



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
ANKARA ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**



**FARKLI YAPISAL ÖZELLİKTEKİ NİKEL-TİTANYUM  
KÖK KANAL ENSTRÜMANLARININ SODYUM  
HİPOKLORİT VE SERUM FİZYOLOJİK  
ÇÖZELTİLERİNDEKİ DÖNGÜSEL  
YORGUNLUKLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

**Dt. Abdulkadir ÖZŞAHİN**

**ENDODONTİ ANABİLİM DALI  
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN  
Prof. Dr. Meltem DARTAR ÖZTAN**

**ANKARA  
2019**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
ANKARA ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**FARKLI YAPISAL ÖZELLİKTEKİ NİKEL-TİTANYUM  
KÖK KANAL ENSTRÜMANLARININ SODYUM  
HİPOKLORİT VE SERUM FİZYOLOJİK  
ÇÖZELTİLERİNDEKİ DÖNGÜSEL  
YORGUNLUKLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

**Dt. Abdulkadir ÖZŞAHİN**

**ENDODONTİ ANABİLİM DALI  
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN  
Prof. Dr. Meltem DARTAR ÖZTAN**

**ANKARA  
2019**

Ankara Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı'na,

Uzmanlık tezi olarak hazırlayıp sunduğum “Farklı Yapısal Özellikteki Nikel-Titanyum Kök Kanal Enstrümanlarının Sodyum Hipoklorit ve Serum Fizyolojik Çözeltilerindeki Döngüsel Yorgunluklarının Karşılaştırılması” başlıklı tez; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tezdanişmanım ve bana aittir. Tezde yer alan klinik çalışma tarafımdan yapılmış olup, tüm cümleler ve yorumlar bana aittir.

Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Uzmanlık Öğrencisinin Adı Soyadı : Dt. Abdulkadir ÖZŞAHİN

Tarih :

İmza :

ANKARA ÜNİVERSİTESİ DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ENDODONTİ UZMANLIK PROGRAMI

Çerçevesinde yürütülmüş olan “Farklı Yapısal Özellikteki Nikel-Titanyum Kök Kanal Enstrümanlarının Sodyum Hipoklorit ve Serum Fizyolojik Çözeltilerindeki Döngüsel Yorgunluklarının Karşılaştırılması” konulu çalışma aşağıdaki jüri tarafından uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi

24.01.2019

İmza

Prof.Dr.Meltem DARTAR ÖZTAN

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Endodonti Anabilim Dalı

**Jüri Başkanı**

İmza

Prof.Dr.Aylin KALAYCI

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Endodonti Anabilim Dalı

**Üye**

İmza

Prof.Dr.Güven KAYAOĞLU

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Endodonti Anabilim Dalı

**Üye**

## İÇİNDEKİLER

Etik Beyan	i
Kabul ve Onay	ii
İçindekiler	iii
Önsöz	v
Simgeler ve Kısaltmalar	vi
Şekiller	viii
Çizelgeler	ix
<b>1. GİRİŞ</b>	<b>1</b>
1.1. Kök Kanal Şekillendirilmesinde Kullanılan Aletler	2
1.1.1. El ile Kullanılan Kanal Aletleri	2
1.1.2. Mikromotor veya Özel Endodontik Angılduruva ile Kullanılan Döner Kanal Aletleri	4
1.1.3. Sonik ve Ultrasonik Aletlere Takılan Özel Endodontik Uçlar	5
1.2. Nikel-Titanyum Alaşımlara Genel Bakış	5
1.2.1. Nikel-Titanyum Alaşımların Metalürjik Özellikleri	5
1.2.2. Nikel-Titanyumun Yapısı	6
1.3. Endodontide Ni-Ti Enstrümanlar	11
1.4. Ni-Ti Dönen Enstrümanların Yapısal Özelliklerindeki Gelişmeler	13
1.4.1. Östenitik Ni-Ti Alaşımları	13
1.4.1.1. Geleneksel Ni-Ti Alaşımlar	14
1.4.1.2. Elektropolisaj İşlemi Yapılan Ni-Ti Alaşımlar	15
1.4.1.3. M-Wire Ni-Ti Alaşımlar	15
1.4.1.4. R-Faz Ni-Ti Alaşımlar	16
1.4.2. Martensitik Ni-Ti Alaşımlar	17
1.4.2.1. Controlled Memory (CM) Wire Ni-Ti Alaşımlar	17
1.4.2.2. Elektriksel Deşarj İşlemi Yapılan Ni-Ti Enstrümanlar	18
1.4.2.3. Gold ve Blue Isıl İşlem Görmüş Ni-Ti Enstrümanlar	18
1.4.2.4. Max Wire Ni-Ti Enstrümanlar	19
1.5. Döngüsel ve Burkulma Yorgunluğu Testleri	20
1.6. Çalışmamızda Kullanılan Ni-Ti Dönen Alet Sistemleri	24
1.6.1. Protaper Universal	24
1.6.2. Dia PT File	25
1.6.3. Dia X File	26
1.7. Çalışmanın Amacı	27
<b>2. GEREÇ VE YÖNTEM</b>	<b>28</b>
2.1. Örnek Sayısının Belirlenmesi	28
2.2. Döngüsel Yorgunluk Testinin Yapılması	28
2.3. İstatistiksel Analiz	35
<b>3. BULGULAR</b>	<b>36</b>
3.1. Kullanılan Eğelerin Serum Fizyolojik Çözeltisindeki Döngüsel Yorgunluğunun Karşılaştırılması	36

3.2. Kullanılan Eğelerin %5 Sodyum Hipoklorit Çözeltisindeki Döngüsel Yorgunluğunun Karşılaştırılması	37
3.3. Aynı Türdeki Eğelerin Serum Fizyolojik Ve Sodyum Hipoklorit Solüsyonlarındaki Döngüsel Yorgunluğunun İkili Karşılaştırması	37
<b>4. TARTIŞMA</b>	39
<b>5. SONUÇ VE ÖNERİLER</b>	49
<b>ÖZET</b>	51
<b>SUMMARY</b>	52
<b>KAYNAKLAR</b>	53
<b>ÖZGEÇMİŞ</b>	66



## ÖNSÖZ

Tez çalışmamda ve uzmanlık eğitimim boyunca yardım ve desteğini benden esirgemeyen değerli hocam ve tez danışmanım, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Meltem DARTAR ÖZTAN ve Anabilim Dalı'mızın çok kıymetli, saygıdeğer ve hoşgörülü diğer tüm Öğretim Üyelerine,

Tez deneylerimde yardım ve emeğini esirgemeyen Hacettepe Üniversitesi öğretim üyesi Sayın Uzm. Dt. Ahmet Keleş'e,

Asistanlığım boyunca hoşgörü, saygı ve yardımseverlikle beraber çalıştığım tüm asistan arkadaşlarıma,

Hayatımın her alanında olduğu gibi; uzmanlık eğitimim sırasında da beni hep destekleyen, her zaman benim yanımda olan canım aileme yardımları, emekleri, fedakarlıkları, sevgileri ve sabırları için teşekkür ederim.

## SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
<	Küçüktür
>	Büyüktür
°	Derece
°C	Santigrad Derece
ADA	Amerikan Diş Hekimleri Birliği
Af	Östenit bitiş sıcaklığı
AFM	Atomik Kuvvet Mikroskobu
Anova	Tek yönlü varyans analizi
ark.	Arkadaşları
CM	Controlled Memory
Co-Cr	Kobalt-Krom
dk	Dakika
DS	Dönme sayısı
EDTA	Etilen Diamin Tetra Asetik Asit
I.S.O.	Uluslararası Standartlar Organizasyonu
kHz	Kilo hertz
KKTS	Kırılmacaya tur sayısı
mm	Milimetre
mm/sn	Milimetre/saniye
MR	Martensit reoryantasyon
Ms	Martensit başlangıç sıcaklığı
N	Tork değeri
NaOCl	Sodyum Hipoklorit
Ni-Cr	Nikel-Krom
Ni-Ti	Nitel Titanyum



NiTiCo1	Nitel Titanyum Kobalt
p	İstatistiksel anlamlılık değeri
rpm	Dönme hızı
RTTR	Geri dönüşüm ısı aralığı
SE	Süperelastik
SIM	Stresin uyardığı Martensik dönüşüm (Stress-induced martensite )
SME	Şekil hafıza özelliği ( shape memory effect)
SRTR	Geri Kazanım Isı Aralığı
TTR	Transforming Temperature Rate ( Dönüşüm ısı aralığı)

## ŞEKİLLER

<b>Şekil 1.1.</b>	Martensitik dönüşüm tablosu ve süper elastik davranış	7
<b>Şekil 1.2.</b>	Ni-Ti alaşımın martensitik dönüşümü	8
<b>Şekil 1.3.</b>	Ni-Ti alaşımın şekil bellek etkisinin diyagramatik sunumu.	9
<b>Şekil 1.4.</b>	Geri yaylanma etkisi	10
<b>Şekil 1.5.</b>	Martensitik dönüşüm (a) Süperelastiklik (SE) Östenit bitiş sıcaklığı (Af), (b) Şekil hafıza özelliği (SME). Martensit reoryantasyon (MR), Stresin uyardığı Martensik dönüşüm (SIM) (Ms = martensit başlangıç sıcaklığı).	14
<b>Şekil 1.6.</b>	a) geri yaylanma etkisi, b) şekil hafıza özelliği	17
<b>Şekil 1.7.</b>	Pruett ve ark. tarafından tanımlanan döngüsel yorgunlukda kullanılan iki parametre; eğrilik yarıçapı ve eğrilik açısı	21
<b>Şekil 1.8.</b>	Schneider tarafından tarif edilen tek parametrenin (kanal eğrilik açısı) kullanıldığı yöntem.	21
<b>Şekil 1.9.</b>	Döngüsel yorgunluk testinin yapıldığı deney düzeneği	22
<b>Şekil 1.10.</b>	Burulma yorgunluğunun test edildiği Torsiyometre cihazı	23
<b>Şekil 1.11.</b>	Gerilim-Gerinim diyagramı (yield point=elastik limit, ultimate strength=kopma direnci, toughness= toplam dayanıklılık)	24
<b>Şekil 1.12.</b>	Protaper Universal eğe sistemi	25
<b>Şekil 1.13.</b>	Dia PT eğe sistemi	26
<b>Şekil 1.14.</b>	Dia X eğe sistemi	27
<b>Şekil 2.1.</b>	Çalışmanın yapıldığı test düzeneğinden bir kesit	29
<b>Şekil 2.2.</b>	Çalışma boyunun belirlenmesi	29
<b>Şekil 2.3.</b>	Çalışmamızda kullanılan sodyum hipoklorit ve serum fizyolojik çözeltileri	30
<b>Şekil 2.4.</b>	Sodyum hipoklorit ve serum fizyolojik çözeltilerinin konulduğu test cihazı haznesi	30
<b>Şekil 2.5.</b>	Protaper Universal ve serum fizyolojinin kullanıldığı 1.grup	31
<b>Şekil 2.6.</b>	Dia PT ve serum fizyolojinin kullanıldığı 2.grup	32
<b>Şekil 2.7.</b>	Dia X file ve serum fizyolojinin kullanıldığı 3.grup	33
<b>Şekil 2.8.</b>	Protaper Universal ve sodyum hipokloritin kullanıldığı 4.grup	33
<b>Şekil 2.9.</b>	Dia PT ve sodyum hipokloritin kullanıldığı 5.grup	34
<b>Şekil 2.10.</b>	Dia X file ve sodyum hipokloritin kullanıldığı 6.grup	35

## ÇİZELGELER

<b>Çizelge 1.1.</b> Endodontide kullanılan Ni-Ti enstrümanlar ve özellikleri	13
<b>Çizelge 3.1.</b> Kullanılan eğelerin serum fizyolojik çözeltisindeki dögüsel yorgunluğu	36
<b>Çizelge 3.2.</b> Kullanılan Eğelerin %5 Sodyum Hipoklorit Çözeltisindeki Dögüsel Yorgunluğu	37
<b>Çizelge 3.3.</b> Protaper Universal eğelerinin %5 sodyum hipoklorit ve serum fizyolojik çözeltisindeki dögüsel yorgunluğu	38
<b>Çizelge 3.4.</b> Dia PT eğelerinin %5 sodyum hipoklorit ve serum fizyolojik çözeltisindeki dögüsel yorgunluğu	38
<b>Çizelge 3.5.</b> Dia X file eğelerinin sodyum hipoklorit ve serum fizyolojik çözeltisindeki dögüsel yorgunluğu	38



## 1. GİRİŞ

Kök kanal tedavisinin başarısını etkileyen bir çok faktör bulunmaktadır. Bunlar; hastalığın doğru tanısı, diş anatomisi ve morfolojisine ilişkin bulguların göz önünde bulundurularak uygun bir tedavi planının gerçekleştirilmesi, etkili kök kanal şekillendirmesinin uygulanması, kök kanallarının dezenfeksiyonunun sağlanması ve hermetik kapanışı sağlayan, üç boyutlu sızdırmaz kök kanal dolgusunun uygulanmasıdır.

Kök kanal şekillendirmesinin amacı; kanal içerisindeki mikroorganizmaların, pulpal doku artıklarının ve debrisin uzaklaştırılması, uygulanan irrigasyon solüsyonlarının kanal duvarlarına temas etmesinin sağlanarak etkinliklerinin artırılması ve dolgu maddelerinin kök kanal duvarına adezyonun sağlanmasına yardımcı olmaktır. Kök kanal şekillendirilmesinde ana prensip kök kanal girişinden, apikaldeki daralım noktasına kadar giderek incelen ve kanalın anatomik makroskobik özelliklerine paralellik gösteren bir yapı oluşturmaktır. Şekillendirme sırasında kullanılan kök kanal aletleri kanal duvarlarına tamamen temas etmeli ve düzensiz yapıya sahip dentin duvarlarını düz yüzey haline getirebilmelidir. Kök kanal sisteminde yer alan yan ve aksesuar kanallar, kanal duvarlarındaki düzensizlikler, kök kanallarındaki şiddetli eğimler ve kanalların arasında yer alan istmuslar; etkin debris uzaklaştırılmasını çoğunlukla olumsuz yönde etkileyerek kök kanal tedavisinin başarısını azalatabilmektedir. Kök kanalının mekanik preparasyonun ana amacı, iritanların büyük oranda azaltılması ve kök kanalının birikintilerden arındırılmasıdır. İşlemlerin sonunda, diş işlevsel bütünlüğüne devam edebilmeli, olabildiğince fazla kök yapısı kalmalı, gereksiz madde kaybına neden olmaktan kaçınılmalıdır. Kanal şekillendirilmesinde en fazla önemsenmesi gereken konulardan biri de, apikal üçte bir bölgede, apikal stop oluşturarak retansiyon ve rezistan formunun sağlanmasıdır. Apikal bölgedeki şekillendirme, çok geniş çaplarda sonlandırılmamalıdır.

## **1.1. Kök Kanal Şekillendirilmesinde Kullanılan Aletler**

Kök kanal aletinin öncelikli görevi, mekanik temizleme ve şekillendirme işlemini tamamlamasıdır. Bu aletler günümüzde imal edildikleri materyale, uçlarının geometrisine (konisite ve dizaynlarına), kesme özelliklerine göre birbirlerinden farklılıklar göstermektedir. Kanal anatomisinde yer alan varyasyon ve düzensizliklerin giderilmesinde günümüze kadar pekçok farklı kanal aleti ve kanal şekillendirme yöntemi kullanılmasına karşın, endodontik yaklaşımda bu yöntemlerden hangisinin klinik olarak üstün olduğuna dair fikir birliğine varılamamıştır. Güncel endodontide kök kanalının mekanik preparasyonunda farklı aletler kullanılabilir.

### **1.1.1. El ile Kullanılan Kanal Aletleri**

Bu amaçla paslanmaz çelik veya nikel titanyum'dan (Ni-Ti) imal edilen, K-tipi ve Hedström el aletleri kullanılmaktadır. K-tipi eğeler; köşeli kesilmiş çeliğin saat yönünün tersine olarak bükülmesi ile, H-tipi eğeler ise çelik telin frezelenmesi ile üretilirler. Şekillendirme işleminde; Ni-Ti' dan imal edilen eğelerin, daha fazla esnekliğe sahip olması ve kırılmaya karşı direncinin daha yüksek olması nedeni ile paslanmaz çelikten imal edilen eğelere kıyasla, kullanımının daha pratik olduğu birçok yayımda bildirilmiştir (Aşçı SK, 2014).

Kök kanallarının genişletilmesinde kullanılan ilk nesil aletler yalnızca ön grup dişlere uygun uzun saplı birkaç çeşit şekilde hazırlanmıştır. Daha sonraları kök kanal tedavisindeki ilerlemelerle arka grup dişlerde, dar ve eğri kanallarda başarı sağlayan farklı enstrümanlar geliştirilmiştir. İşlemlere uygun aletlerle hekimin daha hassas ve daha hızlı çalışmalar yapabilmesi sağlanmıştır.

Endodontide kullanılan el aletleri I.S.O. (Uluslararası Standartlar Organizasyonu) tarafından 3630-1, 3630-2, 3630-4 nolu standartlarla gruplandırılmıştır.

ISO 3630-1: Kök kanal aletleri;

Tip 1: Standart ebatlı aletler: % 2'lik koniklik açısına sahiptirler.

Tip 2: Konikleştirilmiş aletler: % 2'den farklı koniklik açısına sahiptirler.

Tip 3: Şekilli aletler: Ark şeklinedirler.

Tip 4: Konik olmayan aletler: Tek şekilleri vardır.

Tip 5: Farklı koniklikleri olan aletler: Bir koniklikten daha farklı başka ölçüde koniklik açılarını da bünyesinde içerir (Alaçam T, 2012).

Başlangıçta kök kanal enstrümanları karbon-çelik'ten üretilmekteydi. Ancak, kimyasallar (iyodin, klorin gibi) ve buhar sterilizasyonu belirgin korozyona sebep olmaktaydı. Sonraları paslanmaz çeliklerin kullanımı enstrümanların kalitesini önemli ölçüde artırmıştır. Günümüzde ise nikel-titanyum enstrümanların üretimi endodontide büyük kolaylık sağlamıştır (Schafer E 1997, Küçükay ve ark. 2004).

K tipi enstrümanlar, kök kanalına girmek ve kök kanalını genişletmek için uygun enstrümanlardır. Enstrüman dentin yapısını sararak sıkıştırma ve gevşeme mantığı ile işlev görür. Genelde reaming hareketi eğeleme hareketine göre daha az apikal transportasyona sebep olur. K tipi paslanmaz çelik enstrüman isteğe bağlı olarak transportasyonu azaltmak ve girişi hızlandırmak amacıyla önceden eğilendirilebilir (Villalobos ve ark. 1980, Schafer 1997, Himel ve ark. 2006).

