgunluk direncine % 2,5'luk NaOCl'in etkisini araştırmışlardır. Araştırmanın sonucunda, % 2,5'luk NaOCl'in tüm eğe gruplarında döngüsel yorgunluk direncini düşürdüğünü bildirmişlerdir. Bizim tez çalışmamızda da, One Curve eğe sistemi kendi içinde hem apikal hem koronal kurvatürde en çok EDTA solüsyonundan etkilenip döngüsel yorgunluk direnci düşmüştür. VDW Rotate grubunda ise kendi içinde hem apikal hem koronal kurvatürde en çok NaOCl solüsyonundan etkilenip döngüsel yorgunluk direnci düşmüştür. Sonuçlarımız literatürle uyumludur (Darabara ve ark. 2004; Topuz ve ark. 2008; Ametrano ve ark. 2011; Cai ve ark. 2017; Alfawaz ve ark. 2018; Ertuğrul 2019; Keleş ve ark. 2019; Abuhulaibah ve AbuMostafa 2020).

Uslu ve ark. (2017) Wave One ve Wave One Gold eğerine % 5,25'lik NaOCl ve % 17'lik EDTA solüsyonlarının döngüsel yorgunluğa karşı etkisini değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada Wave One ve Wave One Gold eğerleri vücut sıcaklığında (37°C) 5 dk. ve 10 dk. NaOCl ve EDTA solüsyonlarında bekletilmiştir. Çalışma sonucunda, irrigasyon solüsyonlarının Wave One ve Wave One Gold eğerlerinin döngüsel yorulma direnci üzerinde herhangi bir etkisinin olmadığı tespit edilmiştir. Ayrıca, Wave One Gold eğerleri, döngüsel yorgunluğa karşı Wave One eğerlerinden daha yüksek direnç göstermiştir.

Erik ve Özyürek (2018) yaptıkları çalışmada; Wave One Gold, Reciproc Blue, Hyflex EDM eğerlerini 37°C distile su, % 6'lık NaOCl, % 17'lik EDTA, % 18'lik etidronik asit, % 6'lık NaOCl ile % 18'lik etidronik asit solüsyonlarının birlikte kullanıldığı 5 farklı irrigasyon solüsyonlarında döngüsel yorgunluk testine tabi

tutmuşlardır. Çalışmanın sonucunda distile su, % 6'lık NaOCl, % 17'lik EDTA, % 18'lik etidronik asit gruplarında döngüsel yorgunluk direnci açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamış; sadece % 6'lık NaOCl ile % 18'lik etidronik asitin birlikte kullanıldığı grupta döngüsel yorgunluk direnci diğer 4 grupta kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Elnaghy ve Elsaka (2017) Wave One Gold ve Reciproc eğelerini oda sıcaklığında (20°C) ve vücut sıcaklığında (37°C) salin ve % 5,25'lik NaOCl içine daldırarak döngüsel yorgunluk testine tabi tutmuşlardır. Çalışma sonucunda oda sıcaklığında test edilen iki ege grubu da salin ve NaOCl gruplarından daha yüksek yorulma direnci göstermiştir. Her iki ege grubu için salin ve NaOCl grupları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Dagna ve ark. (2013) yaptıkları çalışmada, One Shape, Reciproc, Wave One Primary eğelerine 1 dk. %10'luk EDTA'ya, 5 dk. %10'luk EDTA'ya ve EDTA' ya batırılmamış gruplar olmak üzere döngüsel yorgunluğa karşı direncini karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucunda, EDTA çözeltisi olan ve olmayan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunamamıştır. Resiproc eğeleri en yüksek döngüsel yorgunluk direnci gösteren grup olmuştur.

Farklı Ni-Ti döner ege sistemlerine NaOCl ve EDTA solüsyonlarının koroziv etkisinin döngüsel yorgunluğa etkisinin incelendiği yukarıdaki çalışmalarda; Ni-Ti eğelerinin NaOCl ve EDTA solüsyonlarına daldırılmasının döngüsel yorgunluk direncini istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin olmadığı belirtilmiştir (Dagna ve ark. 2013; Elnaghy ve Elsaka 2017; Uslu ve ark. 2018; Erik ve Özyürek 2019). Bizim çalışmamızda ise kontrol grubuna göre EDTA ve NaOCl solüsyonlarının One Curve ve VDW Rotate eğelerinin döngüsel yorgunluk direncini anlamlı derecede düşürdüğü bulunmuştur. Bu çelişkili sonuçlar, farklı ege sistemlerinin kullanılması, eğelerin üretildiği alaşımlar, farklı ısıl işlemler, kesitsel farklılıklar, yapay kanalların farklı açılara, kurvatüre ve hammaddelere (seramik veya paslanmaz çelik) sahip olması, farklı çevre koşulları (sıcaklık kontrollü fırınlar, önceden ısıtılmış distile su) gibi sebeplerden kaynaklanıyor olabilir.

Geçmişte, döner ege sistemlerinin döngüsel yorgunluğa karşı kırılma direnci çalışmalarının çoğu oda sıcaklığında gerçekleştirilmiştir, ancak bu durum, kök kanalının farklı sıcaklığa sahip olması nedeniyle klinik koşulları yansıtmamaktadır (Plotino ve ark. 2017; Klymus ve ark. 2019). Sınırlı sayıda kök kanal sıcaklığının

ölçüldüğü in vivo çalışmaların sonuçlarına göre kök kanal sıcaklığının 31°C ile 35°C arasında değiştiği tespit edilmiştir (Cunningham ve Balekjian 1980; de Hemptinne ve ark. 2015). S şekilli kök kanalları üzerinde yapılan çalışmaların büyük çoğunluğu da oda sıcaklığında gerçekleştirilmiş olsa da, bazı çalışmalar, farklı ortam sıcaklıklarının ısı işlem görmüş Ni-Ti döner eğelerin kırılma direncini etkilediğini göstermiştir (Huang ve ark. 2017; Plotino ve ark. 2017; Arias ve ark. 2019). Huang ve ark. (2017) tarafından yapılan bir çalışmada, klinik koşulların daha iyi simüle edilmesi için eğelerin döngüsel yorgunluğuna karşı direnç testlerinin vücut sıcaklığında gerçekleştirilmiş olması gerektiği rapor edilmiştir (Huang ve ark. 2017). Bu nedenle bizde tez çalışmamızda döngüsel yorgunluk testlerini vücut sıcaklığında gerçekleştirdik.