ISO standartlarında kök kanal enstrümanları farklı uzunluklarda olmalarına rağmen hepsinin kesici kenar uzunluğu 16 mm'dir. Her eğenin uç kısmındaki çapı D1 olarak adlandırılır. Sapa en yakın kesici kenar 16 mm'dedir ve çapın en geniş olduğu yerdir. Bu kısım da D2 olarak adlandırılır. Her enstrüman D1 çapının genişliğine göre numaralandırılır ve o isimle anılır. Bu uluslararası sınıflandırma yararlıdır ve tüm klinisyenlere ve araştırmacılara tanımlamada yardımcı olur. ISO standartları ile enstrümanın ucundan itibaren her mm'de çapının 0.02 taper açısı ile artması standarda bağlanmıştır ve D2'de çap 0,32 mm artış gösterir. Örnek verecek olursak 10 numaralı bir enstrüman D1'de 0,10 mm çapa sahipken D2'de 0,42 mm çapa sahiptir. 15-55 arası enstrümanlar 0,05 mm'lik artış gösterirken 60-140 arasında

0,1 mm ile kalınlaşır (Alaçam, 2000; Küçükay ve ark., 2004). ANSI/ADA standartlarında ise farklılık eğenin uç kısım çapı D0 olarak kesici kısmın sapa en yakın olan noktası ise D16 olarak adlandırılmasıdır. Sapa doğru gittikçe birinci mm için D1 ikinci mm için D2 olarak adlandırılır. (Serene ve ark. 1995, Schafer 1997 Himel ve ark. 2006).

Kanal boşluğunun tamamen genişletilebilmesi için alet tüm duvarlara temas edip aşındırma yapabilmelidir. Şekil ve fiziksel özelliklerdeki devamlı gelişimlere karşın, tüm kanallarda bütünüyle temizleme ve şekillendirmeyi sağlayan bir alet henüz yapılamamıştır. Düzensiz kanal boşlukları çoğu defa tam yuvarlak ideal kanal preparasyonu şekline dönüştürülememektedir. Ayrıca paslanmaz çelik aletlerin yetersiz esneklikleri aşırı eğri kanallara uyumda sorunlar yaratabilmektedir. Ni-Ti enstrümanlar daha esnek aletlerdir, bununla birlikte koniklik, kesici bıçaklar, uç şekilleri ve diğer özellikleri ile ilgili çalışmalar devam etmektedir (Alaçam T, 2012).

### **1.1.2. Mikromotor veya Özel Endodontik Angılduruva ile Kullanılan Döner Kanal Aletleri**

Kanal şekillendirme süresinin kısaltılması ve şekillendirmenin konik olarak tamamlanabilmesini kolaylaştıran sistemler olarak kabul görmüşlerdir. Kırk seneden bu yana pek çok endodontik angılduruva üretilmiştir. Bunlardan bazıları; Giromatik, Canal Finder, redüksiyonlu endodontik angılduruvalar, Tri-Auto Zx, X-smart, Aceptico, Endotouch, SiroEndo Pocket, SiriNiTi, Endomate, WDV Gold ve WDV Silver Resiproc'tur. Cihazların kullanılması, şekillendirme işleminin hızlı olarak tamamlanmasına yardımcı olmaktadır. Buna karşın cihazın tork ve hız ayarlarına dikkat edilmeksizin şekillendirme yapılması, pekçok kanal aletinin, kök kanalında vidalanmak sureti ile kırılmasına neden olabilmektedir (Aşçı SK, 2014). Ayrıca endodontik angılduruvalara takılıp kullanılan bir çok Ni-Ti enstrüman sistemleri üretilmiştir. Bunlardan bazıları; Protaper, Flexmaster, Greater Taper, GT series X file, Heroshaper, Revo-S, Endowave, Mtwo, Resiproc şeklinde özetleyebiliriz (Alaçam T, 2012).

### **1.1.3. Sonik ve Ultrasonik Aletlere Takılan Özel Endodontik Uçlar**

Hızları 20-50 kHz arasında değişen aletler, özel endodontik uçlar ile kanal şekillendirmede sıklıkla kullanılmıştır. Ultrasonik kuvvet eğeye aktarılır ve hareket haline dönüştürülür. Bu aletler genelde su ve sodyum hipoklorit gibi belli bir irrigasyon solüsyonunu operasyon alanına taşıyabilirler. Sonik veya ultrasonik aletlerin uçuna takılarak kullanılan endodontik amaçlı uçlar ile kanal şekillendirmesinden çok kanal temizliğinin etkinleştirilmesi amaçlanmaktadır. Bu cihazların şekillendirme amacı ile kullanımı el aletleri ve döner aletlere kıyasla daha kısıtlıdır (Aşçı SK, 2014).

## **1.2. Nikel-Titanyum Alaşımlara Genel Bakış**

1960'ların başlarında uzay programı için araştırma geliştirme yapan Maryland'taki Birleşik Devletler Deniz Kuvvetleri laboratuvarında W.E. Buehler tarafından manyetik olmayan, dayanıklı, su geçirmez ve sudan etkilenmeyen bir alaşım arayışı esnasında nikel-titanyum alaşımı keşfedilmiştir. Bu intermetalik alaşımın termodinamik özellikleri arasında kontrollü bir ısı uygulaması esnasında şekil belleği olduğu ortaya konmuştur. Alaşıma yapısına katılan metallerin isimlerinden esinlenilerek nitinol adı verilmiştir: ni nikel, ti titanyum ve nol Naval Ordnance Laboratory için kullanılmıştır (Buehler ve ark. 1963; Baumann, 2004). Nitinolün süper elastik davranışını kuvvet ortadan kaldırıldığında deformasyon öncesi orijinal şekillerine dönmeleri olarak tanımlayabiliriz (Lee ve ark. 1988, Serene ve ark. 1995).

### **1.2.1. Nikel-Titanyum Alaşımların Metalürjik Özellikleri**

Kök kanallarında kullanılan Ni-Ti alaşımlar yaklaşık %56 nikel ve %44 titanyum içerirler. Bazı Ni-Ti alaşımlarda nikelin %2 veya daha azı yerine kobalt kullanılabilir. Sonuçta ortaya çıkan kombinasyon bire bir atomik orandır ve bu



sebeple diğerk metallerde olduğu gibi bu alaşımda farklı kristallografik yapılar da bulunabilir. Bu alaşımlar için jenerik isim 55-nitinoldür. Bu alaşımlar atomik bağlarının tipini değiştirme yeteneğine sahiptirler ve alaşımın kristallografik yapısı ve mekanik özelliklerinde farklı değişimler ortaya koyabilirler. Östenite fazının deformasyonu ile martensite dönmesi ve kuvvet ortadan kaldırıldıktan sonra deformasyon öncesi östenik yapıyı geri kazanması süper elastik davranış olarak tanımlanabilir (şekil 1.1). Bu değişimler ısı ve stres fonksiyonu şeklinde dir (Thompson, 2000).

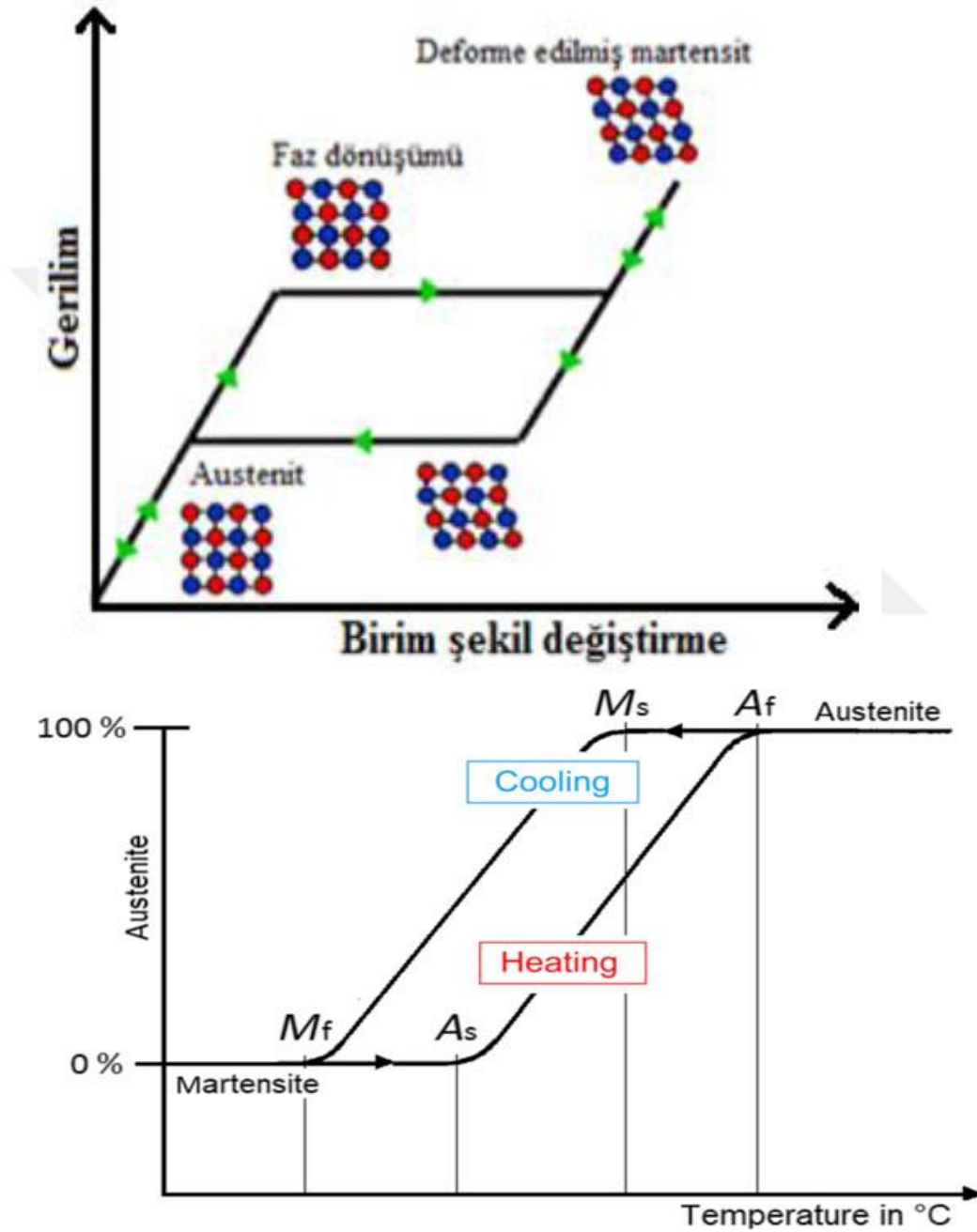
Örgü şeklindeki kristal yapı sıcaklık veya stresten etkilenebilmektedir. İki kristal formun birbirinden farklı çok sayıda özelliği vardır. Eşit atom sayılı Ni-Ti alaşımları östenit, martensit ve R-faz olmak üzere üç mikroyapısal faz içermektedir. Alaşımın karakteristik özelliği ve alaşımı meydana getiren atomların birbirlerine göre oranları metalin mekanik özelliklerini belirlemektedir (Brantley WA ve ark. 2010). Materyal martensitik formda iken yumuşak ve kolayca deforme olabilirken, östenitik Ni-Ti oldukça güçlü ve serttir (Hashem AAR ve ark. 2012).

### 1.2.2. Nikel-Titanyumun Yapısı

Nikel-titanyumun yapısı 100 °C sıcaklığa kadar östenit fazı veya *ebeveyn faz* olarak isimlendirilen fazdadır (şekil 1.1). Nitinol belirli bir dönüşüm ısısına (TTR: Transforming Temperature Rate) kadar soğutulduğunda elastik modül, akma dayancı ve elektrik direnci gibi özelliklerinde elektron bağlarına bağlı olarak ani değişiklikler gözlenir. Isının bu aralığa düşürülmesi ile kristal yapısında martensitik dönüşüm denilen değişim ortaya çıkar. Bu değişimin miktarı başlangıç ve bitiş ısısı ile ilişkilidir. Bu fenomen alaşımın fiziksel özelliklerinde değişime sebep olur (Wang ve ark. 1972) ve şekil belleği özelliği kazandırır.

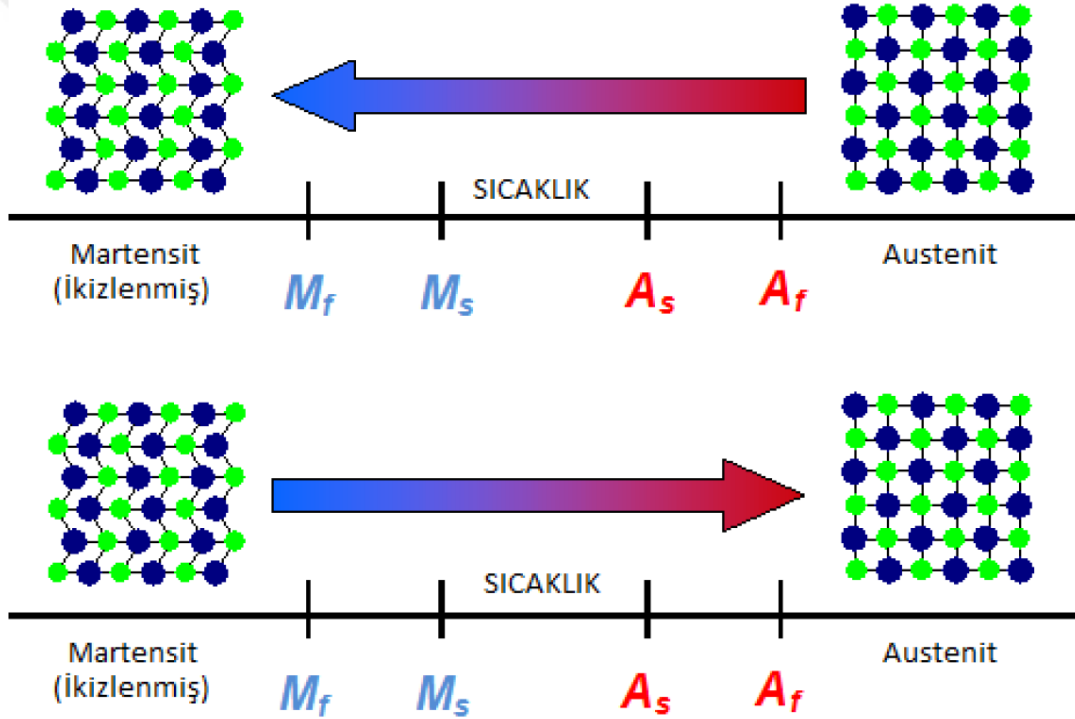
Alaşımdaki ikizlenme mekanizması ile martensitik veya *yavru faz* adı verilen faza doğru dönüşüm gerçekleşir. Daha sonra sıkı paketlenmiş heksagonal kafesli formundaki ikiz martensit ortaya çıkar. Dışarıdan kuvvet uygulanmadıkça

makroskopik olarak şekil değişikliği hemen hiç gözlenmez. Martensit şekli tek bir oryantasyona kolaylıkla yeniden ikizlenme adı verilen bir mekanizmayla çevrilebilir ve iki kristal yapının ayrıldığı martensite ortaya çıkar. NiTi alaşım martensit fazında östenit fazında olduğundan daha uysaldır.



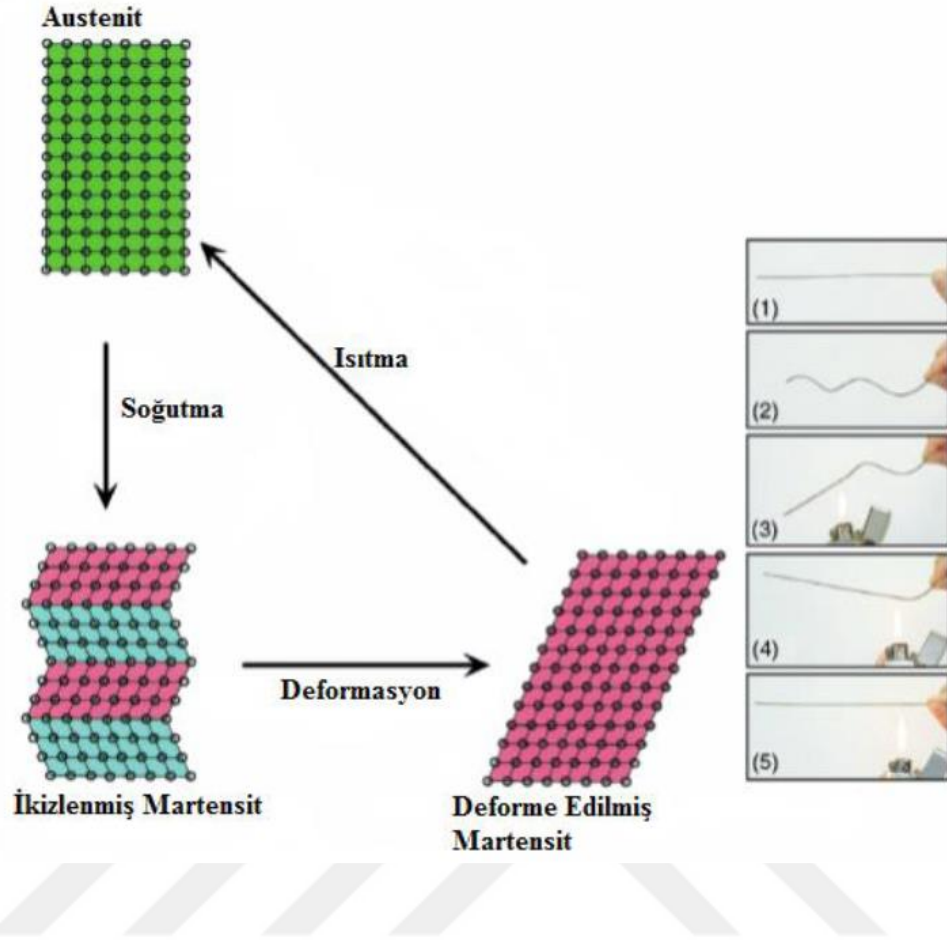
Şekil 1.1. Martensitik dönüşüm tablosu ve süper elastik davranış

Deformasyon alaşımlarının TTR üzerine ısıtılmasıyla geri alınabilir (geri dönüşüm ısı aralığı veya RTTR). Sonuçta Ni-Ti alaşımlarının özellikleri daha önceki yüksek ısı değerlerine geri döner (Şekil 1.2). Alaşım gövde merkezli kübik yüksek ısı fazı olan östenit yapısını yani orijinal ebeveyn yapısını ve oryantasyonunu geri kazanır. Komşu atom düzlemlerinde meydana gelen toplam atomik hareket normal atomik katmanlarına kıyasla interatomik mesafeden daha kısadır. Bu fenomene **şekil belleği** adı verilir. Şekil belleği; elektronların çekim gücü ile atomların önceki konumlarına dönmesi sonucu alaşımların önceki şekline geri dönmesi olarak tanımlanır ve çok kısa sürede ortaya çıkan bir etkidir.



Şekil 1.2. Ni-Ti alaşımlarının martensitik dönüşümü

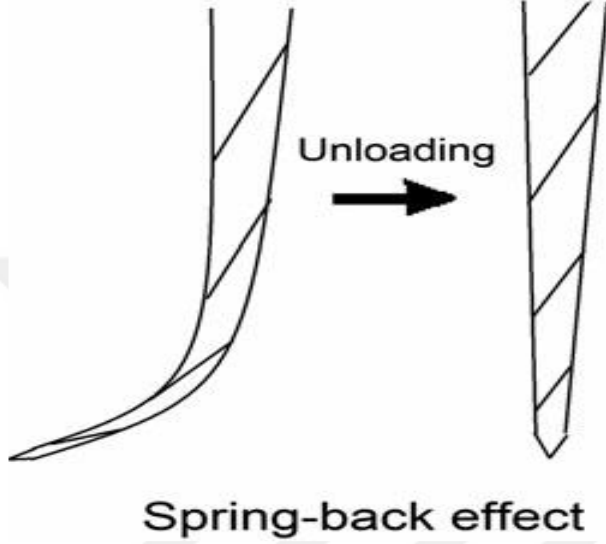
Şekil belleğini kullanarak Ni-Ti bir alaşımı eğitmek veya istenilen bir ısıda bu alaşıma şekil vermek mümkündür. Bu daha düşük ısılarda Ni-Ti alaşımını deforme ederek aynı yönde ikizlerin oluşmasını sağlayabilir. Daha sonra bu alaşımların ısıtılması orijinal şeklin geri kazanımı ile sonuçlanır (Şekil 1.3).