Eğenin kırılma süresi ve kırılma anına kadar yaptığı tur sayısı, Ni-Ti döner ege sistemlerinin döngüsel yorgunluk direncini değerlendirmek için kullanılan iki parametredir (Anderson ve ark. 2007). Ege kırılıncaya kadar geçen zaman klinik olarak bizlere daha önemli bilgiler sunar, bunun nedeni klinisyenin gözlemlemesi gereken zaman, ege sistemlerinin döngü sayısını hesaplamaktan daha kolaydır. Bizim tez çalışmamızda da ege kırılıncaya kadar geçen zaman görsel olarak izlenmiş ve kaydedilmiştir. Elde edilen bu değerlerle kırılma zamanına kadar yapılan döngü sayıları formülle hesaplanmıştır.

Elnaghy ve Elsaka (2018) One Curve, Two Shape, Vorteks Blue, Profile Vorteks, Race olmak üzere beş farklı ege sisteminin, tek ve çift kurvatürlü kanallarda döngüsel yorulma dirençlerini değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre, tek ve çift kurvatürlü kanallarda Vorteks Blue en yüksek döngüsel yorgunluk direnci gösterirken bu ege sistemini One Curve ve Two Shape izlemektedir. Vorteks Blue ile One Curve arasında çift kurvatürlü kanallarda tek kurvatürlü kanallardaki kadar saniye farkı bulunmamaktadır. Isıl işlemin Ni-Ti alaşımın (Shen ve ark. 2011) östenitik dönüşüm sıcaklığını yükselttiği, kristal yapı formunu geliştirdiği ve buna göre eğenin (Plotino ve ark. 2014) performansını artıran kristal yapı düzenini geliştirdiği ileri sürülmektedir. Yapılan başka bir çalışmada, kor yapının küçük olmasının, eğenin döngüsel yorulma direncini artırdığı bildirilmiştir (Parashos ve ark. 2004). Bu çalışmada One Curve, daha düşük yorulma direnci gösteren diğer eğelerle karşılaştırıldığında en küçük kor yapıya sahiptir. Bu bulgu, alaşımın metalürjisinin

yanı sıra One Curve eğe sisteminin yorulma direncini artırabilecek bir faktör olarak düşünülebilir. Abuhulaibah ve AbuMostafa (2020) yaptıkları bir çalışmada, One Curve ve ProTaper Gold iki farklı eğe sistemini, vücut sıcaklığında tek kurvatürlü kanallarda kontrol grubu, 1 dk. % 2,5'luk NaOCl' ye daldırma ve 5 dk. % 2,5'luk NaOCl'ye daldırma olmak üzere üç farklı grupta döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda; tüm gruplarda One Curve eğesinin döngüsel yorulma direnci ProTaper Gold eğesinden anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Döngüsel yorgunluğu en çok düşüren her iki eğe sistemi içinde 5 dk. % 2,5'luk NaOCl grubu olduğu belirtilmiştir. Ertuğrul (2019) yaptığı bir çalışmada One Curve, One Shape, ProTaper Next üç farklı eğe sistemini, vücut sıcaklığında, distile su ve % 2,5'luk NaOCl içine yapay kanalı sabitleyerek eğeleri döngüsel yorgunluk test cihazına tabi tutmuştur. One Curve grubu hem distile su hem de NaOCl'de en yüksek döngüsel yorgunluk direnci göstermiştir (Ertuğrul 2019).

Topçuoğlu ve ark. (2020) yaptıkları bir çalışmada Çift kurvatürlü kanallarda One Curve, EdgeFile, HyFlex CM ve ProTaper Next X2 olmak üzere 5 farklı eğe sistemini oda ve vücut sıcaklığı olmak üzere 2 farklı sıcaklıkta döngüsel yorgunluk için test etmişlerdir. Çalışma sonucunda vücut sıcaklığındaki tüm grupların döngüsel yorgunluk dirençleri daha düşük bulunmuştur. Oda sıcaklığında One Curve, EdgeFile, Hyflex CM benzer döngüsel yorgunluk sergilerken ProTaper Next en düşük direnci göstermiştir. Vücut sıcaklığında One Curve ve EdgeFile benzer ve yüksek döngüsel yorgunluk direnci gösterirken Hyflex CM onları izlemiştir. Protaper Next yine en düşük döngüsel yorgunluk sergilemiştir (Topçuoğlu ve ark. 2020). Tez çalışmamızda ise, iki eğe sistemi karşılaştırıldığında hem apikal kurvatür hem de koronal kurvatürde sadece NaOCl solüsyonunda, One Curve eğesi VDW Rotate eğesinden daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci göstermiştir. Diğer solüsyonlar içerisinde eğe sistemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır. Literatürde bu iki eğenin karşılaştırıldığı başka bir araştırma yapılmadığından sonuçlar başka çalışmalarla doğrudan karşılaştırılamamaktadır. Yapılan çalışmalar One Curve eğe sistemini başka sistemlerle karşılaştırmış ve bunların tümü One Curve eğe sistemini diğer test edilen sistemlere kıyasla daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci gösterdiğini bildirmiştir (Ertuğrul 2019; Staffoli ve ark. 2019). One Curve eğe sistemi, döngüsel yorulma direncini artıran kontrollü hafıza özelliğine sahip, özel bir ısıl işlem olan C-Wire'dan üretilmiştir. Kök kanalı şekillendirmesini arttırmak için eğeye ön büküm

verilebilmektedir. One Curve eğeleri daha iyi merkezleme yeteneği ve kesim verimliliği için bıçak boyunca değişken bir enine kesite sahiptir. Shank bölgesinde S kesite sahipken uç bölgeye ilerledikçe üçgen kesit izlenmektedir (Elnaghy ve Elsaka 2019).