Şekil 1.3. Ni-Ti alaşımın şekil bellek etkisinin diyagramatik sunumu.

Endodontik olarak ise Ni-Ti alaşım aletlerin 125 °C üzerine ısıtılması ile eski şekli kazandırılabilir (Serene ve ark. 1995, Thompson, 2000, Otsuka ve Ren 2005). Geçiş ısısı her Ni-Ti alaşım için söz konusu alaşımın bileşenlerine bağlıdır. Bu durum bağların oluşturulması için gereken elektron sayısına bağlıdır ve her Ni-Ti alaşım için farklı olabilecektir. TTR ağırlık oranı 50:50 olan bir Ni-Ti için 50 ile 100 °C arasındadır. TTR'nin azaltılması birkaç yolla sağlanabilir. Üretim aşamasında soğuk muamele veya termal uygulama TTR'yi etkiler. Bunun yerine nikel-titanyum oranı da değiştirilebilir. Nikel oranı arttırılabilir veya nikel yerine kobalt katılabilir. Kobalt katılması NiTiCo1-2 kompozisyonunu teşkil eder. TTR nikel yerine kobalt katılmasıyla düşer çünkü kobalt daha az elektron içerir ve daha az bağlanma söz konusu olacaktır. Bununla beraber TTR'yi düşürmek için fazlaca nikel katılması durumunda yapıya zarar veren bir ikinci faz ortaya çıkacaktır (Thompson 2000, Otsuka ve Ren 2005).

Ni-Ti alařımlara kuvvet uygulandıęında Őekil deęiŐiklięi olur. Kuvvet ortadan kalktıęında sűperelastik davranıŐtan 6tűrű geri yaylanma olur (Őekil 1.4). Geri yaylanma yűk b6lű sapma Őiddeti olarak ifade edilir (Andreasen ve Morrow 1978), uygulanan belirli bir ısı aralıęında 6nceki Őekle ve 6stenit faza geri d6nűlűr.



Şekil 1.4. Geri yaylanma etkisi

Ni-Ti alařımlarda oluŐan plastik deformasyon TTR veya aŐaęısında olursa bir dereceye kadar geri d6nűsűmlűdűr. Kristalin deęiŐimi sayesinde gerçekteŐen bu fenomen Őekil belleęi ve sűper elastik davranıŐı açıklamaktadır. RTTR nin Őekil geri kazanımının olduęu aralık Őekil geri kazanım ısı aralıęı olarak (SRTR) adlandırılır. Buna aynı zamanda mekanik bellek adı verilmektedir (Buehler ve Wang 1968). Bu konvansiyonel metal baskı bűkűlme davranıŐından farklıdır.

AlıŐılagelmiŐ alařımlarda elastik cevap geri d6nűsűmlűdűr fakat boyutu azdır ve daha yoęun bűkűlmeler plastik deformasyon ile sonuçlanır ki bu geri d6nűsűmsűzdűr. Ni-Ti alařımların sűper elastiklięi %8'e kadar olan bűkűlmelerin tamamen toparlanılabilmesini műmkűn kılar. Bu dięer alařımlardaki 6rneęin paslanmaz çelikteki maksimum %1 olan deęerden çok daha yűksektir. Buna raęmen dięer bazı alařımlarda da bakır-çinko, bakır-alűminyum, altın-kadmiyum ve nikel-nobiumda da sűper elastik 6zellikler mevcuttur (Buehler ve Wang 1968). Bunun yanı

sıra nikel-titanyum en yüksek biyouyumluluğa sahip materyaldir ve korozyona mükemmel dayanıklılık gösterir.

Bir alaşım sistemi tüm mümkün kombinasyonlarda bulunabilen iki ya da daha fazla metalin birleşmesidir. Ortodontik tel ve endodontik Ni-Ti enstrümanların üretiminde kullanılan alaşımın yapısında yaklaşık ağırlık olarak %55 oranında nikel ve %45 titanyum kullanılmaktadır ve 55- nitinol olarak adlandırılır. Nikeli daha yüksek oranda bulunduran Ni-Ti alaşımlar mevcuttur ve %60'lık nikel içeren bir forma 60-nitinol denilmektedir. Şekil belleği bu form için daha az olmakla beraber ısı ile muamele ve düzelme oranı yüksektir. Hem 55 hem 60 nitinoller paslanmaz çelikten, Ni-Cr ve Co-Cr'den daha esnektir, daha güçlüdür ve daha düşük elastisite modülüne sahiptir.

### **1.3. Endodontide Ni-Ti Enstrümanlar**

Günümüzde endodonti pratiğinde tork kontrollü motorlar ve anguldruvalar ile kullanılan nikel-titanyum alaşımlardan yapılmış olan dönen enstrümanların kullanımı geniş bir yer edinmiştir. Civjan ve arkadaşları 1975'te el ve dönen aletlerde Ni-Ti alaşımın kullanımını ilk olarak önermişlerdir. Ancak, Ni-Ti enstrümanlar endodontiye ilk olarak, Ni-Ti el aletlerini dizayn eden ve geliştirerek klinik kullanıma sunan Walia ve arkadaşları (1988) tarafından tanıtılmıştır. Ni-Ti enstrümanların endodontistler tarafından tercih edilmesinin ana sebeplerinden biri paslanmaz çelik enstrümanlara göre nikel-titanyum alaşımların eğri kök kanallarının şekillendirilmesinde avantaj sağlayan yüksek esnekliğe (düşük elastik modülü) sahip olmalarıdır. Alaşımın paslanmaz çelik alaşımlara göre daha büyük güce ve daha düşük elastiklik modülüne sahip olması dar veya eğri kanallarda kök kanal preparasyonu açısından avantaj sağlayabilir (Walia ve ark. 1988, Thompson 2000, Baumann 2004). Son yıllarda dönen enstrümanların dizaynlarında hızlı bir değişim yaşanmıştır. Enstrümanların dizaynlarında, tedavi edilen dişin prognozunun daha iyi olması için ve daha iyi bir koronal ve apikal tıkama sağlayan kök kanal preparasyon kalitesini arttıran gelişmeler meydana gelmiştir.

Ni-Ti enstrümanlar ile H tipi enstrümanların kök kanallarını şekillendirme yetenekleri ve güvenilirlikleri ile ilgili yapılan araştırmalarda Ni-Ti enstrümanlarla yapılan şekillendirmelerde H tipi el enstrümanlarından daha iyi sonuçlar elde edilmiştir (Villalobos ve ark. 1980, Schafer ve ark. 1995, Nagaratna ve ark. 2006).

Ni-Ti dönen enstrümanlar kök kanallarının şekillendirilmesinin yanı sıra başarısız kök kanal tedavilerinin yenilenmesi işleminde de kullanılmaktadır. Ferreira ve arkadaşları (2001) Ni-Ti dönen enstrümanların solvent kullanımı ile paslanmaz çelik el aletleri karşısında kök kanal dolgu maddesini sökme etkinliğini karşılaştırmışlar ve Ni-Ti dönen enstrüman sisteminin daha etkili ve daha hızlı olduğunu bildirmişlerdir. Schirmeister ve arkadaşları (2006) ile Taşdemir ve arkadaşları (2008) Ni-Ti enstrümanlar ile H tipi enstrümanların kök kanal dolgu maddesinin uzaklaştırılmasındaki etkinliklerini araştırmışlar ve işlemi Ni-Ti enstrümanların H tipi enstrümanlardan daha kısa sürede tamamladıklarını ve etkinlik olarak Ni-Ti enstrümanların istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde üstünlük sağladığını bulmuşlardır.

Endodontide kullanılan Ni-Ti enstrümanlar yapısal özelliklerine bağlı olarak temelde östenitik ve martensitik olmak üzere iki grupta sınıflandırılabilir.

Östenitik;

1. Konvansiyonel Ni-Ti Enstrümanlar
2. Elektropolisaj İşlemi Yapılan Ni-Ti Enstrümanlar
3. M-Wire Ni-Ti Enstrümanlar
4. R-Faz Ni-Ti Enstrümanlar

Martensitik;

5. Controlled Memory (CM) Wire Ni-Ti Enstrümanlar
6. Elektriksel Deşarj İşlemi Yapılan Ni-Ti Enstrümanlar
7. Gold ve Blue Isıl İşlem Görmüş Ni-Ti Enstrümanlar
8. Max Wire Ni-Ti Enstrümanlar

**Çizelge 1.1.** Endodontide kullanılan Ni-Ti enstrümanlar ve özellikleri (Zupanc ve ark. 2018)

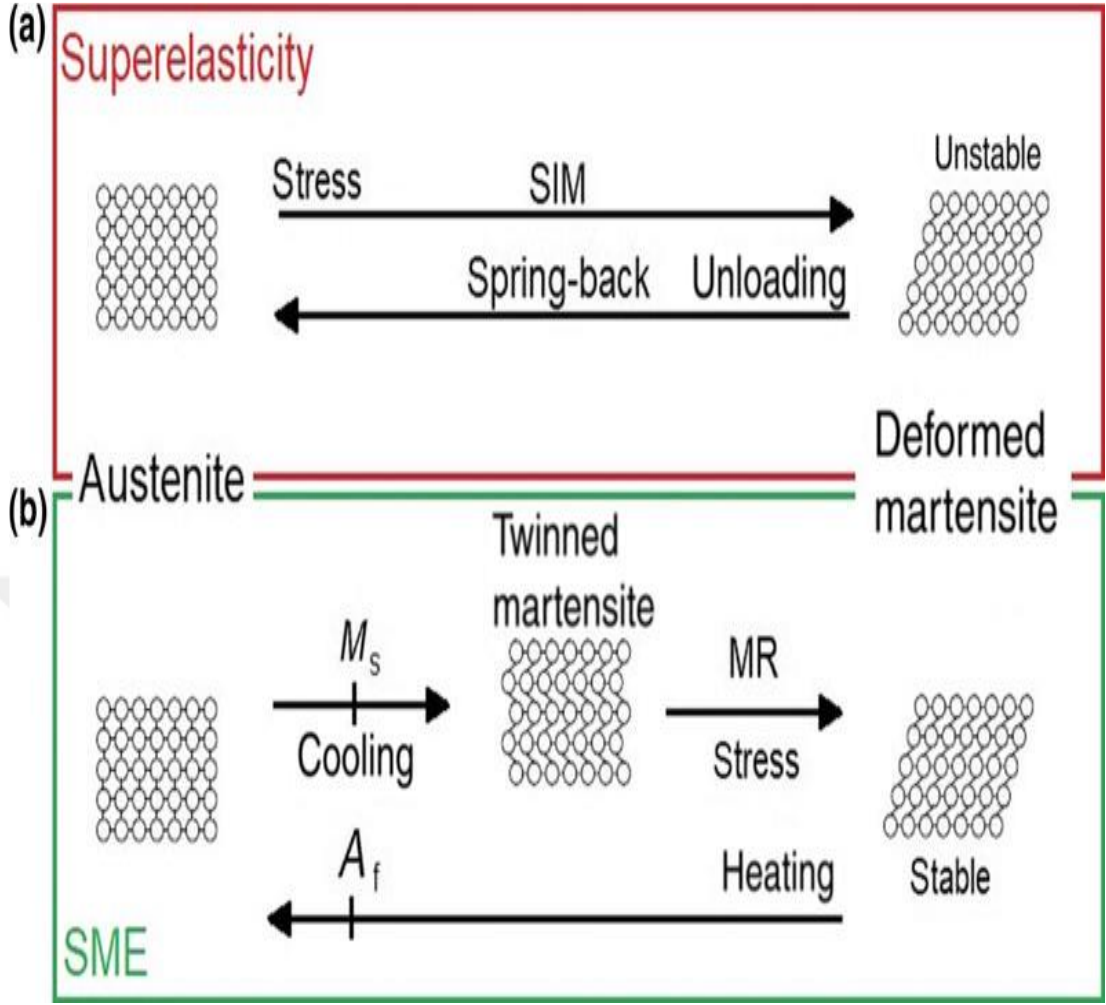
Alaşım	Faz içeriği/özellikleri	Ni-Ti sistemleri
Konvansiyonel Ni-Ti Enstrümanlar	Östenitik faz, süper elastik özellik	Mtwo OneShape ProFile ProTaper Universal
Elektropolisaj İşlemi Yapılan Ni-Ti Enstrümanlar	Östenitik faz, süper elastik özellik	RaCe, BioRaCe, iRace F360, F6 Skytaper
R-Faz Ni-Ti Enstrümanlar	Östenitik faz, süper elastik özellik	Twisted File Twisted File Adaptive K3XF
M-Wire Ni-Ti Enstrümanlar	Östenitik fazın yanında az miktarda R faz ve Martensitik faz	ProFile Vortex ProFile GT Series X ProTaper Next Reciproc WaveOne
Controlled Memory (CM) Wire ve Elektriksel Deşarj İşlemi Yapılan Ni-Ti Enstrümanlar	Martensitik fazın yanında az miktarda Östenitik faz ve R faz Şekil hafıza özelliği	Hyflex CM THYPOON Infinite Flex NiTi Files V-Taper 2H Hyflex EDM
Gold ve Blue Isıl İşlem Görmüş Ni-Ti Enstrümanlar	Şekil hafıza özelliği Süper elastik özellik Üstün döngüsel yorgunluk direnci	ProTaper Gold WaveOne Gold ProFile Vortex Blue Reciproc Blue
Max Wire Ni-Ti Enstrümanlar	20°C Martensitik 35 °C Östenitik Şekil hafıza ve süper elastik özellik	XP-endo Finisher XP-endo Shaper

## 1.4. Ni-Ti Dönen Enstrümanların Yapısal Özelliklerindeki Gelişmeler

### 1.4.1. Östenitik Ni-Ti Alaşımları

Ni-Ti alaşımların süper-elastik özellik göstermesi için, Ni-Ti endodontik enstrümanları esas olarak östenit faz içermelidir (Zhou ve ark. 2013). Östenit faz stres altında martensit faza dönüşebilir (enstrümanın eğri bir kanala sokulması). Bu etki stresin indüklediği martensit dönüşüm olarak adlandırılır (stress-induced martensite (SIM)).





Şekil 1.5. Martensitik dönüşüm (a) Süperelastiklik (SE) Östenit bitiş sıcaklığı ( $A_f$ ), (b) Şekil hafıza özelliği (SME). Martensit reoryantasyon (MR), Stresin uyardığı Martensitik dönüşüm (SIM) ( $M_s$  = martensit başlangıç sıcaklığı).

Stresin indüklediği martensitik dönüşüm stabil bir durum değildir, stres ortadan kalktığında enstrüman (kurvatürlü kök kanalından çıkarıldığında) geri yaylanma etkisiyle (spring-back) östenit faza geri döner. Ni-Ti alaşımlar paslanmaz çeliklerle karşılaştırıldığında düşük elastik modülüne sahip olması sonucu gelişmiş elastik özelliğe sahiptir (Viana ve ark. 2010).

#### 1.4.1.1. Geleneksel Ni-Ti Alaşımlar

Geleneksel Ni-Ti alaşımlar yaklaşık olarak %56 Nikel ve %44 Titanyum içerir (Thompson 2000). Östenit yüzey sıcaklığı vücut ısısının altındadır (Brantley ve ark.

2002, Pereira ve ark. 2012). Bu yüzden konvansiyonel Ni-Ti endodontik alaşımlar esas olarak östenit fazdadır ve süper-elastik özelliğe sahiptir. Bu enstrümanlar bükülmeden ziyade taşlanmak zorundadır. Taşlama süreci Ni-Ti enstrümanların yüzeyinde kusurlara sebep olabilir; bu da kırılma direnci, kesme etkinliği ve korozyon direncini negatif etkiler (Thompson 2000, Kuhn ve ark. 2001, Anderson ve ark. 2007, Cheung ve ark. 2007, Lopes ve ark. 2010).

#### **1.4.1.2. Elektropolisaj İşlemi Yapılan Ni-Ti Alaşımlar**

Elektropolisaj materyallerin pürüzsüz ve parlak yüzeylere sahip olması için yapılan final yüzey şekillendirme işlemidir (Bonaccorso ve ark. 2008, Lopes ve ark. 2016, 2017). Ni-Ti enstrümanların üretimleri sırasında taşlama işlemi sonucu meydana gelen yüzey düzensizlikleri, çatlaklar ve kalan stres alanları **elektropolisaj** işlemi ile giderilir (Kuhn ve ark. 2001, Bonaccorso ve ark. 2008, Bui ve ark. 2008). Yapılan bazı çalışmalarda elektropolisaj işleminin mikro çatlakları tamamen ortadan kaldırmaya da azalttığı belirtilmiştir (Tripi ve ark. 2006, Anderson ve ark. 2007, Bonaccorso ve ark. 2008, Herold ve ark. 2007). Elektropolisaj yapılmış Ni-Ti enstrümanların yapılmayanlara kıyasla döngüsel yorgunluğa daha dirençli olduğu bir çok çalışmada gösterilmiştir (Anderson ve ark. 2007, Condorelli ve ark. 2010, Lopes ve ark. 2010, 2016, Praisarnti ve ark. 2010). Bu bulgularla uyumlu olarak kırık yüzeylerin SEM analizi elektropolisaj yapılmayan enstrümanlardaki çatlakların üretim aşamasında oluşan yivler boyunca izlendiği, buna karşılık elektropolisaj yapılan enstrümanların ince, düzensiz, zig-zag şeklinde çatlak paterni sergilediğini ortaya koymuştur (Lopes ve ark. 2010).

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

Daha esnek ve döngüsel yorgunluğa dirençli Ni-Ti alaşımı üretmek için 2007 yılında Sportswire LLC (Langley, OK, USA) yeni bir termomekanik işlem prosedürü geliştirdi. Yeni geliştirilen Ni-Ti alaşımı M-Wire olarak adlandırıldı. M-wire Ni-Ti

alaşımlar östenit fazın yanında az miktarda **Martensit** ve **R-faz** içerir. Bu nedenle süper-elastik özellik gösterir (Johnson ve ark. 2008).

M-wire, konvansiyonel Ni-Ti alaşımlara göre daha büyük bir esneklik sergilemiştir (Montalvao & Alcada 2011, Gao ve ark. 2012, Pereira ve ark. 2012, 2013). Martensit faz ve R- fazın elastik modülünün östenit fazdan daha düşük olduğu bilinen bir gerçektir. M-wire alaşımların gelişmiş süper-elastik özellikleri bu iki fazı içermesiyle açıklanabilir. M-wire Ni-Ti alaşımlarının döngüsel yorgunluğa direncinin, geleneksel Ni-Ti alaşımlardan daha iyi olduğu gözlenmiştir (Johnson ve ark. 2008, Larsen ve ark. 2009, Al-Hadlaq ve ark. 2010, Gao ve ark. 2010, 2012, Pereira ve ark. 2013, Braga ve ark.2014).