VDW Rotate, yeni nesil bir ege sistemidir. Farklı klinik vakalar için çeşitli ege tipleri sunar. Enine kesiti S şeklinde olan eğeler, merkez dışı tasarıma ve sabit bir konikliğe sahiptir. Blue ısıtılma tabii tutulmuştur. Uslu ve ark. (2020) yaptıkları bir çalışmada, vücut sıcaklığında çift kurvatürlü kanallarda VDW Rotate (04/25), TruAnatomy (04/26), HyFlex CM (04/25) ve 2Shape (04/25) olmak üzere 4 farklı ege sistemini döngüsel yorgunluk testine tabii tutmuşlardır. Çalışma sonuçlarına göre; en yüksek döngüsel yorgunluk direnci her iki kurvatür içinde VDW Rotate ve HyFlex CM eğelerinde gözlenmiş, en düşük yorgunluk direnci ise TruAnatomy ve 2Shape de görülmüştür. Araştırmacılar VDW Rotate'in yüksek döngüsel direnç göstermesinin S şekilli enine kesite sahip olması ve bu kesitte metal kütlesi daha az olduğu için döngüsel dirence olumlu katkı sağladığı şeklinde açıklamışlardır. HyFlex CM için yüksek döngüsel dirence kontrollü bellek, CM wire teknolojisiyle üretilmesinin katkı sağlamış olabileceği belirtilmiştir.

Uygun (2020) yapmış olduğu bir çalışmada, vücut sıcaklığında distile su içerisinde VDW Rotate ve Reciproc Blue sistemlerinin döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerini karşılaştırmışlardır. Reciproc Blue eğeleri daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci göstermiştir. Bu durumun resiprokal hareketle alakalı olabileceği bildirilmiştir (Uygun 2020). VDW Rotate yeni bir ege sistemi olduğu için literatürde başka çalışma bulunamamıştır. Tez çalışmamızda, irrigasyon solüsyonunun etkisinin olmadığı kontrol grubunda One Curve ve VDW Rotate grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. Ancak NaOCl grubunda, One Curve ege sistemi VDW Rotate ege sistemine göre hem apikal hem de koronal kurvatürde daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci göstermiştir. Bu iki grup arasındaki farklılıkların, eğelerin alaşım metalürjisi ve uygulanan farklı ısıtılma işlemlerden kaynaklanmış olabileceğini düşünmekteyiz. Solüsyon etkilerinin kıyaslanabileceği bir çalışmada literatürde henüz yoktur. Tez çalışmamızda aynı zamanda One Curve ege sisteminde, hem apikal hem koronal kurvatürde EDTA grubu en düşük döngüsel yorgunluk direncine sahipken, VDW Rotate ege sisteminde, hem

apikal hem koronal kurvatürde en düşük döngüsel yorgunluk direnci NaOCl grubuna aittir. Bu farklılığın sebebi, eğelere uygulanan ısı işlem farklılığından olabilir.

Her ege kırığı, kurvatür eğrisinin merkezinde veya bu noktanın hemen altında meydana gelmiştir, bu da eğin kanal kurvatürü içinde doğru konumlandırıldığını doğrulamıştır. Bizim çalışmamızda apikal kurvatürdeki ortalama kırılan parça uzunluğu, eğrilik konumu nedeniyle koronal kurvatürdeki kırılan parça uzunluğundan daha kısadır. Bu da önceki çalışmaların sonuçlarıyla uyumludur (Topçuoğlu ve ark. 2017; Elnaghy ve Elsaka 2018; Uslu ve ark. 2018). One Curve ve VDW Rotate ege sistemleri karşılaştırıldığında EDTA solüsyonunda apikal kurvatürde kırılan parça uzunluğu açısından anlamlı farklılık bulunmuştur. Bunun sebebinin ise eğerin üretim aşamasında kullanılan alaşım metalürjisi ve ısı işlem farkı, kesitsel farklılıklar, solüsyonların ege alaşımları üzerinde oluşturduğu farklı koroziv etkiler olabileceğini düşünmekteyiz.

Kırık ege 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.

Doğal dişlerdeki kanal şekilleri, irrigasyon solüsyonları, ege tasarımları, kullanılan alaşımdaki farklılıklar, eğerlere uygulanan ısı işlemler döngüsel yorgunluk direncini etkileyip değiştirebilir. Dolayısıyla, bu çalışmanın sonuçları klinik ortama aktarılırken dikkatli olunmalıdır.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Döngüsel yorgunluk testlerinin ADA veya ISO tarafından standardize edilmesi ve testlerin dinamik cihazlarda yapılması, klinik koşulları daha iyi taklit ederek, Ni-Ti döner eğelerin yorulma ömürlerinin daha doğru belirlenmesini sağlayacaktır.
2. Bu çalışmada ilk koronal kurvatür, 5 mm yarıçaplı 60 ° kurvatür açısına sahip ve kurvatürün merkezi, kanalın ucundan 8 mm uzakta; ikinci apikal kurvatür, yarıçapı 2 mm olan 60 ° kurvatür açısına sahip ve kurvatür merkezi kanalın apikal ucundan 2 mm uzaklıktaki yapay kanalın çalışma uzunluğu 15 mm ve iç çapı 1.4 mm olan paslanmaz çelik yapay kanallarda farklı ısıtma işlemi üretilmiş 2 çeşit Ni-Ti döner eğe sisteminin NaOCl, EDTA ve CHX solüsyonlarında döngüsel yorgunluğa bağlı olarak farklı sürelerde kırıldıkları gözlemlenmiştir.
3. Bu çalışmanın sonucunda, One Curve eğe sisteminin kendi içerisinde hem apikal hem de koronal kurvatürde döngüsel yorgunluk direncini en çok azaltan irrigasyon solüsyonu EDTA olarak gözlemlenmiştir.
4. Bu çalışmanın sonucunda, VDW Rotate eğe sisteminin kendi içerisinde hem apikal hem de koronal kurvatürde döngüsel yorgunluk direncini en çok azaltan solüsyon NaOCl olarak gözlemlenmiştir.
5. CHX solüsyonu, her iki eğe sistemi içinde hem apikal hem de koronal kurvatürde döngüsel yorgunluk direncini en az azaltan solüsyon olarak gözlemlenmiştir.
6. Bu çalışmanın sonucunda, kullanılan eğe sistemleri karşılaştırıldığında One Curve eğe sistemi VDW Rotate eğe sistemine göre, hem apikal hem de koronal kurvatürde NaOCl irrigasyon solüsyonunda daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci göstermiştir. Diğer solüsyonlar içerisinde eğe sistemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır.
7. Bu çalışmanın sonucunda, çift kurvatürlü kanallarda yaygın olarak kullanılan NaOCl ile yapılan irrigasyonda One Curve eğesinin kullanımı tavsiye edilebilir. C Wire ile üretilmiş eğelerin Blue ısıtma işlemi uygulanmış eğelere kıyasla NaOCl'den daha az etkilendiği söylenebilir.

**8.** Üretim aşamasında alaşımın metalürjisi, uygulanan ısı işlem farklılığı ve kullanılan irrigasyon solüsyonu eğerlerin döngüsel yorgunluk direncini etkilemektedir.

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



## 7.KAYNAKÇA

- Abou-Rass M, Frank AL, Glick DH. The anticurvature filing method to prepare the curved root canal. *Journal of the American Dental Association* (1939). 1980; 101(5): 792-4.
- Abuhulaibah HF, AbuMostafa A. Resistance to cyclic fatigue of nickel-titanium files immersed in sodium hypochlorite at body temperature. *International Journal of Dentistry*. 2020; 2020.
- Al-Sudani D, Grande NM, Plotino G *et al*. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments in a double (S-shaped) simulated curvature. *Journal of endodontics*. 2012; 38(7): 987-9.
- Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Nusstein JM, Daehn GS. Proposed role of embedded dentin chips for the clinical failure of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2004; 30(5): 339-41.
- Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Nusstein JM, Daehn GS. SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use. *Journal of endodontics*. 2005; 31(1): 40-3.
- 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.
- Alhadainy HA. Root perforations: a review of literature. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 1994; 78(3): 368-74.
- Ametrano G, D'Antò V, Di Caprio M, Simeone M, Rengo S, Spagnuolo G. Effects of sodium hypochlorite and ethylenediaminetetraacetic acid on rotary nickel-titanium instruments evaluated using atomic force microscopy. *International endodontic journal*. 2011; 44(3): 203-9.
- Anderson ME, Price JW, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 2007; 33(10): 1212-6.
- 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.
- Aşçı SK. *Endodonti*. Quintessence yayıncılık. 2014.
- Bahia MGA, Buono VTL. Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2005; 100(2): 249-55.
- Bansode PV, Wavdhane M, Pathak S, Phad LD. Cyclic Fatigue Resistance of XP-Endo Shaper Compared With Different Nickel-Titanium Alloy Rotary Instruments: A Review.
- Barrette Jr WC, Hannum DM, Wheeler WD, Hurst JK. General mechanism for the bacterial toxicity of hypochlorous acid: abolition of ATP production. *Biochemistry*. 1989; 28(23): 9172-8.
- Basrani B, Haapasalo M. Update on endodontic irrigating solutions. *Endodontic Topics*. 2012; 27(1): 74-102.
- Berman LH, Hargreaves KM (2015) *Cohen's pathways of the pulp expert consult*: Elsevier Health Sciences.
- 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 J, 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.
- Boessler C, Paque F, Peters OA. The effect of electropolishing on torque and force during simulated root canal preparation with ProTaper shaping files. *Journal of endodontics*. 2009; 35(1): 102-6.
- Bonaccorso A, Tripi TR, Rondelli G, Condorelli GG, Cantatore G, Schäfer E. Pitting corrosion resistance of nickel-titanium rotary instruments with different surface treatments in seventeen percent ethylenediaminetetraacetic acid and sodium chloride solutions. *Journal of endodontics*. 2008; 34(2): 208-11.
- Borgula L (2005) *Rotary Nickel Titanium Instrument Fracture: An Experimental and SEM Based Analysis*: University of Melbourne, School of Dental Science.
- Bortnick KL, Steiman HR, Ruskin A. Comparison of nickel-titanium file distortion using electric and air-driven handpieces. *Journal of endodontics*. 2001; 27(1): 57-9.
- Brantley W, Svec T, Iijima M, Powers J, Grentzer T. Differential scanning calorimetric studies of nickel titanium rotary endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 2002; 28(8): 567-72.
- Buchanan L. Working length and apical patency: the control factors. *The Endodontic report*. 1987: 16-20.