#### **1.4.1.4. R-Faz Ni-Ti Alaşımlar**

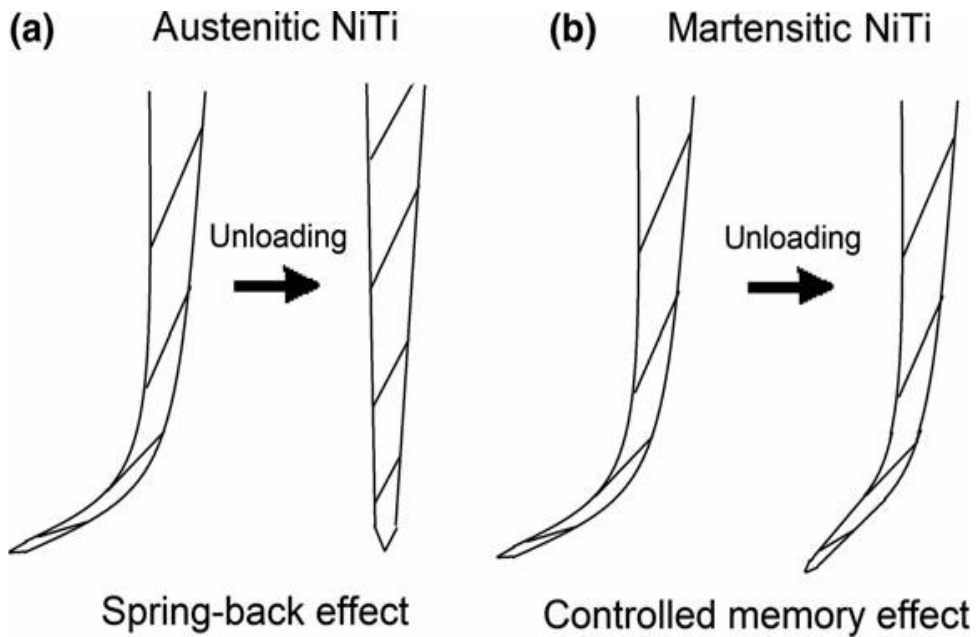
2008 yılında, M-wire tanıtıldıktan kısa bir süre sonra SybronEndo (Orange,CA,USA) farklı bir üretim prosedürüyle Twisted File olarak adlandırılan yeni bir Ni-Ti dönen sistem geliştirdi. Twisted file'ın üretim prosedürü; R-faz ısıtma işlemi, özel metal tel bükümü ve farklı yüzey özelliğini içeren 3 yeni metod içerir (Larsen ve ark. 2009). Çeşitli çalışmalarda R-faz enstrümanların ısıtma işlemi görmeyen geleneksel Ni-Ti enstrümanlarla karşılaştırıldığında döngüsel yorgunluğa karşı üstün direnç ve üstün esneklik gösterdiği bulunmuştur (Gambarini ve ark. 2008, Larsen ve ark. 2009, Kim ve ark. 2010, Pedulla ve ark. 2011, 2012, Rodrigues ve ark.2011, Bhagabati ve ark. 2012, Bouska ve ark. 2012, Perez-Higuera ve ark. 2013, Bulem ve ark. 2013, Aminsobhani ve ark. 2015, Ersoy ve ark. 2016 Gambarini ve ark. 2008, Hou ve ark. 2011, Shen ve ark. 2013, Choi ve ark. 2016). Gelişmiş esneklik özelliklerinin bir sonucu olarak R-faz Ni-Ti alaşımların kullanımı geleneksel Ni-Ti alaşımlarla kıyaslandığında merkezde kalma özelliği olması nedeniyle daha az apikal transportasyonla sonuçlanır (El Batouty ve Elmallah 2011, Hashem ve ark.2012, Reddy ve ark.2014, Rejula ve ark. 2017). R-faz alaşımlar M-wire alaşımlarla benzer döngüsel yorgunluk direnci gösterirler (Bouska ve ark. 2012, Higuera ve ark. 2015).

## 1.4.2. Martensitik Ni-Ti Alaşımlar

Martensit Ni-Ti alaşımlar Östenit Ni-Ti alaşımlara göre daha yumuşak ve şekil verilebilir yapı gösterir. Buna ilaveten ısıtıldığında kolayca şekil değiştirip **şekil hafıza** (shape memory effect) özelliği sergiler. Martensit fazın yorgunluk-kırılma direncinin kararlı östenit fazdan üstün olduğu bulunmuştur (McKelvey ve Ritchie 2001).

### 1.4.2.1. Controlled Memory (CM) Wire Ni-Ti Alaşımlar

CM wire Ni-Ti alaşımları 2010 yılında ne oda sıcaklığı ne de vücut sıcaklığında süper-elastik özellik göstermeyen ilk termomekanik ısıtılma işlemi görmüş Ni-Ti alaşımı olarak tanıtıldı (Zhou ve ark. 2012). Modifiye edilmiş faz içeriğinden dolayı CM Wire enstrümanları martensit oryantasyon sonucu şekil değiştirebilir (Shen ve ark.2013). Östenitik Ni-Ti enstrümanlarının aksine CM Wire Ni-Ti enstrümanları kurvatürlü kanalların preparasyonu esnasında kanalı düzleştirme eğilimi göstermezler. (şekil 1.8)



şekil 1.6. a) geri yaylanma etkisi, b) şekil hafıza özelliği

Üreticilere göre bu **şekil hafıza** özelliği (shape memory effect) preparasyon hatalarının önüne geçebilir. Ancak Hyflex CM ile süper-elastik Ni-Ti enstrümanların karşılaştırıldığı (konvansiyonel Ni-Ti; M Wire ve R-faz ) bazı çalışmalar bunu onaylamamaktadır (Kumar ve ark. 2013, Burkleinet ve ark. 2014, Marceliano-Alves ve ark. 2015, Rubio ve ark. 2015, Saber ve ark. 2015). CM Wire enstrümanları M-Wire ve geleneksel Ni-Ti alaşımlarla kıyaslandığında daha üstün esnekliğe sahiptir (Testarelliet ve ark. 2011, Pongione ve ark. 2012, Ninan ve Berzins 2013, Santos ve ark. 2013, Pereira ve ark. 2015, Goo ve ark. 2017, Soares ve ark.2017).

#### **1.4.2.2. Elektriksel Deşarj İşlemi Yapılan Ni-Ti Enstrümanlar**

Coltene/Whaledent CM Wire dan üretilen başka bir dönen Ni-Ti sistemi Hyflex EDM' yi tanıtmıştır. Hyflex EDM elektriksel deşarj işleme prosedürü ile üretilen ilk enstrümandır (Pirani ve ark. 2016). Üreticiye göre bu yenilikçi işleme süreci Ni-Ti enstrümanların yüzey özelliklerini güçlendirir ve bunun sonucu olarak gelişmiş kırılma direnci ve kesme etkinliği gözlenir. Hyflex EDM nin karşılaştırıldığı bir çok çalışmada Hyflex CM, M-Wire ve geleneksel NiTi enstrümanlara göre döngüsel yorgunluk direncinin arttığı kanıtlanmıştır (Kaval ve ark.2016, Pedulla ve ark.2016, Pirani ve ark. 2016, Goo ve ark. 2017, Gundogar ve Ozyurek 2017, Iacono ve ark. 2017). Hyflex EDM'in esnekliği diğer CM Wire enstrümanlarla benzer bulunmuştur (Goo ve ark. 2017, Iacono ve ark. 2017). Hyflex EDM'in orijinal kök kanalıyla uyumlu bir kanal preparasyonu oluşturduğu rapor edilmiştir (Ozyurek ve ark. 2017, Pinheiro ve ark. 2017, Venino ve ark.2017).

#### **1.4.2.3. Gold ve Blue Isıl İşlem Görmüş Ni-Ti Enstrümanlar**

2011 yılında Dentsply Tulsa Dental (USA) tarafından ayırt edici mavi renge sahip ilk endodontik enstrüman olan ProFile Vortex Blue tanıtılmıştır. Şu an iki farklı firma gold ve blue ısıtım işlem görmüş Ni-Ti enstrümanları tanıtmıştır. Bunlardan ikisi sürekli dönen hareketle (ProFile Vortex Blue; ProTaper Gold, Dentsply Sirona

Endodontics), ikisi de resiprokal (Reciproc Blue, VDW; WaveOne Gold, Dentsply Sirona Endodontics) hareketle kullanılmaktadır. Bu enstrümanlar değişebilen Şekil hafıza (controlled memory effect) özelliği gösterir (Plotino ve ark. 2014). Tüm Gold ve Blue ısıt işlem görmüş enstrümanlar geleneksel Ni-Ti ve M Wire enstrümanlarla kıyaslandığında gelişmiş esneklik ve yorgunluk direnci gösterirler (Gao ve ark. 2012, Nguyen ve ark. 2014, Plotino ve ark. 2014,2017 Duke ve ark. 2015, Hieawy ve ark. 2015, Elnaghy, Elsaka 2016, 2017, Kaval ve ark. 2016, Özyürek 2016, Uygun ve ark. 2016, Adıgüzel, Çapar 2017, De-Deus ve ark. 2017, Keskin ve ark. 2017, Topçuoğlu ve ark. 2017, Topçuoğlu, Topçuoğlu 2017). Bu özellik martensit yapılarına atfedilebilir. Sadece Hyflex EDM enstrümanlar ProTaper Gold, WaveOne Gold ve Reciproc Blue ile kıyaslandığında döngüsel yorgunluğa daha dirençli bulunmuştur (Kaval ve ark. 2016, Gündoğar, Özyürek 2017).

#### 1.4.2.4. Max Wire Ni-Ti Enstrümanlar

Kısa bir süre önce FKG tarafından Max Wire (Martensite-Austenite-electropolish-fileX) olarak adlandırılan termomekanik ısıt işlem görmüş yeni bir enstrüman tanıtıldı. Max Wire klinik uygulamada hem **Şekil hafıza** hem de süperelastik özelliği aynı anda gösteren tek Ni-Ti enstrümandır. Şu anda Max Wire'dan yapılan iki enstrüman bulunmaktadır (the XP-endo Shaper and XP-endo Finisher, FKG Dentaire). Bu enstrümanlar oda sıcaklığında **M-faz** da düz iken (martensitik özellik), kanal içerisindeki sıcaklık değişimi kaynaklı **östenit faz** dönüşümü sonucu kavisli bir Şekil alır. Böylece kanal içerisinde Şekil hafıza özelliği gösterir (M-faz dan Östenit faza dönüşüm) ve de kanal preparasyonu sırasında süperelastik özelliğe sahiptir. Kavisli Őekliyle kanal düzensizliklerine uyumlu ve karmaşık kök kanal morfolojilerinin preparasyonunda etkili olduğu iddia edilmektedir.

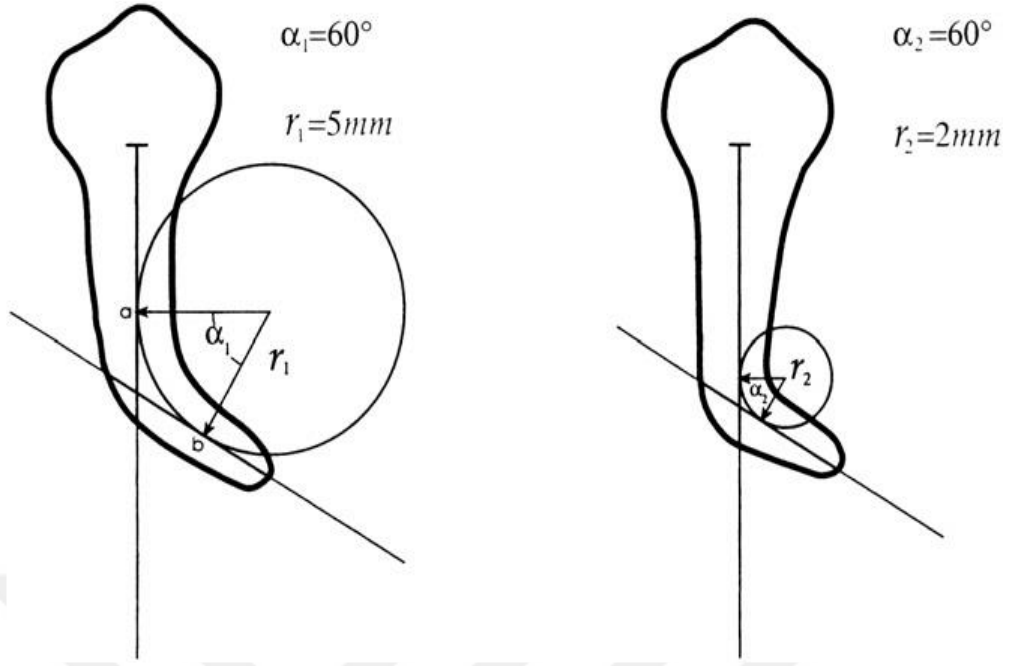
XP Endo Finisher; Hyflex CM, Vortex Blue and iRaCe ile kıyaslandığında döngüsel yorgunluğa daha dirençli bulunmuştur (Elnaghy ve Elsaka 2017, Silva ve ark. 2018). XP endo finisher'in döngüsel yorgunluğa dirençli olmasında düşük koniklik açısının (0,01) etkili olduğu göz ardı edilmemelidir. Küçük çaptaki alet

boyutunun döngüsel yorgunluk direncini arttıran önemli bir parametre olduğu bilinmektedir (Melo ve ark. 2008, Ninan ve Berzins 2013).

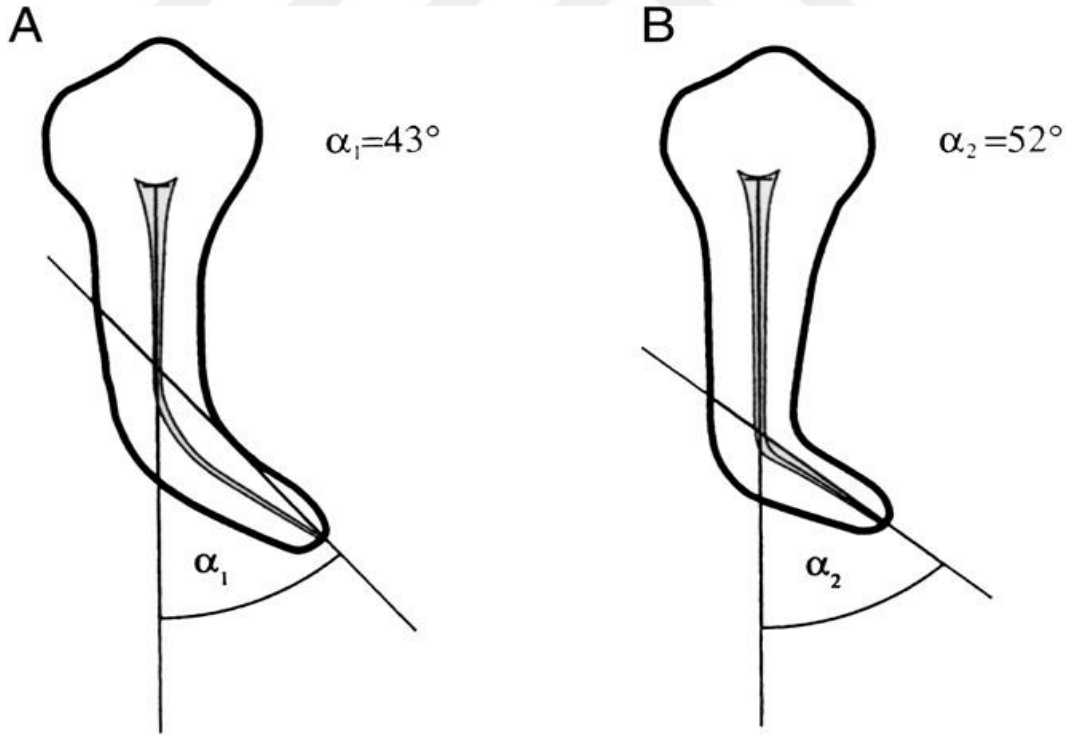
### **1.5. Döngüsel ve Burkulma Yorgunluğu Testleri**

Günümüzde, kök kanallarının Şekillendirilmesinde paslanmaz Çelik aletlere göre kesme etkinliği ve esnekliği daha fazla olan nikel-titanyum (Ni-Ti) döner alet sistemler sıklıkla kullanılmaktadır (Peters 2004, Schafer ve ark. 2004). Ni-Ti döner alet sistemler kullanıldığında, daha fazla diş dokusunun korunduğu, kök kanal anatomisine uygun bir Şekillendirmenin daha hızlı bir Şekilde gerŐekleŐtirilebildięi pek çok çalışma ile bildirilmiştir (Kum ve ark 2000, Thompson 2000, Schafer ve ark. 2004-2006, Hlsnman ve ark. 2005). Ancak tüm bu gelişmiş özelliklerine rağmen, Ni-Ti döner alet sistemlerinin en büyük dezavantajı, eğe üzerinde gözle görülür bir deformasyon olmaksızın gerŐekleŐen alet kırıklarındır (Pruett ve ark. 2000, Sattaban ve ark. 1997). Ni-Ti döner aletlerde kırılmanın sebebi olarak, dönme ve burkulma yorgunluğu gösterilmektedir (Yared 2004, Parashos ve ark. 2006).

Ni-Ti enstrümanların döngüsel yorgunluk testi; farklı geometrik eğrilere sahip kanal morfolojilerini taklit eden deney düzenekleri kullanılarak yapılır.