- Buck R, Eleazer P, Staat R, Scheetz J. Effectiveness of three endodontic irrigants at various tubular depths in human dentin. *Journal of endodontics*. 2001; 27(3): 206-8.
- Buehler WJ, Gilfrich JV, Wiley R. Effect of low-temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. *Journal of applied physics*. 1963; 34(5): 1475-7.
- Busslinger A, Sener B, Barbakow F. Effects of sodium hypochlorite on nickel-titanium Lightspeed instruments. *International endodontic journal*. 1998; 31(4): 290-4.
- Byström A, Sundqvist G. Bacteriologic evaluation of the effect of 0.5 percent sodium hypochlorite in endodontic therapy. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 1983; 55(3): 307-12.
- Cai JJ, Tang XN, Ge JY. Effect of irrigation on surface roughness and fatigue resistance of controlled memory wire nickel-titanium instruments. *International endodontic journal*. 2017; 50(7): 718-24.
- Casper RB, Roberts HW, Roberts MD, Himel VT, Bergeron BE. Comparison of autoclaving effects on torsional deformation and fracture resistance of three innovative endodontic file systems. *Journal of endodontics*. 2011; 37(11): 1572-5.
- Chang Y-C, Huang F-M, Tai K-W, Chou M-Y. The effect of sodium hypochlorite and chlorhexidine on cultured human periodontal ligament cells. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2001; 92(4): 446-50.
- Chen J, Messer H. A comparison of stainless steel hand and rotary nickel-titanium instrumentation using a silicone impression technique. *Australian dental journal*. 2002; 47(1): 12-20.
- Cheung G, Darvell B. Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 1: strain-life relationship. *International endodontic journal*. 2007; 40(8): 612-8.
- Cheung G, Peng B, Bian Z, Shen Y, Darvell B. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *International endodontic journal*. 2005; 38(11): 802-9.
- Cheung GS, Darvell BW. Low-cycle fatigue of rotary NiTi endodontic instruments in hypochlorite solution. *Dental materials*. 2008; 24(6): 753-9.
- Cheung GS, Shen Y, Darvell BW. Effect of environment on low-cycle fatigue of a nickel-titanium instrument. *Journal of endodontics*. 2007; 33(12): 1433-7.
- Chu D, Lockwood C. The effectiveness of nickel-titanium versus stainless steel instrumentation for non-surgical endodontic therapy: a systematic review protocol. *JBIR database of systematic reviews and implementation reports*. 2015; 13(6): 127-38.
- Cunningham WT, Balekjian AY. Effect of temperature on collagen-dissolving ability of sodium hypochlorite endodontic irrigant. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 1980; 49(2): 175-7.
- 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.
- Czonstkowsky M, Wilson EG, Holstein F. The smear layer in endodontics. *Dental Clinics of North America*. 1990; 34(1): 13-25.
- Dagna A, Poggio C, Beltrami R, Chiesa M, Bianchi S. Cyclic fatigue resistance of three NiTi single-file systems after immersion in EDTA. *Dentistry*. 2013; 4(184): 2161-1122.100018.
- Darabara M, Bourithis L, Zinelis S, Papadimitriou G. Susceptibility to localized corrosion of stainless steel and NiTi endodontic instruments in irrigating solutions. *International endodontic journal*. 2004; 37(10): 705-10.
- Davis RD, Marshall JG, Baumgartner JR. Effect of early coronal flaring on working length change in curved canals using rotary nickel-titanium versus stainless steel instruments. *Journal of endodontics*. 2002; 28(6): 438-42.
- 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.
- Diemer F, Calas P. Effect of pitch length on the behavior of rotary triple helix root canal instruments. *Journal of endodontics*. 2004; 30(10): 716-8.
- 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.
- Duque JA, Vivian RR, Cavenago BC *et al*. Influence of NiTi alloy on the root canal shaping capabilities of the ProTaper Universal and ProTaper Gold rotary instrument systems. *Journal of applied oral science*. 2017; 25(1): 27-33.
- Eleazer P, Glickman G, McClanahan S, Webb T, Jurzman B. Glossary of endodontic terms. Editorial AAE: Chicago. 2012.

- Elnaghy A, Elsaka S. Effect of sodium hypochlorite and saline on cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold and Reciproc reciprocating instruments. *International endodontic journal*. 2017; 50(10): 991-8.
- Elnaghy A, Elsaka S. Torsional resistance of XP-endo Shaper at body temperature compared with several nickel-titanium rotary instruments. *International endodontic journal*. 2018; 51(5): 572-6.
- Elnaghy AM, Elsaka SE. Shaping ability of ProTaper Gold and ProTaper Universal files by using cone-beam computed tomography. *Indian Journal of Dental Research*. 2016; 27(1): 37.
- 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*. 2018; 44(11): 1725-30.
- Elnaghy AM, Elsaka SE. Cyclic fatigue and torsional resistance of heat-treated One Curve compared with different nickel-titanium rotary instruments. *Endodontic Practice Today*. 2019; 13(3).
- Erik CE, Özyürek T. Effects of etidronate, NaOCl, EDTA irrigation solutions and their combinations on cyclic fatigue resistance of nickel–titanium single-file rotary and reciprocating instruments at body temperature. *Odontology*. 2019; 107(2): 190-5.
- Ertuğrul İF. Effect of sodium hypochlorite on the cyclic fatigue resistance: a scanning electron microscopy evaluation. *Microscopy research and technique*. 2019; 82(12): 2089-94.
- Gambarini G. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low-and high-torque endodontic motors. *Journal of endodontics*. 2001; 27(12): 772-4.
- 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.
- Gavini G, Caldeira CL, Akisue E, de Miranda Candeiro GT, Kawakami DAS. Resistance to flexural fatigue of Reciproc R25 files under continuous rotation and reciprocating movement. *Journal of endodontics*. 2012; 38(5): 684-7.
- 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.
- Glosson CR, Haller RH, Dove SB, Carlos E. 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.
- Gomes B, Ferraz C, ME V, Berber V, Teixeira F, Souza-Filho F. In vitro antimicrobial activity of several concentrations of sodium hypochlorite and chlorhexidine gluconate in the elimination of *Enterococcus faecalis*. *International endodontic journal*. 2001; 34(6): 424-8.
- Grande NM, Plotino G, Falanga A, Pomponi M, Somma F. Interaction between EDTA and sodium hypochlorite: a nuclear magnetic resonance analysis. *Journal of endodontics*. 2006; 32(5): 460-4.
- Gutmann J, 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.
- Ha J-H, Kim SK, Cohenca N, Kim H-C. Effect of R-phase heat treatment on torsional resistance and cyclic fatigue fracture. *Journal of endodontics*. 2013; 39(3): 389-93.
- Haapasalo M, Ørstavik D. In vitro infection and of dentinal tubules. *Journal of dental research*. 1987; 66(8): 1375-9.
- Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. *Endodontic Topics*. 2013; 29(1): 3-17.
- Haapasalo M, Shen Y, Wang Z, Gao Y. Irrigation in endodontics. *British dental journal*. 2014; 216(6): 299-303.
- Haikel Y, Gasser P, Allemann C. Dynamic fracture of hybrid endodontic hand instruments compared with traditional files. *Journal of endodontics*. 1991; 17(5): 217-20.
- 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.
- Handbook A. Fatigue and fracture. ASM International. 1996; 19: 18.
- Hargreaves KM, Berman L (2016) Cohens pathways of the pulp. St. Louis. Elsevier.
- Hashem AAR, Ghoneim AG, Lutfy RA, Foda MY, Omar GAF. Geometric analysis of root canals prepared by four rotary NiTi shaping systems. *Journal of endodontics*. 2012; 38(7): 996-1000.
- Heling I, Chandler N. Antimicrobial effect of irrigant combinations within dentinal tubules. *International endodontic journal*. 1998; 31(1): 8-14.
- Huang X, Shen Y, Wei X, Haapasalo M. Fatigue resistance of nickel-titanium instruments exposed to high-concentration hypochlorite. *Journal of endodontics*. 2017; 43(11): 1847-51.

- Hülsmann M, Peters OA, Dummer PM. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic Topics*. 2005; 10(1): 30-76.
- Inan U, Aydın C, Uzun O, Topuz O, Alacam T. Evaluation of the surface characteristics of used and new ProTaper instruments: an atomic force microscopy study. *Journal of endodontics*. 2007; 33(11): 1334-7.
- Ingle JJ. A standardized endodontic technique utilizing newly designed instruments and filling materials. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 1961; 14(1): 83-91.
- Jafarzadeh H, Abbott PV. Ledge formation: review of a great challenge in endodontics. *Journal of endodontics*. 2007; 33(10): 1155-62.
- Kaval ME, Capar ID, Ertas H. Evaluation of the cyclic fatigue and torsional resistance of novel nickel-titanium rotary files with various alloy properties. *Journal of endodontics*. 2016; 42(12): 1840-3.
- 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.
- Kim H-C, Kwak S-W, Cheung GS-P, Ko D-H, Chung S-M, Lee W. 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 J, Griggs J, Regan J, Ellis R, Cai Z. Effect of cryogenic treatment on nickel-titanium endodontic instruments. *International endodontic journal*. 2005; 38(6): 364-71.
- Klymus ME, Alcalde MP, Vivan RR, Só MVR, de Vasconcelos BC, Duarte MAH. Effect of temperature on the cyclic fatigue resistance of thermally treated reciprocating instruments. *Clinical oral investigations*. 2019; 23(7): 3047-52.
- Kramkowski TR, Bahcall J. An in vitro comparison of torsional stress and cyclic fatigue resistance of ProFile GT and ProFile GT Series X rotary nickel-titanium files. *Journal of endodontics*. 2009; 35(3): 404-7.
- 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.
- Lambrianidis T. Ledging and blockage of root canals during canal preparation: causes, recognition, prevention, management, and outcomes. *Endodontic Topics*. 2006; 15(1): 56-74.
- Lausmaa J (2001) Mechanical, thermal, chemical and electrochemical surface treatment of titanium. *Titanium in medicine*, pp. 231-66: Springer.
- Le May I (1978) Failure mechanisms and metallography: a review. *Metallography in failure analysis*, pp. 1-31: Springer.
- Lee D-H, Park B, Saxena A, Serene TP. Enhanced surface hardness by boron implantation in Nitinol alloy. *Journal of endodontics*. 1996; 22(10): 543-6.
- 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 U-M, Lee B-S, Shih C-T, Lan W-H, Lin C-P. Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *Journal of endodontics*. 2002; 28(6): 448-51.
- Linsuwanont P, Parashos P, Messer H. Cleaning of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *International endodontic journal*. 2004; 37(1): 19-28.
- Low D, Ho AW, Cheung GS, Darvell BW. Mathematical modeling of flexural behavior of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 2006; 32(6): 545-8.
- Machtou P, Ruddle CJ. Advancements in the design of endodontic instruments for root canal preparation. *The Alpha omegan*. 2004; 97(4): 8-15.
- Marwah S (2018) Small Bowel Perforations. *Abdominal Sepsis*, pp. 105-62: Springer.
- McDonnell G, Russell AD. Antiseptics and disinfectants: activity, action, and resistance. *Clinical microbiology reviews*. 1999; 12(1): 147-79.
- McKelvey A, Ritchie R. Fatigue-crack growth behavior in the superelastic and shape-memory alloy Nitinol. *Metallurgical and Materials Transactions A*. 2001; 32(3): 731-43.
- McKenna SM, Davies K. The inhibition of bacterial growth by hypochlorous acid. Possible role in the bactericidal activity of phagocytes. *Biochemical Journal*. 1988; 254(3): 685-92.
- 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.