Şekil 1.7. Pruet ve ark. tarafından tanımlanan dögüsel yorgunlukda kullanılan iki parametre; eğrilik yarıçapı ve eğrilik açısı

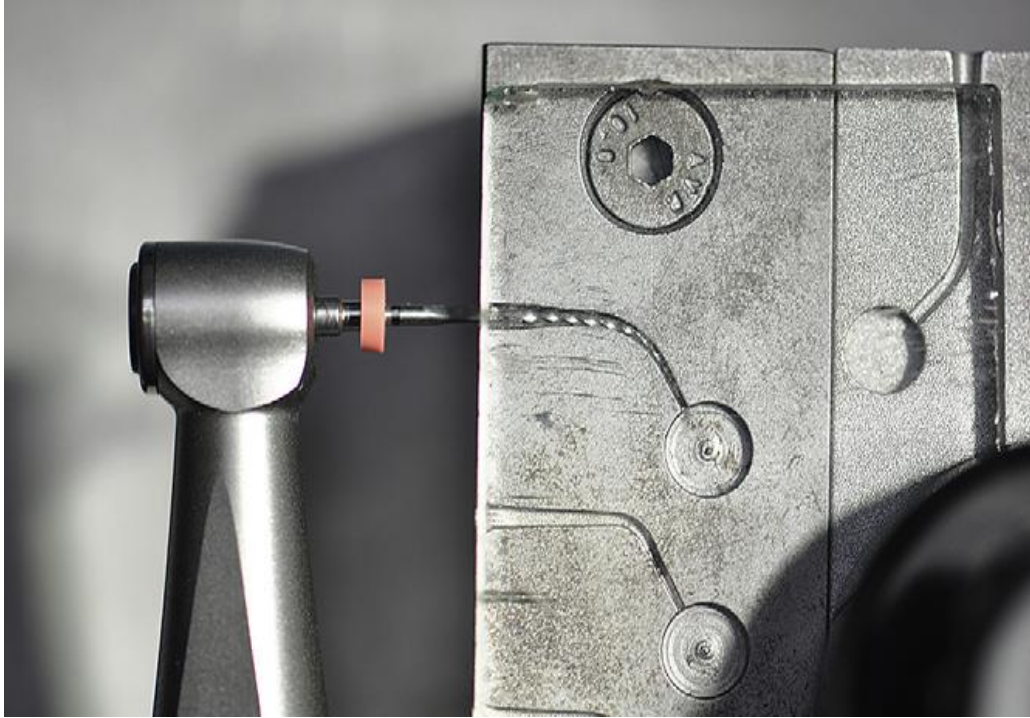
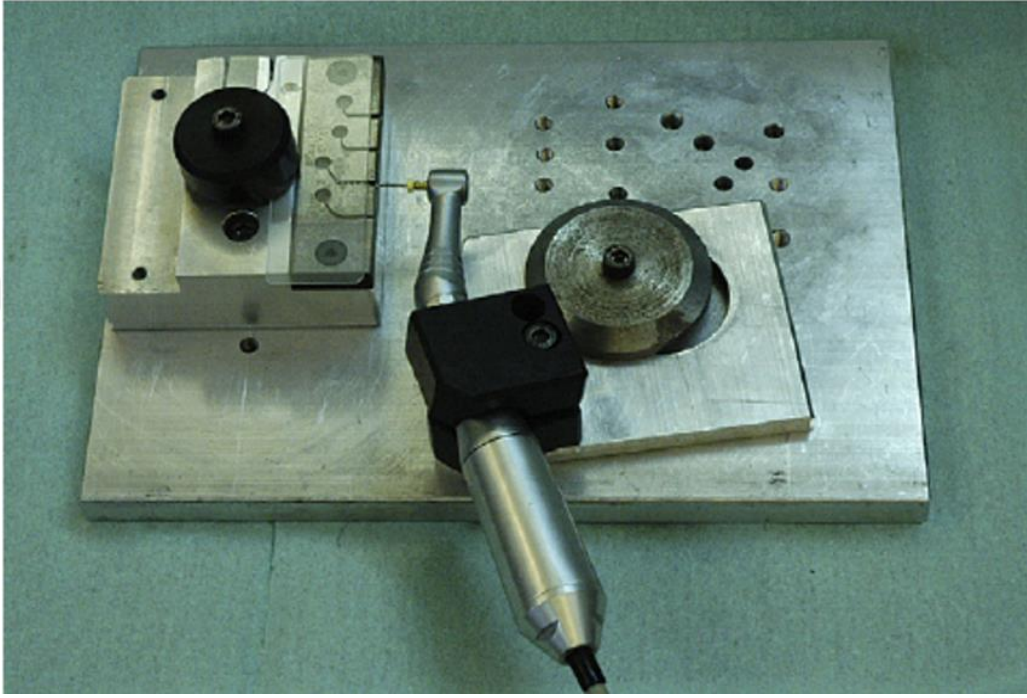


Şekil 1.8. Schneider tarafından tarif edilen tek parametrenin (kanal eğrilik açısı) kullanıldığı yöntem.



Döngüsel yorgunluğun ölçülmesinde kullanılan kırılma anındaki dönme sayısı (DS) aşağıdaki formül ile hesaplanır.

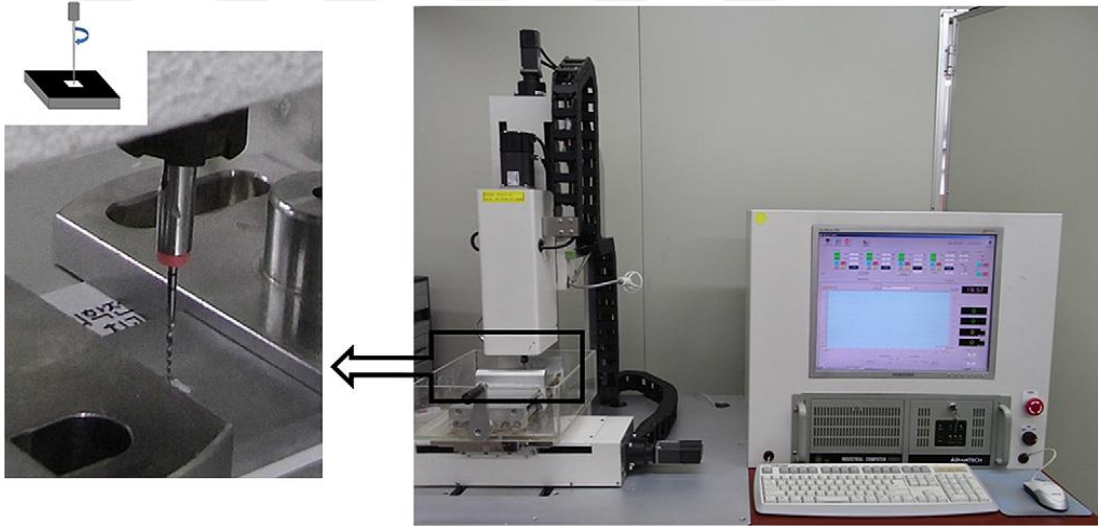
$$DS = \text{kırılma anına kadar geçen süre (sn)} \times \text{dönme hızı (rpm)} / 60$$



Şekil 1.9. Döngüsel yorgunluk testinin yapıldığı deney düzeneği

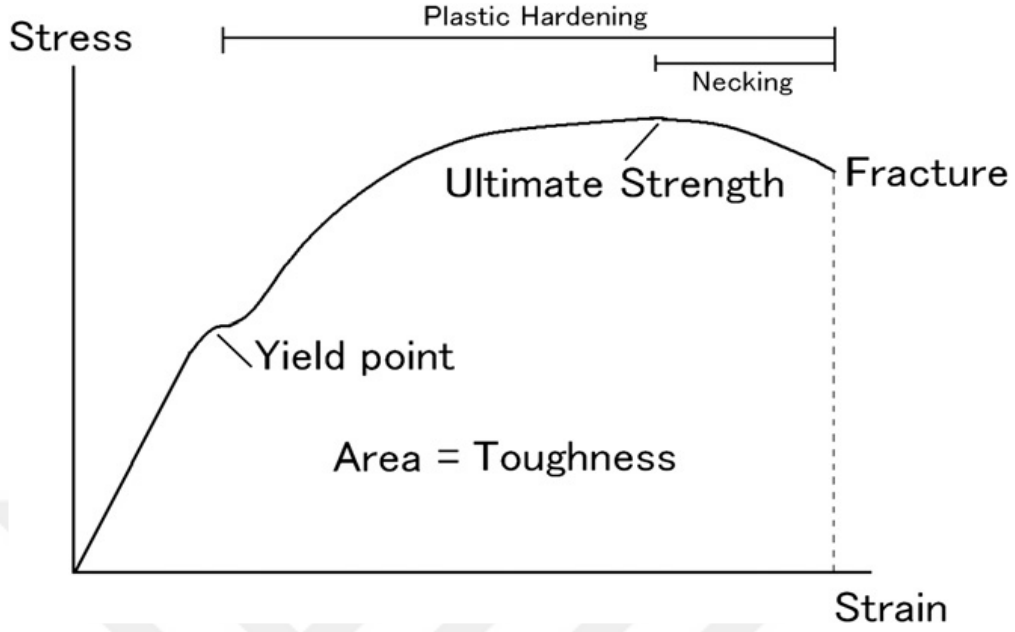
Döngüsel yorgunluk ve burulma yorgunluğu klinik olarak aynı anda ortaya çıkabilir. Döngüsel yorgunluk daha çok eğri kanallarda görülürken; burulma yorgunluğu ise düz bir kanalda bile görülebilir. Burulma yorgunluğu enstrümanın uç kısmı kanal içerisinde sıkıştığı ya da kilitlendiği halde sap kısmının dönmeye devam etmesi sonucu meydana gelir. Bu sebepten ötürü burulma yorgunluğuna bağlı kırık düz bir kanalda bile oluşabilir.

Ni-Ti dönen aletlerin döngüsel yorgunluk direnci kapsamlı olarak incelenmesine rağmen; burulma direnci hakkında çok az bilgi mevcuttur. Kök kanal aletlerinin burulma dirençlerinin ölçümü genellikle Amerikan Diş Hekimleri Birliği'nin (ADA) önerdiği 28 numaralı torsiometre ile ölçülür.



Şekil 1.10. Burulma yorgunluğunun test edildiği Torsiyometre cihazı

Bir metale veya başka bir malzemeye yeterli kuvvetin uygulanması, malzemenin şeklinin değişmesine sebep olur ve bu şekil değişikliği, deformasyon olarak adlandırılır. Kuvvet kaldırıldıktan sonra kendi kendine tersine dönen geçici şekil değişikliği ise elastik deformasyon olarak adlandırılır. Elastik limitin (**yield point**) üzerindeki kuvvet yüklemesi sonucu materyal geri dönüşümsüz plastik deformasyona uğrar. Daha sonra kopma direnci (**ultimate strength**) aşıldığında ise kırılma meydana gelir (Jiwan Yum ve ark, 2011).



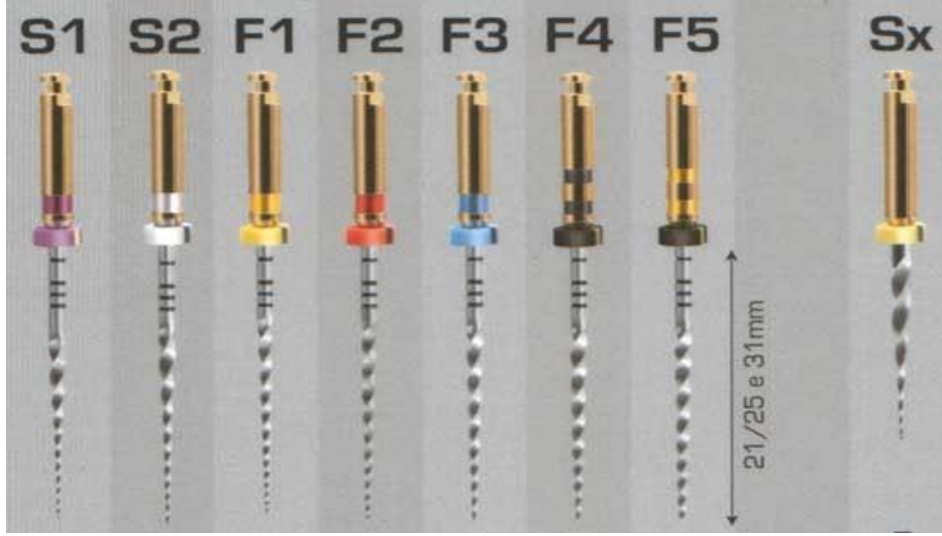
Şekil 1.11. Gerilim-Gerinim diyagramı (yield point=elastik limit, ultimate strength=kopma direnci, toughness= toplam dayanıklılık)

## 1.6. Çalışmamızda Kullanılan Ni-Ti Dönen Alet Sistemleri

### 1.6.1. Protaper Universal

Protaper dönen eğe sistemi Dr. Cliff Ruddle, Dr. Piere Machtou, Dr. John West önderliğindeki endodontistler tarafından Dentsply Maillefer firmasıyla iş birliği içinde 2001 yılında geliştirilmiştir.

ProTaper Universal (PTU; Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) konvansiyonel NiTi alaşımdan üretilmiş bir eğe sistemidir. PTU değişken koniklik açısına ve konveks üçgen kesite sahiptir. Bu sistem üç şekillendirici ve beş bitirici eğe sistemini içerir.



Şekil 1.12. Protaper Universal eğe sistemi

### 1.6.2. Dia PT File

Dia PT file daha çok guta perka üreticisi olarak bilinen Dia-Dent (Cheongwon, Korea) firması tarafından markete sunulmuştur. Dia PT eğe sistemi Protaper eğe sistemi gibi konvansiyonel Ni-Ti alaşımdan üretilmiştir ve Protaper eğe sistemiyle hemen hemen aynı konveks üçgen kesite sahiptir. Üretici firma Dia PT eğe sisteminde konvansiyonel Ni-Ti alaşımların yüzeyinde bulunan çatlak ve pürüzlerin yüzey işleme (surface treatment) uygulanarak giderildiğini ve bundan dolayı Dia PT eğelerinin yorgunluk direncinin diğer konvansiyonel eğe sistemlerine göre daha iyi olduğunu iddia etmektedir (Kuhn ve ark. 2001, Yum ve ark. 2011). Dia PT üreticileri uygulanan yüzey işleme tekniğini tam olarak açıklamamışlardır. Elektropolisaj işlemi bilinen kemomekanik bir yüzey işlemidir. Elektropolisaj yüzey işleme yapılan Ni-Ti eğelerin konvansiyonel eğe sistemlerine göre döngüsel yorgunluğa daha dirençli olduğu yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (Kim ve ark. 2015). Bu sistem üç şekillendirici ve üç bitirici eğeden oluşmaktadır.



Şekil 1.13. Dia PT eğe sistemi

### 1.6.3. Dia X File

Dia X file eğe sistemi Protaper eğe sistemiyle benzer, Dia PT file eğe sistemiyle aynı konveks üçgen kesite sahiptir. Dia-Dent firması tarafından ısıl işlem görmüş (heat treatment) olarak üretilmiştir. Üretici firma bu eğe sisteminin Dia PT file eğe sisteminden daha esnek ve döngüsel yorgunluğa daha dirençli olan Gold ısıl işleme sahip Ni-Ti alaşımından oluştuğunu belirtmiştir

Gold ısıl işlem görmüş enstrümanların geleneksel Ni-Ti ve M Wire enstrümanlarla kıyaslandığında gelişmiş esneklik ve yorgunluk direnci gösterdiği birçok çalışmada gösterilmiştir (Gao ve ark. 2012, Nguyen ve ark. 2014, Plotino ve ark. 2014, 2017, Duke ve ark. 2015, Hieawy ve ark. 2015, Elnaghy, Elsaka 2016, 2017, Kaval ve ark. 2016, Özyürek 2016, Uygun ve ark. 2016, Adıgüzel, Capar 2017, De-Deus ve ark. 2017, Keskin ve ark. 2017, Topçuoğlu ve ark. 2017, Topçuoğlu, Topçuoğlu 2017).

Dia X file, Dia PT file sisteminde olduğu gibi 3 adet şekillendirici ve 3 adet bitirici eğeden oluşmaktadır.

# Dia-X File



Şekil 1.14. Dia X eğe sistemi

## 1.7. Çalışmanın Amacı

Bu çalışmanın amacı; 3 farklı yapısal özellikteki Ni-Ti enstrümanların döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmaktır. Serum fizyolojik ve sodyum hipoklorit çözeltileri kullanılarak; sodyum hipokloritin koroziv etkisinin döngüsel yorgunluğa etkisi ve farklı yapısal özellikteki enstrümanların bu koroziv özellikten nasıl etkilendiğini belirlemek amaçlanmıştır.

## 2. GEREÇ VE YÖNTEM

### 2.1. Örnek Sayısının Belirlenmesi

Bu *in vitro* çalışmada üç farklı yapıdaki Ni-Ti kanal eğelerinin 37°C de %5 NaOCl ve serum fizyolojik ortamında döngüsel yorgunluk test düzeneği kullanılarak yorgunluk dirençleri ve kırılan parçaların uzunluğu karşılaştırılmıştır.

Bu amaçla her biri 15 ege içeren 6 farklı deney grubu oluşturuldu.

**Grup 1 (n=15) :** Protaper Universal, Serum fizyolojik

**Grup 2 (n=15) :** Dia PT, Serum fizyolojik

**Grup 3 (n=15) :** Dia X file, Serum fizyolojik

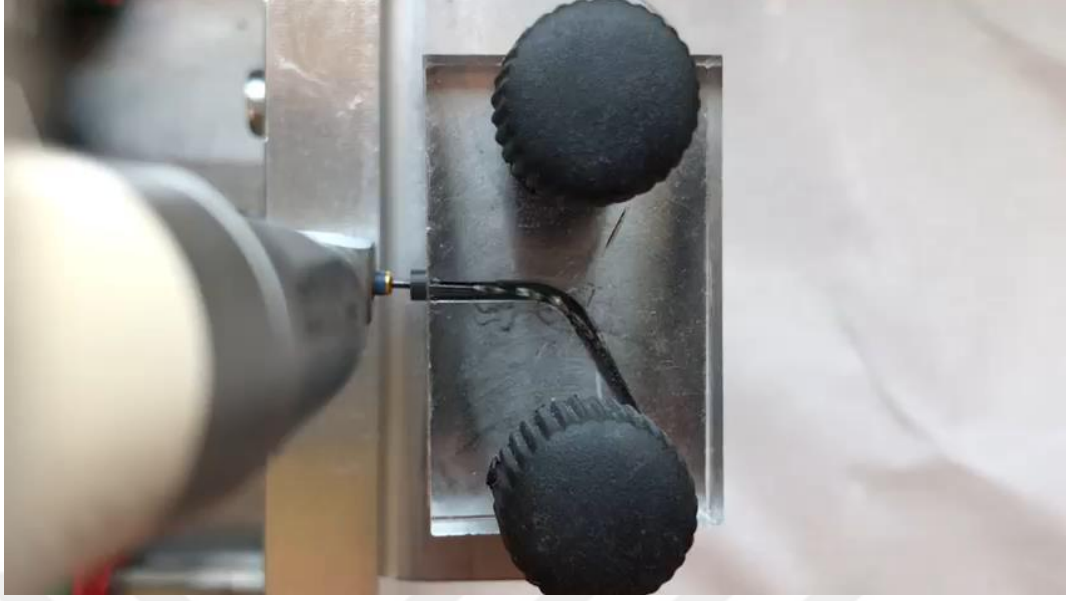
**Grup 4 (n=15) :** Protaper Universal, Sodyum hipoklorit

**Grup 5 (n=15) :** Dia PT, Sodyum hipoklorit

**Grup 6 (n=15) :** Dia X file, Sodyum hipoklorit

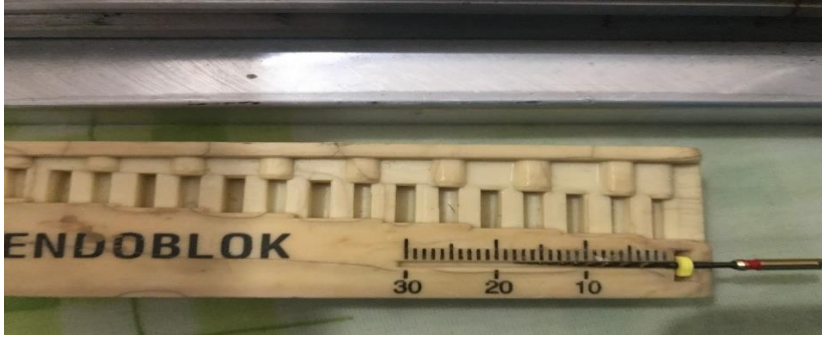
### 2.2.Döngüsel Yorgunluk Testinin Yapılması

Bu çalışmanın döngüsel yorgunluk testleri Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge laboratuvarında yapıldı.



**Şekil 2.1.** Çalışmanın yapıldığı test düzeneğinden bir kesit

Döngüsel yorgunluk testi 1.5 mm iç çap, 60° kurvatür açısı ve 5 mm kurvatür çapına sahip bloklarda X Smart Plus (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) endomotoru kullanılarak yapıldı.



**Şekil 2.2.** Çalışma boyunun belirlenmesi

Çalışma boyu daha önce yapılan çalışmalar dikkate alınarak 18 mm olarak belirlendi (Topçuoğlu ve ark. 2016, Al-Sudani ve ark. 2012, Neelakantan ve ark. 2015).



Sodyum hipoklorit (Werax, Spot Dent. San., İzmir, Türkiye) ve serum fizyolojik (Polifarma, İstanbul, Türkiye) çözeltileri döngüsel yorgunluk cihazının haznesine konuldu. Tüm deneylerde testler sıcaklığın kontrolü bir termometre yardımıyla yapılarak 37<sup>0</sup>C’de gerçekleştirildi.