- Miao WD, Mi XJ, Zhu M, Guo JF, Kou YM Effect of surface preparation on mechanical properties of a NiTi alloy. pp. 173-6; pp. 173-6. Trans Tech Publications Ltd., Zurich-Uetikon, Switzerland.
- Miyara K, Yahata Y, Hayashi Y *et al.* The influence of heat treatment on the mechanical properties of Ni-Ti file materials. *Dental materials journal*. 2014; 33(1): 27-31.
- Mize SB, Clement DJ, Pruett JP, Carnes Jr DL. Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 1998; 24(12): 843-7.
- Mizutani T, Ohno N, Nakamura H. Anatomical study of the root apex in the maxillary anterior teeth. *Journal of endodontics*. 1992; 18(7): 344-7.
- Ørstavik D, Haapasalo M. Disinfection by endodontic irrigants and dressings of experimentally infected dentinal tubules. *Dental Traumatology*. 1990; 6(4): 142-9.
- Otsuka K, Wayman CM (1999) *Shape memory materials*: Cambridge university press.
- 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.
- Patiño PV, Biedma BM, Liébana CR, Cantatore G, Bahillo JG. The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *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.
- Pedullà E, La Rosa GRM, Virgillito C, Rapisarda E, Kim H-C, Generali L. Cyclic fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments according to the angle of file access and radius of root canal. *Journal of endodontics*. 2020; 46(3): 431-6.
- Pereira ÉSJ, Viana ACD, Bueno VTL, Peters OA, de Azevedo Bahia MG. Behavior of nickel-titanium instruments manufactured with different thermal treatments. *Journal of endodontics*. 2015; 41(1): 67-71.
- Peters OA, Gluskin A, Weiss R, Han J. An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium rotary instruments. *International endodontic journal*. 2012; 45(11): 1027-34.
- 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.
- Plotino G, Grande N, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. Influence of the shape of artificial canals on the fatigue resistance of NiTi rotary instruments. *International endodontic journal*. 2010; 43(1): 69-75.
- Plotino G, Grande N, Sorci E, Malagnino V, Somma F. Influence of a brushing working motion on the fatigue life of NiTi rotary instruments. *International endodontic journal*. 2007; 40(1): 45-51.
- Plotino G, Grande N, Testarelli L, Gambarini G. Cyclic fatigue of Reciproc and WaveOne reciprocating instruments. *International endodontic journal*. 2012; 45(7): 614-8.
- 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, 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 Endodontology*. 2009; 108(3): e152-e6.
- 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*. 2014; 40(9): 1451-3.
- Plotino G, Grande NM, Sorci E, Malagnino V, 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.
- Pruett JP, Clement DJ, Carnes Jr DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 1997; 23(2): 77-85.

- Radcliffe C, Potouridou L, Qureshi R *et al.* Antimicrobial activity of varying concentrations of sodium hypochlorite on the endodontic microorganisms *Actinomyces israelii*, *A. naeslundii*, *Candida albicans* and *Enterococcus faecalis*. *International endodontic journal*. 2004; 37(7): 438-46.
- Rapisarda E, Bonaccorsob A, Tripib TR, Fragalkc I, Condorellid GG. The effect of surface treatments of nickel-titanium files on wear and cutting efficiency. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2000; 89(3): 363-8.
- Rodrigues RC, Lopes HP, Elias CN, Amaral G, Vieira VT, De Martin AS. Influence of different manufacturing methods on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*. 2011; 37(11): 1553-7.
- Ruddle C. The ProTaper endodontic system: geometries, features, and guidelines for use. *Dentistry today*. 2001; 20(10): 60-7.
- Russell A. Activity of biocides against mycobacteria. *Journal of applied bacteriology*. 1996; 81: 87S-101S.
- Saed SM, Ashley M, Darcey J. Root perforations: aetiology, management strategies and outcomes. The hole truth. *British dental journal*. 2016; 220(4): 171-80.
- Sağlam BC, Koçak S, Koçak MM, Topuz Ö. Effects of irrigation solutions on the surface of ProTaper instruments: A microscopy study. *Microscopy research and technique*. 2012; 75(11): 1534-8.
- Sarkar N, Redmond W, Schwaninger B, Goldberg A. The chloride corrosion behaviour of four orthodontic wires. *Journal of oral rehabilitation*. 1983; 10(2): 121-8.
- 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.
- Schäfer E. Root canal instruments for manual use: a review. *Dental Traumatology*. 1997; 13(2): 51-64.
- Schäfer E, Schulz-Bongert U, Tulus G. Comparison of hand stainless steel and nickel titanium rotary instrumentation: a clinical study. *Journal of endodontics*. 2004; 30(6): 432-5.
- Schäfer E, Vlassis M. Comparative investigation of two rotary nickel–titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *International endodontic journal*. 2004; 37(4): 229-38.
- Schijve J (2001) *Fatigue of structures and materials*: Springer Science & Business Media.
- Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am*. 1974; 18: 269-96.
- Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 1971; 32(2): 271-5.
- Schrader C, Peters OA. Analysis of torque and force with differently tapered rotary endodontic instruments in vitro. *Journal of endodontics*. 2005; 31(2): 120-3.
- Serene TP. Nickel-titanium instruments: application in endodontics. *Application in Endodontics*. 1995: 1-5.
- Shaker L, Dancer B, Russell A, Furr J. Emergence and development of chlorhexidine resistance during sporulation of *Bacillus subtilis* 168. *FEMS microbiology letters*. 1988; 51(1): 73-6.
- Shaw MC, Cookson J (2005) *Metal cutting principles*: Oxford university press New York.
- Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*. 2011; 37(7): 997-1001.
- Shen Y, Zhou H-m, Zheng Y-f, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics*. 2013; 39(2): 163-72.
- 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.
- Silva EJNL, Vieira VTL, Belladonna FG *et al.* Cyclic and torsional fatigue resistance of XP-endo Shaper and TRUShape instruments. *Journal of endodontics*. 2018; 44(1): 168-72.
- Song Y, Bian Z, Fan B, Fan M, Gutmann J, Peng B. A comparison of instrument-centering ability within the root canal for three contemporary instrumentation techniques. *International endodontic journal*. 2004; 37(4): 265-71.
- Sonntag D, Peters OA. Effect of prion decontamination protocols on nickel-titanium rotary surfaces. *Journal of endodontics*. 2007; 33(4): 442-6.
- Spanaki-Voreadi A, Kerezoudis N, 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 *et al.* Influence of environmental temperature, heat-treatment and design on the cyclic fatigue resistance of three generations of a single-file nickel–titanium rotary instrument. *Odontology*. 2019; 107(3): 301-7.
- Stokes OW, Di Fiore PM, Barss JT, Koerber A, Gilbert JL, Lautenschlager EP. Corrosion in stainless-steel and nickel-titanium files. *Journal of endodontics*. 1999; 25(1): 17-20.

- Suresh S (1998) *Fatigue of materials*: Cambridge university press.
- Svec TA, Powers JM. The deterioration of rotary nickel-titanium files under controlled conditions. *Journal of endodontics*. 2002; 28(2): 105-7.
- Tan B, Messer H. The effect of instrument type and preflaring on apical file size determination. *International endodontic journal*. 2002; 35(9): 752-8.
- Thompson S. An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *International endodontic journal*. 2000; 33(4): 297-310.
- Topçuoğlu H, Düzgün S, Aktı A, Topçuoğlu G. Laboratory comparison of cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold, Reciproc and WaveOne files in canals with a double curvature. *International endodontic journal*. 2017; 50(7): 713-7.
- Topçuoğlu HS, Topçuoğlu G, Aktı A, Düzgün S. In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of ProTaper Next, HyFlex CM, OneShape, and ProTaper Universal instruments in a canal with a double curvature. *Journal of endodontics*. 2016; 42(6): 969-71.
- 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.
- Topuz O, Aydin C, Uzun O, Inan U, Alacam T, Tunca YM. Structural effects of sodium hypochlorite solution on RaCe rotary nickel-titanium instruments: an atomic force microscopy study. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2008; 105(5): 661-5.
- 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): e106-e14.
- Uslu G, Gundogar M, Özyürek T, Plotino G. Cyclic fatigue resistance of reduced-taper nickel-titanium (NiTi) instruments in doubled-curved (S-shaped) canals at body temperature. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*. 2020; 14(2): 111.
- Uslu G, Özyürek T, Yılmaz K, Gündoğar M. Cyclic fatigue resistance of R-Pilot, HyFlex EDM and PathFile nickel-titanium glide path files in artificial canals with double (S-shaped) curvature. *International endodontic journal*. 2018; 51(5): 584-9.
- Uslu G, Özyürek T, Yılmaz K, Plotino G. Effect of dynamic immersion in sodium hypochlorite and EDTA solutions on cyclic fatigue resistance of WaveOne and WaveOne Gold reciprocating nickel-titanium files. *Journal of endodontics*. 2018; 44(5): 834-7.
- Uygun AD. Cyclic fatigue resistance of VDW. ROTATE and Reciproc Blue nickel-titanium files at root canal temperature. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*. 2020; 14(3): 177.
- Valois CR, Silva LP, Azevedo RB. Atomic force microscopy study of stainless-steel and nickel-titanium files. *Journal of endodontics*. 2005; 31(12): 882-5.
- Valois CR, Silva LP, Azevedo RB. Multiple autoclave cycles affect the surface of rotary nickel-titanium files: an atomic force microscopy study. *Journal of endodontics*. 2008; 34(7): 859-62.
- Viana ACD, de Melo MCC, de Azevedo Bahia MG, Buono VTL. 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.
- Vianna ME, Gomes BP, Berber VB, Zaia AA, Ferraz CCR, de Souza-Filho FJ. In vitro evaluation of the antimicrobial activity of chlorhexidine and sodium hypochlorite. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2004; 97(1): 79-84.
- Walia H, 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.
- 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.
- Yamazaki-Arasaki A, Cabrales R, Santos MD, Kleine B, Prokopowitsch I. Topography of four different endodontic rotary systems, before and after being used for the 12th time. *Microscopy research and technique*. 2012; 75(1): 97-102.
- 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. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *International endodontic journal*. 2008; 41(4): 339-44.

- Yared G, Bou Dagher F, Machtou P, Kulkarni G. Influence of rotational speed, torque and operator proficiency on failure of Greater Taper files. *International endodontic journal*. 2002; 35(1): 7-12.
- Yared G, Dagher FB, Machtou P. Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. *International endodontic journal*. 1999; 32(2): 115-9.
- Yılmaz K, Uslu G, Özyürek T. In vitro comparison of the cyclic fatigue resistance of HyFlex EDM, One G, and ProGlider nickel titanium glide path instruments in single and double curvature canals. *Restorative Dentistry & Endodontics*. 2017; 42(4): 282.
- Yum J, Cheung GS-P, Park J-K, Hur B, Kim H-C. Torsional strength and toughness of nickel-titanium rotary files. *Journal of endodontics*. 2011; 37(3): 382-6.
- Zehnder M. Root canal irrigants. *Journal of endodontics*. 2006; 32(5): 389-98.
- Zhou H, Peng B, Zheng YF. An overview of the mechanical properties of nickel–titanium endodontic instruments. *Endodontic Topics*. 2013; 29(1): 42-54.
- Zuolo ML, Walton RE, Murgel C. 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.



## 8.ÖZGEÇMİŞ

---

### KİŞİSEL BİLGİLER

---

**ADI SOYADI**

: Zeynep OVALIOĞLU



## 9.EKLER

### 9.1. Etik Kurul Onayı



NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

İLAÇ VE TIBBİ CİHAZ DIŞI ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Sayı: 2020/02

13.02.2020

**Sayın Doç.Dr. Melek AKMAN**

*Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi İlaç ve Tıbbi Cihaz Dışı Araştırmalar Etik Kurulu'nun 13.02.2020 tarihinde yapılan 2020/02 sayılı toplantısında, yürütücüsü olduğunuz "Çift Kurvatürlü Kanallarda Vucüt Sıcaklığında Isıl İşlem Görmüş Ni-Ti Döner Aletlerin Döngüsel Yorulma Direncine Farklı İrrigasyon Solüsyonlarının Etkileri" başlıklı projenin bilimsel etik açıdan uygun olduğuna karar verildi.*

*Saygılarımla...*

**Prof. Dr. Sevgi ÖZCAN**

NEÜ Diş Hekimliği Fakültesi

İlaç ve Tıbbi Cihaz Dışı Araştırmalar

Etik Kurul Bşk