Şekil 2.3. Çalışmada kullanılan sodyum hipoklorit ve serum fizyolojik çözeltileri



Şekil 2.4. Sodyum hipoklorit ve serum fizyolojik çözeltilerinin konulduğu test cihazı haznesi

Döngüsel yorgunluk cihazı 3mm/sn hızla ileri-geri dinamik hareket yapacak şekilde ayarlandı. Tüm eğeler 250 rpm ve 3 N tork değerinde kullanıldı. Her ege için kırılıncaya kadar geçen süre (sn) ve kırılan parçanın uzunluğu (mm) kaydedildi.

Yapay kanal ve endodontik motorun sabitlendiği deney düzeneğinde, ege kanal içinde dönmeye başladığı anda kronometre başlatılmış, kırılma gerçekleştirildiği anda durdurulmuş ve geçen süre saniye cinsinden kaydedilmiştir. Daha sonra elde edilen süreler üzerinden eğelerin kırılıncaya kadar yaptığı tur sayısı (KKTS) formül yardımı ile hesaplandı.

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

### 1.Grup: Protaper Universal + Serum Fizyolojik

Döngüsel yorgunluk cihazı haznesine serum fizyolojik solüsyonu yerleştirilip sıcaklığı 37°C de sabit kalması için bir termometre cihazıyla döngüsel yorgunluk testi boyunca sürekli kontrol edilmiştir. Yapay kanal ve endodontik motorun sabitlendiği deney düzeneğinde her bir Protaper Universal F2 (08/25) egesi için kırılıncaya kadar geçen süre saniye cinsinden ölçülüp kırılan parça uzunluğu kaydedilmiştir.



Şekil 2.5. Protaper Universal ve serum fizyolojinin kullanıldığı 1.grup

## 2.Grup: Dia PT + Serum Fizyolojik

Döngüsel yorgunluk cihazı haznesine serum fizyolojik solüsyonu yerleştirilip sıcaklığı 37°C de sabit kalması için bir termometre cihazıyla döngüsel yorgunluk testi boyunca sürekli kontrol edilmiştir. Yapay kanal ve endodontik motorun sabitlendiği deney düzeneğinde her bir Dia PT D4 (05/25) eğesi için kırılıncaya kadar geçen süre saniye cinsinden ölçülüp kırılan parça uzunluğu kaydedilmiştir.



Şekil 2.6. Dia PT ve serum fizyolojiğin kullanıldığı 2.grup

## 3.Grup: Dia X File + Serum Fizyolojik

Döngüsel yorgunluk cihazı haznesine serum fizyolojik solüsyonu yerleştirilip sıcaklığı 37°C de sabit kalması için bir termometre cihazıyla döngüsel yorgunluk testi boyunca sürekli kontrol edilmiştir. Yapay kanal ve endodontik motorun sabitlendiği deney düzeneğinde her bir Dia X D4 (05/25) eğesi için kırılıncaya kadar geçen süre saniye cinsinden ölçülüp kırılan parça uzunluğu kaydedilmiştir.



Şekil 2.7. Dia X file ve serum fizyolojin kullanıldığı 3.grup

#### 4. Grup: Protaper Universal + %5 Sodyum Hipoklorit

Döngüsel yorgunluk cihazı haznesine %5 sodyum hipoklorit solüsyonu yerleştirilip sıcaklığı 37°C de sabit kalması için bir termometre cihazıyla döngüsel yorgunluk testi boyunca sürekli kontrol edilmiştir. Yapay kanal ve endodontik motorun sabitlendiği deney düzeneğinde her bir Protaper Universal F2 (08/25) eğesi için kırılıncaya kadar geçen süre saniye cinsinden ölçülüp kırılan parça uzunluğu kaydedilmiştir.



Şekil 2.8. Protaper Universal ve sodyum hipokloritin kullanıldığı 4.grup

## 5. Grup: Dia PT + %5 Sodyum Hipoklorit

Döngüsel yorgunluk cihazı haznesine %5 sodyum hipoklorit solüsyonu yerleştirilip sıcaklığı 37°C de sabit kalması için bir termometre cihazıyla döngüsel yorgunluk testi boyunca sürekli kontrol edilmiştir. Yapay kanal ve endodontik motorun sabitlendiği deney düzeneğinde her bir Dia PT D4 (05/25) eğesi için kırılıncaya kadar geçen süre saniye cinsinden ölçölüp kırılan parça uzunluğu kaydedilmiştir.



Şekil 2.9. Dia PT ve sodyum hipokloritin kullanıldığı 5.grup

## 6.Grup: Dia X File + %5 Sodyum Hipoklorit

Döngüsel yorgunluk cihazı haznesine %5 sodyum hipoklorit solüsyonu yerleştirilip sıcaklığı 37°C de sabit kalması için bir termometre cihazıyla döngüsel yorgunluk testi boyunca sürekli kontrol edilmiştir. Yapay kanal ve endodontik motorun sabitlendiği deney düzeneğinde her bir Dia X D4 (05/25) eğesi için kırılıncaya kadar geçen süre saniye cinsinden ölçölüp kırılan parça uzunluğu kaydedilmiştir.



Şekil 2.10. Dia X file ve sodyum hipokloritin kullanıldığı 6.grup

### 2.3. İstatistiksel Analiz

Eğelerin kırılıncaya kadar yaptığı tur sayısı (KKTS) ve kırılmış parçaların uzunluğu SPSS 20.0 yazılımına aktarıldı (SPSS Inc., Chicago, IL, ABD), istatistiksel analiz için tek yönlü varyans analizi (Anova) ve Tukey's post hoc testleri kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık p değeri <0.05 olarak ayarlandı.

### 3. BULGULAR

#### 3.1. Kullanılan Eğelerin Serum Fizyolojik Çözeltisindeki Döngüsel Yorgunluğunun Karşılaştırılması

Protaper F2, Dia PT D4, Dia X D4 eğelerin serum fizyolojik çözeltisinde 37°C’de kırılıncaya kadar dönme tur sayıları ve kırılan parça uzunluğu **Tablo 3.1**’de gösterilmiştir.

**Çizelge 3.1.** Kullanılan eğelerin serum fizyolojik çözeltisindeki döngüsel yorgunluğu

Serum fizyolojik	Grup	n	Kırılıncaya kadar tur sayısı (KKTS)	Kırılan parçanın uzunluğu (mm)
37°C	Protaper Universal	15	340,55±50,11 <sup>a</sup>	8,53±1,24 <sup>a</sup>
	Dia PT File	15	378,61±131,74 <sup>a</sup>	9,46±0,69 <sup>b</sup>
	Dia X file	15	706,33±128,32 <sup>b</sup>	8,92±0,93 <sup>a</sup>

\*Aynı sütunda farklı harfler taşıyan değerler istatistiksel olarak anlamlı derecede birbirinden farklıdır (p<0,05).

Dia X file (706,33±128,32<sup>b</sup>) ege sistemi döngüsel yorgunluğa en dirençli olarak bulunmuştur (p<0,05). Dia PT file (378,61±131,74<sup>a</sup>) ve Protaper Universal ege (340,55±50,11<sup>a</sup>) sistemi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır (p>0,05).

### 3.2. Kullanılan Eğelerin %5 Sodyum Hipoklorit Çözeltisindeki Döngüsel Yorgunluğunun Karşılaştırılması

Protaper Universal F2, Dia PT D4, Dia X D4 eğelerin sodyum hipokloritte 37°C de kırılıncaya kadar dönme tur sayıları ve kırılan parça uzunluğu Tablo 3.2 de gösterilmiştir.

**Çizelge 3.2.** Kullanılan Eğelerin %5 Sodyum Hipoklorit Çözeltisindeki Döngüsel Yorgunluğu

%5 Sodyum Hipoklorit 37°C	Grup	n	Kırılıncaya kadar tur sayısı (KKTS)	Kırılan parçanın uzunluğu (mm)
	Protaper Universal	15	174,72±83,17 <sup>a</sup>	8,20±1,24 <sup>a</sup>
	Dia PT File	15	199,16±83,72 <sup>a</sup>	9,73±0,86 <sup>b</sup>
	Dia X file	15	453,05±163,45 <sup>b</sup>	8,80±0,80 <sup>a</sup>

\*Aynı sütunda farklı harfler taşıyan değerler istatistiksel olarak anlamlı derecede birbirinden farklıdır (p<0,05).

Tüm gruplar içerisinde serum fizyolojik çözeltisinde olduğu gibi döngüsel yorgunluğa en dirençli Dia X file (453,05±163,45<sup>b</sup>) ege sistemi bulunmuştur (p<0,05). Dia PT file (199,16±83,72<sup>a</sup>) ve Protaper ege (174,72±83,17<sup>a</sup>) sistemi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır (p>0,05).

### 3.3. Aynı Türdeki Eğelerin Serum Fizyolojik Ve Sodyum Hipoklorit Solüsyonlarındaki Döngüsel Yorgunluğunun İkili Karşılaştırması

Protaper F2, Dia PT D4, Dia X D4 eğelerin serum fizyolojik ve sodyum hipokloritteki 37°C de kırılıncaya kadar dönme tur sayıları ve kırılan parça uzunluğunun kendi içlerinde karşılaştırılması aşağıdaki tablolarda sunulmuştur.



Tüm gruplarda serum fizyolojikteki döngüsel yorgunluk direnci, %5 sodyum hipokloritteki döngüsel yorgunluk direncinden daha yüksek bulunmuştur ( $p<0,05$ ).

**Çizelge 3.3.** Protaper Universal eğelerinin %5 sodyum hipoklorit ve serum fizyolojik çözeltisindeki döngüsel yorgunluğu

	Grup	n	Kırılıncaya kadar tur sayısı (KKTS)	Kırılan parça uzunluğu (mm)
Protaper universal	%5 Sodyum Hipoklorit	15	174,72±83,17 <sup>a</sup>	8,20±1,24 <sup>a</sup>
	Serum fizyolojik	15	340,55±50,11 <sup>b</sup>	8,53±1,24 <sup>a</sup>

\*Aynı sütunda farklı harfler taşıyan değerler istatistiksel olarak anlamlı derecede birbirinden farklıdır ( $p<0,05$ ).

**Çizelge 3.4.** Dia PT eğelerinin %5 sodyum hipoklorit ve serum fizyolojik çözeltisindeki döngüsel yorgunluğu

	Grup	n	Kırılıncaya kadar tur sayısı (KKTS)	Kırılan parça uzunluğu (mm)
Dia PT	%5 Sodyum Hipoklorit	15	199,16±83,72 <sup>a</sup>	9,73±0,86 <sup>a</sup>
	Serum fizyolojik	15	378,61±131,74 <sup>b</sup>	9,46±0,69 <sup>a</sup>

\*Aynı sütunda farklı harfler taşıyan değerler istatistiksel olarak anlamlı derecede birbirinden farklıdır ( $p<0,05$ ).

**Çizelge 3.5.** Dia X file eğelerinin sodyum hipoklorit ve serum fizyolojik çözeltisindeki döngüsel yorgunluğu

	Grup	n	Kırılıncaya kadar tur sayısı (KKTS)	Kırılan parça uzunluğu (mm)
Dia X File	%5 Sodyum Hipoklorit	15	453,05±163,45 <sup>a</sup>	8,80±0,80 <sup>a</sup>
	Serum fizyolojik	15	706,33±128,32 <sup>b</sup>	8,92±0,93 <sup>a</sup>

\*Aynı sütunda farklı harfler taşıyan değerler istatistiksel olarak anlamlı derecede birbirinden farklıdır ( $p<0,05$ ).

## 4. TARTIŞMA

Son yıllarda Ni-Ti alaşımların metalürjik ve yapısal özelliklerinde bir çok gelişme meydana gelse de, Ni-Ti enstrümanlarda döngüsel yorgunluğa bağlı olarak meydana gelen kırıklar klinisyenler için büyük zorluklara neden olmaktadır. Döngüsel yorgunluk çalışmalarının en büyük sorunu, bu çalışmaların sonucunu etkileyebilecek bazı faktörlerin (metal alaşımı, eğelerin dizaynı ve çapı gibi) tam olarak elimine edilememesidir (Cheung G ve ark. 2011). Döngüsel yorgunluk testlerinin çekilmiş insan dişlerinde yapılması klinik koşulları taklit etmesi açısından daha anlamlı olsa da, dişlerin sahip oldukları anatomik farklılıkları standardize etmekteki güçlükler, bu durumu engellemektedir (Yao JH ve ark. 2006). Bu sebepten ötürü döngüsel yorgunluk çalışmalarında çekilmiş insan dişlerini kullanmak ideal yaklaşım olarak tercih edilmemektedir. Döngüsel yorgunluk çalışmalarında yapay olarak hazırlanmış standart kanalların kullanılması, çalışmanın sonuçlarına etki edebilecek diğer faktörleri en aza indirmek açısından daha yararlıdır. Bu nedenden dolayı çalışmamızda paslanmaz çelikten yapılmış 1.5 mm iç çap, 60° kurvatür açısı ve 5 mm kurvatür yarı çapına sahip metal blok deney düzeneği kullanılmıştır.

Çalışmamızda Dia X file döner ege sistemi 37°C de serum fizyolojik ve sodyum hipoklorit çözeltilerin ikisinde de döngüsel yorgunluğa; Protaper Universal ve Dia PT gruplarıyla karşılaştırıldığında daha dirençli bulunmuştur. Protaper Universal ve Dia PT grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Yaptığımız literatür taraması sonucu Dia X file döner ege sistemiyle ilgili döngüsel yorgunluk çalışmasına rastlanılamamıştır. Protaper Universal ve Dia PT ege sistemlerinin döngüsel yorgunluklarının karşılaştırıldığı tek bir çalışma bulunabilmiştir. (Kwak ve ark. 2017).

Her ne kadar Dia PT üreticileri uygulanan yüzey işleminin detaylarını paylaşmamış olsa da, elektropolisaj kemomekanik işlem ile kontrol edilen ve yüzey kusurlarını gidermek için kullanılan bir yüzey işleme yöntemidir. (Kwak ve ark. 2017).

Elektropolisaj materyallerin pürüzsüz ve parlak yüzeylere sahip olması için yapılan final yüzey şekillendirme işlemidir (Bonaccorso ve ark. 2008, Lopes ve ark. 2016, 2017). Ni-Ti enstrümanların üretimleri sırasında taşlama işlemi sonucu meydana gelen yüzey düzensizlikleri, çatlaklar ve kalan stres alanları **elektropolisaj** işlemi ile giderilir (Kuhn ve ark. 2001, Bonaccorso ve ark. 2008, Bui ve ark. 2008). Yapılan bazı çalışmalarda elektropolisaj işleminin mikro çatlakları tamamen ortadan kaldırmaya da azalttığı belirtilmiştir (Tripi ve ark. 2006, Anderson ve ark. 2007, Bonaccorso ve ark. 2008, Herold ve ark. 2007). Bu bulgularla uyumlu olarak kırık yüzeylerin SEM analizi elektropolisaj yapılmayan enstrümanlardaki çatlakların üretim aşamasında oluşan yivler boyunca izlendiği, buna karşılık elektropolisaj yapılan enstrümanların ince, düzensiz, zig-zag şeklinde çatlak paterni sergilediğini ortaya koymuştur (Lopes ve ark. 2010).

Kwak ve ark. (2017) oda sıcaklığında yapmış oldukları çalışmada Dia PT ege sisteminin döngüsel yorgunluk direncini Protaper Universal ege sisteminden daha yüksek bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda ise iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Kwak ve ark. (2017) Protaper Universal ege sistemi ile kıyaslandığında Dia PT grubunda geniş standart sapma gözlemlenmiştir. Bu durumun Dia PT sisteminin güvenilirliği, benzer döngüsel yorulma direnci sonuçlarının elde edilmesiyle ilgili sınırlamalara neden olabileceğini belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da serum fizyolojik çözeltisindeki yapmış olduğumuz döngüsel yorgunluk testinde Dia PT grubunda yüksek standart sapmaya rastladık. Bu durum konvansiyonel Protaper Universal ege sistemi ile yüzey işlemi uygulanmış Dia PT ege sisteminin döngüsel yorgunluk dirençlerini istatistiksel olarak farklı bulmayışımızı açıklayabilir.

Ayrıca Kwak ve ark. (2017) döngüsel yorgunluk testlerini oda sıcaklığında yapmışlardır. Bizim çalışmamızda ise 37°C de döngüsel yorgunluk testi yapılmıştır. Oda sıcaklığı ve vücut sıcaklığında döngüsel yorgunluk direncinin farklı sonuçlar verdiği yapılan bazı çalışmalarda belirtilmiştir (Plotino ve ark. 2016, Shen ve ark. 2017, Vasconcelos ve ark. 2016). Konvansiyonel Protaper Universal eğe sistemi ile yüzey işlemi uygulanmış Dia PT eğe sisteminin döngüsel yorgunluk dirençlerini istatistiksel olarak farklı bulmayışımız bundan dolayı olabilir.

Anderson ve ark. (2007) yapmış oldukları çalışmada Profile, Race, Endowave eğelerini elektropolisaj işleminin yapıldığı ve elektropolisaj işleminin yapılmadığı gruplara ayırarak elektropolisaj işleminin döngüsel yorgunluğa etkisini incelemişlerdir. Döngüsel yorgunluk direncini 45° ve 90° eğime sahip kanallarda test etmişlerdir. Toplam 12 grubun olduğu bu çalışmada 45° lik eğime sahip kanallarda elektropolisaj işleminin yapıldığı Profile grubu ile elektropolisaj işlemi yapılmayan Profile grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır. Araştırmacılar bu durumu beklenmedik bir bulgu olarak nitelendirip, elektropolisaj işleminin tek başına döngüsel yorgunluk direncini etkileyen bir faktör olmadığını göstergesi olduğu şeklinde yorumlamışlardır. Ayrıca, eğelerin kesit şekli ile sert (rijit) eğe tasarımının elektropolisaj işlemi ile kıyaslandığında döngüsel yorgunluk direncinde daha etkili olduğunu belirtmişlerdir.

Tripi ve ark. (2006) elektropolisaj işleminin döngüsel yorgunluğa etkisi ile ilgili yaptıkları çalışmada; elektropolisaj işlemi yapılan Race eğe sistemi, elektropolisaj yapılmayan Race eğe sistemi ve Profile eğe sisteminin döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmışlardır. Elektropolisaj işlemi yapılan Race eğe sistemi ile elektropolisaj yapılmayan Race eğe sistemi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunduğunu belirtmişler, elektropolisaj işlemi yapılan Race eğe sistemi ile Profile eğe sistemi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır. Bu durumu Anderson ve ark. (2007)' nin belirtmiş olduğu gibi elektropolisaj işleminin döngüsel yorgunluk direncinde tek başına etkili olmadığı, eğe tasarımının da döngüsel yorgunluk direncinde etkili olduğu şeklinde yorumlanabilir.

Lopes ve ark. (2010) elektropolisaj yapılan BioRace ve elektropolisaj yapılmayan BioRace eğelerini, Tripi ve ark. (2006) elektropolisaj işlemi yapılan Race eğeleri ve elektropolisaj yapılmayan Race eğelerinin döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmışlardır. Bu çalışmalarda elektropolisaj işleminin döngüsel yorgunluğu artırdığı bulunmuştur. Bu çalışmanın bulgularından farklı olarak bizim çalışmamızda konvansiyonel Protaper ege sistemi ile yüzey işlemi uygulanmış Dia PT ege sistemi arasında döngüsel yorgunluk direnci açısından bir fark gözlenmemiştir. Bu sonuç farklı markalara ait Ni-Ti eğeleri karşılaştırmamızdan kaynaklanabilir.

Literatürde Dia X file gold ısıl işlem görmüş dönen ege sistemi ilgili döngüsel yorgunluk çalışmasına rastlanılamamıştır. Bu yüzden çalışmamızda döngüsel yorgunluğa en dirençli bulduğumuz Dia X file grubunu diğer çalışmalarla doğrudan karşılaştırılamamaktadır.

Gold ısıl işlem görmüş enstrümanlar değişebilen şekil hafıza (controlled memory effect) özelliği gösterir (Plotino ve ark. 2014). Tüm gold ısıl işlem görmüş enstrümanlar geleneksel Ni-Ti, M Wire ve elektropolisaj işlemi yapılmış enstrümanlarla kıyaslandığında gelişmiş esneklik ve yorgunluk direnci gösterdiği bir çok çalışmada bulunmuştur (Gao ve ark. 2012, Nguyen ve ark. 2014, Plotino ve ark. 2014, 2017 Duke ve ark. 2015, Hieawy ve ark. 2015, Elnaghy ve Elsaka 2016, 2017, Kaval ve ark. 2016, Özyürek 2016, Uygun ve ark. 2016, Adıgüzel ve Çapar 2017, De-Deus ve ark. 2017, Keskin ve ark. 2017, Topçuoğlu ve ark. 2017, Topçuoğlu ve Topçuoğlu 2017). Bu özellik martensit yapılarına atfedilebilir. Sadece Hyflex EDM enstrümanlar ProTaper Gold, WaveOne Gold ve Reciproc Blue ile kıyaslandığında döngüsel yorgunluğa daha dirençli bulunmuştur (Kaval ve ark. 2016, Gündoğar ve Özyürek 2017).

Özyürek (2016) Resiproc, WaveOne ve WaveOne Gold enstrümanlarının döngüsel yorgunluğunu 60°'lik eğime ve 5mm kurvatür yarı çapına sahip paslanmaz çelik bloktan oluşan deney düzeneğinde test etmiş. WaveOne Gold eğelerinin diğer eğelerle kıyaslandığında döngüsel yorgunluğa daha dirençli olduğunu rapor etmiştir.

Plotino ve ark. (2017) Protaper Gold S1/F2 ve Protaper Universal S1/F2 eğelerinin döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmışlardır. 60°'lik eğime ve 5mm kurvatür yarı çapına sahip paslanmaz çelik bloktan oluşan deney düzeneğinde 20°C ve 35°C yapılan döngüsel yorgunluk testlerinde, tüm gruplarda Protaper Gold enstrümanlar Protaper Universal ile kıyaslandığında döngüsel yorgunluğa istatistiksel olarak daha dirençli bulunmuştur.

Çalışmamızda tüm ege sistemlerinde sodyum hipoklorit grubundaki döngüsel yorgunluk direnci, serum fizyolojik grubundaki döngüsel yorgunluk direncinden daha düşük bulunmuştur.

Sodyum hipoklorit kuvvetli antimikrobiyal etkinliği ve doku çözücü özelliğinden ötürü endodontik irrigasyon solüsyonu olarak kullanılır (Spencer ve ark. 2007). İrrigasyonun yanı sıra kök kanal enstrümanlarının kullanımını kolaylaştıran kayganlaştırıcı etkiye sahiptir. Kemomekanik preparasyon ve temizleme işlemleri esnasında sodyum hipokloritin Ni-Ti enstrümanlarla teması sonucu korozyon meydana gelebilir (Uslu ve ark. 2017).

Korozyon paterni; enstrümanın yüzeyinden nikelin seçici olarak uzaklaştırılması sonucu oluşan mikro-kraterlerle karakterizedir (Sarkar ve ark. 1983). Bu mikroyapısal korozyonla ilişkili kusurlar zamanla strese bağlı olarak enstrümanın yapısını zayıflatabilir ve bu durum çatlak oluşumu ile sonuçlanır (Oshida ve ark. 1992). Ni-Ti enstrümanların mekanik özelliklerini etkileyen bu koroziv etki, beklenmedik enstrüman kırıklarına yol açabilir (O'Hoy ve ark. 2003).

Klinik pratikte; sık kullanılan irrigasyon solüsyonlarının Ni-Ti dönen enstrümanların yüzeylerindeki etkilerinin farkında olunması önemlidir (Uslu ve ark. 2017). Son zamanlarda endodontik enstrümanları da içeren çeşitli materyallerin yüzeylerindeki değişiklikleri nitel ve nicel olarak ölçebilen atomik kuvvet mikroskobu (Atomic Force Microscope, AFM) tanıtılmıştır (Valois ve ark. 2005, 2008, Inan ve ark. 2007, Topuz ve ark. 2008). Atomik kuvvet mikroskobu aynı zamanda yüzey topografisini 3 boyutlu olarak yeniden yapılandırır. Digital yazılıma

aktarılabilen bu verilerle incelenen yüzeye ait kantitatif veriler elde edilebilir (Ra ve Rms değerleri). Ek olarak AFM 3 boyutlu görüntülemeyle birlikte vertikal yönde 0.1 nanometre çözünürlük detayında yüzeylerin ayrıntılı ölçümlerini sağlar (Siedlecki, Marchant 1998, Jandt ve ark. 2000). AFM'nin kullanıldığı bir çok çalışmada irrigasyon solüsyonlarının Ni-Ti enstrümanlara etkisi araştırılmıştır (Uslu ve ark. 2017, Cai ve ark. 2017, Prasad ve ark. 2014, Ametrano ve ark. 2011, Topuz ve ark. 2008).

Uslu ve ark. (2017) Hyflex CM ve Hyflex EDM eğelerinin %5,25'lik NaOCl ve %17'lik EDTA solüsyonlarındaki yüzey pörözite değerlerini atomik kuvvet mikroskobu ile değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada Hyflex CM ve Hyflex EDM eğeleri 37°C'de 5dk. ve 10 dk. NaOCl ve EDTA solüsyonlarında bekletilmiştir. Hyflex CM eğelerinde sadece 10 dk. EDTA solüsyonunda bekletilen grupta yüzey pörözite değerleri yönünden istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunurken, Hyflex EDM eğelerinde ise tüm gruplarda istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur.

Cai ve ark. (2017) M3 (United Dental, Shanghai, China) ve Hyflex CM (Coltene Endo Inc, Cuyahoga Falls, OH, USA) enstrümanları 10dk %5,25'lik NaOCl ve %17'lik EDTA solüsyonlarında bekletip, yüzey pörözite değişikliklerini atomik kuvvet mikroskobu ile değerlendirmişlerdir. Hiçbir solüsyona daldırılmayan sıfır eğelerle (kontrol grubu) karşılaştırıldığında M3 eğelerinde hem NaOCl'in hemde EDTA'nın, yüzey pörözitesini istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde arttırdığı belirtilmiştir. Hyflex CM enstrümanlarında ise sadece EDTA solüsyonunun yüzey pörözitesini istatistiksel olarak anlamlı derecede arttırdığı sonucu elde edilmiştir.

Ametrano ve ark. (2011) Protaper Universal eğelerini 5dk ve 10dk %5,25'lik NaOCl ve %17'lik EDTA solüsyonlarında bekletip yüzey pörözite değişikliklerini atomik kuvvet mikroskobu ile değerlendirmişlerdir. Hiçbir solüsyona daldırılmayan sıfır Protaper Universal eğeleri ile yapılan karşılaştırmada, EDTA ve NaOCl solüsyonlarında bekletilen tüm gruplarda yüzey pörözite değişimleri istatistiksel olarak anlamlı derecede farklı bulunmuştur.

Topuz ve ark. (2008) ise Race (FKG, La Chaux-de-Fonds, Switzerland) Ni-Ti enstrümanlarını 5 dk %5,25'lik NaOCl çözeltisinde bekletip yüzey pörözite değişikliklerini atomik kuvvet mikroskobu ile değerlendirmişlerdir. Sodyum hipoklorit solüsyonuna daldırılmayan (kontrol grubu) eğerlerle yapılan karşılaştırmada yüzey pörözite değişimleri istatistiksel olarak anlamlı derecede farklı bulunmuştur.

Çalışmamızda %5'lik sodyum hipoklorit ve serum fizyolojik solüsyonlarını kullanarak; sodyum hipokloritin koroziv özelliğinin döngüsel yorgunluğa etkisini test etmeyi amaçladık. Daha önce yukarıda bahsettiğimiz gibi Protaper Universal, Dia PT ve Dia X eğerlerinin sodyum hipoklorit solüsyonundaki döngüsel yorgunluk dirençlerini istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulduk. Sodyum hipokloritin döngüsel yorgunluğa etkisi bir çok çalışmada incelenmiştir (Erik ve Özyürek 2018, Huang ve ark. 2017, Elnagy ve Elsaka 2016, Cai ve ark. 2016, Pedulla ve ark. 2012, Berutti ve ark. 2006).

Erik ve Özyürek (2018) WaveOne Gold (WOG; Dentsply Sirona, Baillagues, Switzerland), Resipro Blue (RPC Blue; VDW, Munich, Germany) ve HyFlex EDM (HEDM; Coltene/Whaledent, Altstätten, Switzerland) eğerleriyle; 60°'lik eğime ve 5mm kurvatür yarı çapına sahip seramik bloklarda farklı solüsyonlarda döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada 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 solüsyon kullanılmıştır. 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.

Huang ve ark. (2017), K3 (SybronEndo, Orange, CA), K3XF (SybronEndo), ve Vortex (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK) eğerlerinin 3 farklı sıcaklıkta (22°C, 37°C, 60°C) %5,25'lik sodyum hipoklorit ve distile su çözeltilerinde 60°'lik



eğime ve 5mm kurvatür yarı çapına sahip seramik bloklarda döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmışlardır. Bu alışma da eğelerin; sodyum hipoklorit ve distile su çözeltilerindeki döngüsel yorgunluk dirençleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Elnagy ve Elsaka (2016) WaveOne Gold ve Reciproc eğelerinin %5'lik NaOCl ve salin solüsyonlarında  $37^{\circ}\text{C}\pm 1^{\circ}\text{C}$ 'de döngüsel yorgunluğunu değerlendirmişlerdir. Eğenin paslanmaz elik pinlere 3 noktada temas etmesine izin veren özel bir test düzeneğinde yapılan bu çalışmada araştırmacılar, her iki enstrüman için salin ve NaOCl solüsyonlarında istatistiksel olarak anlamlı bir farkın olmadığını belirtmişlerdir.

Cai ve ark. (2016) Hyflex CM (Coltene Endo Inc, Cuyahoga Falls, OH, USA) ve M3 (United Dental, Shanghai, China) eğelerini 10dk %5,25 lik sodyum hipoklorit ve %17 lik EDTA solüsyonunda bekletip, hiçbir solüsyona gömülmeyen yeni eğelerle döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmışlardır.  $45^{\circ}$  eğim ve 3mm eğrilik yarıçapında deney düzeneğinde oda sıcaklığında yapımlan bu çalışmada; sodyum hipoklorit ve EDTA solüsyonuna enstrümanların daldırılmasının döngüsel yorgunluk dirençlerini etkilemediği bildirilmiştir.

Pedulla ve ark. (2012) WaveOne ve Reciproc eğelerini 1dk ve 5dk %5'lik NaOCl çözeltisine  $37^{\circ}\text{C}$ 'de daldırıp, sodyum hipoklorit çözeltisine daldırılmamış yeni eğelerle döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmışlardır.  $60^{\circ}$  eğim ve 5mm eğrilik yarı çapındaki deney düzeneğinde yapılan bu çalışmada gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Çeşitli Ni-Ti enstrümanların NaOCl özeltisinin koroziv etkisinin döngüsel yorgunluğa etkisinin incelendiği yukarıdaki çalışmalarda; Ni-Ti enstrümanların sodyum hipoklorit solüsyonuna daldırılmasının döngüsel yorgunluk direncini istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin olmadığı belirtilmiştir. Bizim alışmamızda ise NaOCl özeltisinin Protaper Universal, Dia PT ve Dia X eğelerinin döngüsel yorgunluk direncini istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde düşürdüğü bulunmuştur.

Bu farklılık bahsettiğimiz çalışmalarda farklı bir gereç ve yöntem kullanmamız olabilir. Yukarıdaki çalışmalarda kullanılan eğeler NaOCl çözeltilisine sadece çalışma boyunca temas edecek şekilde daldırılmış, eğelerin sap kısmı NaOCl çözeltisi ile temas etmemiştir. Bizim çalışmamızda ise döngüsel yorgunluk testleri, eğelerin sap kısmı da NaOCl çözeltisi ile temas edecek şekilde yapılmıştır. Berutti ve ark. (2006) Protaper Universal eğelerini kullandıkları çalışmalarında, bir grupta 50°C'de 5dk NaOCl çözeltisine eğenin 20mm'lik kısmını diğer grupta ise eğenin sap kısmı dahil tamamını 50°C'de 5dk NaOCl çözeltisine daldırmışlardır. NaOCl çözeltisine daldırılmayan (kontrol grubu) grup ile kıyasladıkları döngüsel yorgunluk testinde; eğenin sap kısmı dahil tamamının NaOCl çözeltisine daldırıldığı grupta döngüsel yorgunluk direncinin istatistiksel olarak anlamlı dercede düşük olduğunu belirtmişlerdir. NaOCl çözeltisine eğenin 20 mm lik kısmının daldırıldığı grup ile NaOCl çözeltisine daldırılmayan (kontrol grubu) grup arasında döngüsel yorgunluk direncinin istatistiksel olarak farklı olmadığını rapor etmişlerdir. Bu durumu, eğenin tamamının NaOCl çözeltisine daldırıldığında galvanik korozyon meydana geldiği ve bu nedenle eğenin daha hızlı korozyona uğramasına bağlamışlardır.

Galvanik korozyon, benzer olmayan iki metalin elektrolit vazifesi gören bir sıvı içerisinde elektriksel teması sonucu meydana gelir. Galvanik korozyon oluştuğunda metallere biri anot diğeri ise katot rolü üstlenir. Bu durumda metallere tek başlarına sıvı içerisinde bulunmalarına kıyasla daha hızlı korozyona uğrar. Metaller arasındaki farklılığın derecesi galvanik korozyon için itici güç oluşturur. Galvanik korozyon mikroskobik ve makroskobik olarak meydana gelebilir. Metallerin mikroyapısal düzeyde farklı fazları ve diğeri mikroyapısal özellikleri galvanik akımlara maruz kalabilir.

Sap kısmı altın rengi ile kaplanmış Ni-Ti enstrümanları sodyum hipoklorit solüsyonuna gömüldüğünde enstrümanın kendisi anot, sap kısmı ise katot gibi davranır. Bu durum sodyum hipokloritin koroziv etkisine, galvanik korozyonun da eklenmesi sonucu Ni-Ti enstrümanların daha hızlı ve fazla miktarda korozyona uğramasıyla sonuçlanır (Berutti ve ark. 2006).

Bizim çalışmamızda da eğelerin sap kısmı dahil tamamı NaOCl çözeltisine daldırılmıştır. Galvanik korozyon sonucu koroziv etki hızlandığı için döngüsel yorgunluk direncini NaOCl çözeltisinde istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunması bu durumla açıklanabilir (Berutti ve ark. 2006).

Klinik pratikte Ni-Ti enstrümanların tamamen NaOCl solüsyonuna daldırılması, eğenin sap kısmı endomotora yerleştirildiği için pek olası değildir. Ancak NaOCl solüsyonu Ni-Ti enstrümanların kullanımları sonrası temizlik işlemleri sırasında dezenfektan olarak kullanılabilir. Ayrıca metal restorasyonlara (amalgam restorasyonlar, kron restorasyonları vb.) sahip dişlerde Ni-Ti enstrümanları kullanıldığında, NaOCl solüsyonunun pulpa odasında bulunması sonucu klinik koşullarda da galvanik korozyon meydana gelebilir (Berutti ve ark. 2006).

## 5. SONUÇ VE ÖNERİLER

“Farklı yapısal özellikteki nikel-titanyum kök kanal enstrümanlarının sodyum hipoklorit ve serum fizyolojik çözeltilerindeki döngüsel yorgunluklarının karşılaştırılması” konulu bu *in vitro* çalışmada;

1. Serum fizyolojik ve sodyum hipoklorit çözeltisinde Dia X eğe sistemi diğer sistemlere göre döngüsel yorgunluğa daha dirençli bulunmuştur ( $p < 0,05$ ). Dia PT file ve Protaper Universal eğe sistemi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ( $p > 0,05$ ).

2. Tüm eğelerin sodyum hipoklorit solüsyonundaki döngüsel yorgunluk dirençleri, serum fizyolojik solüsyonuyla kıyaslandığında daha düşük bulunmuştur.

3. Yaptığımız literatür taramalarına göre, çalışmamız Dia X eğe sisteminin döngüsel yorgunluğunun test edildiği ilk çalışmadır. Dia X eğe sisteminin döngüsel yorgunluk direncini, hakkında sadece bir çalışma olan Dia PT ve yaygın kullanımı olan Protaper Universal eğe sistemiyle karşılaştırdık. Dia X ısı işlem görmüş dönen eğe sistemi döngüsel yorgunluğa karşı diğerlerinden daha dirençli olduğundan özellikle aşırı eğimli, kurvatürlü kanallarda tercih edilebilir.

Klinik pratikte Ni-Ti enstrümanların kullanımı sırasında meydana gelen kırıklar klinisyenler için büyük zorluk oluşturmaktadır. Ni-Ti enstrümanların kırılmasının ana sebebi olarak kullanım sayısının fazlalığı ilk olarak akla gelmektedir. Ayrıca enstrümanlar, aşırı eğimli kanallarda düz bir kanala göre daha fazla strese maruz kalmakta; bu sebepten ötürü enstrümanlar ilk kullanımda bile kırılabilmektedir. Klinisyenler Ni-Ti enstrümanları kemomekanik preparasyonda kullanırken dikkatli olmalı, enstrümanlara aşırı kuvvet uygulanmasının beklenmedik kırıklara sebebiyet vereceğini dikkate almalıdır.

4. Çalışmamızın bulguları NaOCl solüsyonunda eğelerin döngüsel yorgunluk direncinin daha düşük olduğunu ortaya koymuştur. Ni-Ti enstrümanlar kemomekanik preparasyon sırasında kök kanalında NaOCl ile temas etmektedir. Ayrıca Ni-Ti enstrümanlar otoklav sterilizasyonu öncesi dezenfeksiyon amacıyla sodyum hipoklorit çözeltisinde bekletilebilmektedir. Her iki durumda Ni-Ti enstrümanlar, sodyum hipokloritin koroziv etkisine maruz kalmaktadır. Bu durumun Ni-Ti enstrümanların kırılma dirençlerini azalttığı göz ardı edilmemelidir.

Kırılan enstrümanları kök kanalından çıkarmak oldukça güç olduğundan Ni -Ti enstrümanların kırılması klinisyenlere büyük zoluklar yaratmaktadır. Bundan dolayı beklenmedik alet kırıklarını önlemek için Ni-Ti enstrümanların kullanım sayıları sınırlandırılmalıdır.

## ÖZET

### **Farklı Yapısal Özellikteki Nikel-Titanyum Kök Kanal Enstrümanlarının Sodyum Hipoklorit ve Serum Fizyolojik Çözeltilerindeki Döngüsel Yorgunluklarının Karşılaştırılması**

Bu çalışmanın amacı; 3 farklı yapısal özellikteki Ni-Ti enstrümanın döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmaktır. Serum fizyolojik ve sodyum hipoklorit çözeltileri kullanılarak; sodyum hipokloritin koroziv etkisinin döngüsel yorgunluğa etkisi ve farklı yapısal özellikteki enstrümanların bu koroziv özellikten nasıl etkilendiğini belirlemek amaçlanmıştır. Çalışmada 6 deney grubu (n=15) oluşturuldu ve toplamda 90 adet eğe kullanıldı. Grup 1: Protaper Universal, serum fizyolojik; Grup 2: Dia PT file, serum fizyolojik; Grup 3: Dia X file, serum fizyolojik; Grup 4: Protaper Universal, %5 NaOCl; Grup 5: Dia PT file %5 NaOCl; Grup 6: Dia X file, %5 NaOCl. Döngüsel yorgunluk testleri 60o eğim 5 mm kurvatür yarıçapına sahip yapay kanal içeren deney düzeneğinin haznesine solüsyonlar yerleştirilerek yapıldı. Döngüsel yorgunluk testi boyunca solüsyonların sıcaklıkları 37°C olacak şekilde bir termometre yardımıyla sürekli kontrol edildi. Eğelerin kırılıncaya kadar geçen süreleri ve kırılan parça uzunluğu kaydedildi. Her iki solüsyonda Dia X eğeleri, Dia PT ve Protaper Universal eğeleri ile karşılaştırıldığında döngüsel yorgunluğa istatistiksel olarak anlamlı derecede daha dirençli bulundu. Tüm eğelerin serum fizyolojik solüsyonundaki döngüsel yorgunluk direnci, sodyum hipoklorit ile kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu.

**Anahtar Kelimeler:** Dia PT file, dia X file, döngüsel yorgunluk, protaper universal, serum fizyolojik, sodyum hipoklorit.

## SUMMARY

### **Comparison of Cyclic Fatigue of Nickel-Titanium Root Canal Instruments which are produced with different machining procedures in Sodium Hypochlorite and Salin Solutions**

The aim of this study is to compare the cyclic fatigue resistance of Protaper Universal, Dia PT file and Dia X file which are produced with different machining procedures. In order to determine the effect of the corrosion on cyclic fatigue resistance of files, saline and sodium hypochlorite solution used in this study. The study were included six experimental groups (n = 15) and a total of 90 files were used. Group 1: Protaper Universal, saline; Group 2: Dia PT file, saline; Group 3: Dia X file, saline; Group 4: Protaper Universal, 5% NaOCl; Group 5: Dia PT file 5% NaOCl; Group 6: Dia X file, 5% NaOCl. The files were rotated in an artificial stainless steel canal with 5 mm radius, 60° angle of curvature and the instruments were dynamically immersed in either 5 % sodium hypochlorite (NaOCl) or salin solution. The temperature was measured with an digital thermometer and the temperature was stabilized at 37°C during all tests. The time to failure of files was recorded with a digital chronometer and fracture length was measured. In both solutions Dia X files were significantly more resistant to cyclic fatigue compared to Dia PT and Protaper Universal files. The cyclic fatigue resistance of all files in the saline solution was found to be significantly higher compared to sodium hypochlorite.

**Keywords:** Cyclic fatigue, dia PT file, dia X file, protaper universal, saline, sodium hypochlorite.

## KAYNAKLAR

- ADIGÜZEL M, ÇAPAR ID (2017). Comparison of cyclic fatigueresistance of WaveOne and WaveOne gold small, primary, and large instruments. *Journal of Endodontics* **43**: 623–7
- ALAÇAM T (2012). Endodonti. 2. Baskı. Ankara: Barış Yayınları. s.:201-223, 253, 355.
- ALAPATI SB, BRANTLEY WA, IJIMA M, CLARK WA, KOVARIK L, BUIE C (2009). Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. **35** :1589-93.
- AL-HADLAQ SM, ALJARBOU FA, ALTHUMAIRY RI (2010). Evaluation of cyclic flexural fatigue of M-wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics* **36**: 305 7.
- AL-SUDANI D, GRANDE NM, PLOTINO G (2012). Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments in a double (Sshaped) simulated curvature. *Journal of Endodontics* **38**: 987–9
- AMETRANO G, ANTO VD, Dİ CAPRİO MP, SİMEONE M, RENGO S, SPAGNUOLO G (2011). Effects of sodium hypochlorite and ethylenediaminetetraacetic acid on rotary nickel-titanium instruments evaluated using atomic force microscopy. *International Endodontic Journal* **44**: 203–209
- AMINSOBHANI M, MERAJI N, SADRI E (2015). Comparison of cyclic fatigue resistance of five nickel titanium rotary file systems with different manufacturing techniques. *Journal of Dentistry (Tehran)* **12**: 636–46.
- ANDERSON ME, PRİCE JWH , PARASHOS P (2007). Fracture Resistance of Electropolished Rotary Nickel–Titanium Endodontic Instruments. *J Endod* **33**: 1212–1216
- ANDREASEN GF, MORROW RE (1978). Laboratory and clinical analyses of nitinol wire. *Am. J. Orthod.* **73**: 142–151.
- AŞÇI SK (2014). Endodonti Quintessence Yayıncılık: İstanbul
- BAUMANN MA (2004). Nickel-titanium: options and challenges. *Dent. Clin. North Am.* **48**: 55-67.
- BERUTTİ E, ANGELİNİ E, RİGOLONE M, MİGLİARETTİ G, PASQUALİNİ D (2006). Influence of sodium hypochlorite on fracture properties and corrosion of ProTaper Rotary instruments. *International Endodontic Journal*. **39**: 693–699



- BHAGABATI N, YADAV S, TALWAR S (2012). An in vitro cyclic fatigue analysis of different endodontic nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics* **38**: 515–8.
- BONACCORSO A, TRIPI TR, RONDELLI G, CONDORELLI GG, CANTATOREG, SCHAFER E (2008a). Pitting corrosion resistance of nickel-titanium rotary instruments with different surface treatments in seventeen percent ethylenediaminetetraacetic acid and sodium chloride solutions. *Journal of Endodontics* **34**: 208–11
- BOUSKA J, JUSTMAN B, WILLIAMSON A, DELONG C, QIAN F (2012). Resistance to cyclic fatigue failure of a new endodontic rotary file. *Journal of Endodontics*. **38** :667-9.
- BRANTLEY WA editor. Orthodontic Materials, *Scientific and Clinical Aspects Stuttgart*.
- BRANTLEY WA, SVEC TA, IJIMA M, POWERS JM, GRENTZER TH (2002). Differential scanning calorimetric studies of nickel titanium rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics* **28**: 567–72
- BUEHLER H, GILFRICH JV, WILEY RC (1963). Effect of low temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. *J. Appl. Phys.* **34**: 1475–1477.
- BUEHLER WJ, CROSS WB (1969). 55-Nitinol unique wire alloy with a memory. *Wire J.* **2**: 41–49.
- BUEHLER WJ, WANG FE (1968). A summary of recent research on the Nitinol alloys and their potential application in ocean engineering. *Ocean Eng.* **1**: 105–120.
- BUI TB, MITCHELL JC, BAUMGARTNER JC (2008). Effect of electropolishing ProFile nickel-titanium rotary instruments on cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and cutting efficiency. *Journal of Endodontics* **34**: 190–3.
- BULEM UK, KECECI AD, GULDAS HE (2013). Experimental evaluation of cyclic fatigue resistance of four different nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite and/or sterilization. *Journal of Applied Oral Science* **21**: 505–10.
- BURKLEIN S, BORJES L, SCHAFER E (2014). Comparison of preparation of curved root canals with Hyflex CM and Revo-S rotary nickel-titanium instruments. *International Endodontic Journal* **47**: 470–6
- CAI JJ, GE JY, TANG XN (2016). Effect of irrigation on surface roughness and fatigue resistance of controlled memory wire nickel-titanium instruments. *Int Endod J.* 2017 **50(7)**: 718-724
- CHEUNG G, ZHANG E, ZHENG Y (2011). A numerical method for predicting the bending fatigue life. *Int Endod J.* **44(4)**: 357-61
- CHEUNG GS, SHEN Y, DARVELL BW (2007). Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of a nickel-titanium rotary instrument in hypochlorite? *Journal of Endodontics* **33**: 1217–21.

- CHOI J, OH S, KIM YC, JEE KK, KUM K, CHANG S (2016). Fracture resistance of K3 nickel-titanium files made from different thermal treatments. *Bioinorganic Chemistry and Applications* **2016**: 6374721.
- CIVJAN S, HUGET EF, DESIMON LB (1975). Potential applications of certain Nickel–Titanium (Nitinol) alloys. *J. Dent. Res.* **54**: 89–96.
- CONDORELLI GG, BONACCORSO A, SMECCA E, SCHAFER E, CANTATORE A, TRÍPI TR (2010). Improvement of the fatigue resistance of Ni-Ti endodontic files by surface and bulk modifications. *International Endodontic Journal* **43**: 866–873
- CONDORELLI GG, BONACCORSO A, SMECCA E, SCHAFER E, CANTATORE G, TRIPI TR (2010). Improvement of the fatigue resistance of NiTi endodontic files by surface and bulk modifications. *International Endodontic Journal* **43**: 866–73.
- DE-DEUS G, SILVA EJ, VIEIRA VT (2017). Blue thermomechanical treatment optimizes fatigue resistance and flexibility of the Reciproc files. *Journal of Endodontics* **43**: 462–6.
- DUKE F, SHEN Y, ZHOU H (2015). Cyclic Fatigue of Pro-File Vortex and Vortex Blue nickel-titanium files in single and double curvatures. *Journal of Endodontics* **41**: 1686–90.
- EL BATOUTY KM, ELMALLAH WE (2011). Comparison of canal transportation and changes in canal curvature of twonickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics* **37**:1290–2.
- ELNAGHY A, ELSAKA S (2017b). Cyclic fatigue resistance of XPendo Shaper compared with different nickel-titanium alloy instruments. *Clin Oral Investig.* **22(3)**: 1433-1437
- ELNAGHY AM, ELSAKA SE (2016a). Mechanical properties of ProTaper Gold nickel-titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal* **49**: 1073–8.
- ELNAGHY AM, ELSAKA SE (2016b). Shaping ability of ProTaper Gold and ProTaper Universal files by using cone-beam computed tomography. *Indian Journal of Dental Research* **27**: 37–41.
- ELNAGHY AM, ELSAKA SE (2017a). Effect of sodium hypochlorite and saline on cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold and Reciproc reciprocating instruments. *International Endodontic Journal* **50**: 991–8.
- ELNAGHY AM, ELSAKA SE (2017b). Effect of sodium hypochlorite and saline on cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold and Reciproc reciprocating instruments. *Int Endod J* **50(10)**: 991-998
- ERİK CE, ÖZYÜREK T (2018). Effects of etidronate, NaOCl, EDTA irrigation solutions and their combinations on cyclic fatigue resistance of nickel–titanium single-filerotary and reciprocating instruments at body temperature. *Odontology*. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30209682>
- ERSOY I, KOL E, UYGUN AD, TANRIVER M, SECKIN F (2016). Comparison of cyclic fatigue resistance between different NiTi instruments with 4% taper. *Microscopy Research and Technique* **79**: 345–8

- FERREIRA JJ, RHODES JS, PITT-FORD TR (2001). The efficacy of guttapercha removal using ProFiles. *Int. Endod. J.* **34**: 26774.
- GAMBARINI G, GEROSA R, DE LUCA M, GARALA M, TESTARELLI L (2008b). Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* **105**: 798–800.
- GAMBARINI G, GRANDE NM, PLOTINO G (2008a). Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *Journal of Endodontics* **34**: 1003–5.
- GAMBARINI G, PONGIONE G, RIZZO F, TESTARELLI L, CAVALLERI G, GEROSA R (2008c). Bending properties of nickel-titanium instruments: a comparative study. *Minerva Stomatologica* **57**: 393–8.
- GAMBARINI G, GEROSA R, DE-LUCA M, GARALA M, TESTARELLI, L (2008b). Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology.* **105**: 798-800.
- GAMBARINI, G, GRANDE NM, PLOTINO G, SOMMA F, GARALA M, DE-LUCA M (2008d). Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *Journal of Endodontics.* **34**: 1003-5.
- GAO Y, GUTMANN JL, WILKINSON K, MAXWELL R, AMMON D (2012). Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. *Journal of Endodontics* **38**: 398–401
- GAO Y, SHOTTON V, WILKINSON K, PHILLIPS G, JOHNSON WB (2010). Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of ProFile Vortex rotary instruments. *Journal of Endodontics* **36**: 1205–9.
- GAO Y, GUTMANN JL, WILKINSON K, MAXWELL R, AMMON D (2012). Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. *Journal of Endodontics.* **38** :398-40.
- GAO Y, SHOTTON V, WILKINSON K, PHILLIPS G, JOHNSON WB (2010). Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of ProFile Vortex rotary instruments. *Journal of Endodontics.* **36**: 1205-9
- GOO HJ, KWAK SW, HA JH, PEDULLA E, KIM HC (2017). Mechanical properties of various heat-treated nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics* **43**: 1872–7.
- GOULD JV (1963). Machinability of Nickel–Titanium alloys. *Metcut Research Associates*, Report No 573–4062–1. Office of Technical Services, U.S. Dept of Commerce, Report No AD-419009.
- GULABIVALA K, STOCK CJR (2004). Root canal system preparation. In Endodontics. Ed. C.J.R. Stock, K. Gulabivala, R.T. Walker, 3rd Ed., *London, Elsevier Limited.* s: 135-172

- GÜNDOĞAR M, ÖZYÜREK T (2017). Cyclic fatigue resistance of OneShape, HyFlex EDM, WaveOne Gold, and Reciproc Blue nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics* **43**: 1192–6.
- HASHEM AA, GHONEIM AG, LUTFY RA, FODA MY, OMAR GA (2012). Geometric analysis of root canals prepared by four rotary NiTi shaping systems. *Journal of Endodontics* **38**: 996–1000.
- HASHEM AAR, GHONEIM AG, LUTFY RA, FODA MY, OMAR GAF (2012). Geometric analysis of root canals prepared by four rotary NiTi shaping systems. *Journal of Endodontics*. **38**: 996-1000
- HEROLD KS, JOHNSON BR, WENCKUS CS (2007). A scanning electron microscopy evaluation of microfractures, deformation and separation in EndoSequence and Profile nickeltitanium rotary files using an extracted molar tooth model. *Journal of Endodontics* **33**: 712–4.
- HIEAWY A, HAAPASALO M, ZHOU H, WANG ZJ, SHEN Y (2015). Phase transformation behavior and resistance to bending and cyclic fatigue of ProTaper Gold and ProTaper Universal Instruments. *Journal of Endodontics* **41**: 1134–8.
- HIGUERA O, PLOTINO G, TOCCI L, CARRILLO G, GAMBARINI G, JARAMILLO DE (2015). Cyclic fatigue resistance of 3 different nickel-titanium reciprocating instruments in artificial canals. *Journal of Endodontics* **41**: 913–5.
- HIMEL VT, MCSPADDEN JT, GOODIS HE (2006). Instruments, Materials and Devices in: *Pathways of the Pulp*. Ed.: S. Cohen, K.M. Hargreaves. 9th Ed., St.Louis. Mosby: 233-289
- HOU X, YAHATA Y, HAYASHI Y, EBIHARA A, HANAWA T, SUDA H (2011). Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel–titanium endodontic instruments. *International Endodontic Journal*. **44**: 253-8.
- HUANG X, SHEN Y, HAAPASALO M (2017). Fatigue Resistance of Nickel-titanium Instruments Exposed to High-concentration Hypochlorite. *J Endod* **43(11)**: 1847-1851
- HULSMANN M, PETERS OA, DUMMER PMH (2005). Mechanical preparation of root canals. *Shaping goals, techniques and means Endodontic Topics*; **10**: 30-76.
- IACONO F, PIRANI C, GENERALI L (2017). Structural analysis of HyFlex EDM instruments. *International Endodontic Journal* **50**: 303–13.
- İNAN U, AYDIN C, UZUN O, TOPUZ O, ALAÇAM T (2007). Evaluation of the surface characteristics of used and new ProTaper Instruments: an atomic force microscopy study. *Journal of Endodontics* **33**: 1334–7
- İŞİK V, BARUT G, ERSEV H (2016). BT-Race ve HyFlex CM döner alet sistemlerinin dönme yorgunluğu dayanımlarının değerlendirilmesi. *7tepeklirik* **10**: 5505
- JANDT KD, FİNKE M, CACCİAFESTA P (2000). Aspects of the physical chemistry of polymers, biomaterials and mineralized tissues investigated with atomic force microscopy (AFM). *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces* **19**: 301–14

- JIWAN Y, GARY SHUN-PAN C, JEONG-KIL P, BOCK H, HYEON-CHEOL K (2011). Torsional Strength and Toughness of Nickel-Titanium Rotary Files. *J Endod* **37**: 382–386
- JOHNSON E, LLOYD A, KUTTLER S, NAMEROW K (2008). Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instruments. *Journal of Endodontics* **34**: 1406–9.
- JOHNSON E, LLOYD A, KUTTLER S, NAMEROW K (2008). Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/. 04 rotary instruments. *Journal of Endodontics*. **34**: 1406-9.
- KAVAL ME, ÇAPAR ID, ERTAŞ H (2016). Evaluation of the cyclic fatigue and torsional resistance of novel nickel-titanium rotary files with various alloy properties. *Journal of Endodontics* **42**: 1840–3.
- KESKİN C, İNAN U, DEMİRAL M, KELEŞ A (2017). Cyclic fatigue resistance of Reciproc Blue, Reciproc, and WaveOne Gold reciprocating instruments. *Journal of Endodontics* **43**: 1360–3.
- KIM BH, HA JH, LEE WC, KWAK SW, KIM HC (2015). Effect from surface treatment of nickel-titanium rotary files on the fracture resistance. *Scanning* **37**: 82-87.
- KIM HC, YUM J, HUR B, CHEUNG GS (2010). Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics* **36**: 147–52.
- KÜÇÜKAY SE, KÜÇÜKAY I, YILMAZ B (2004). Kök kanal şekillendirme yöntemleri. İstanbul. Promat A.Ş. s: 11-38
- KUHN G, JORDAN L (2002). Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics* **28**: 716–20.
- KUHN G, TAVERNIER B, JORDAN L (2001). Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *Journal of Endodontics* **27**: 516–20.
- KUM KY, SPANGBERG L, CHA BY, IL-YOUNG J MSD, SEUNG- JONG L, CHAN-YOUNG L (2000). Shaping ability of three ProFile rotary instrumentation techniques in simulated resin root canals. *J Endod* **26**: 719-723.
- KUMAR BS, PATTANSHETTY S, PRASAD M, SONI S, PATTANSHETTY KS, PRASAD S (2013). An in-vitro evaluation of canal transportation and centering ability of two rotary nickel titanium systems (Twisted Files and Hyflex files) with conventional stainless steel hand K-flexofiles by using spiral computed tomography. *Journal of International Oral Health* **5**: 108–15.
- KWAK SW, LEE JY, GOO HJ, KİM HC (2017). Effect of surface treatment on the mechanical properties of nickel-titanium files with a similar cross-section. *Restor Dent Endod* **42(3)**: 216-223
- LARSEN CM, WATANABE I, GLICKMAN GN, HE J (2009). Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics* **35**: 401-3.

- LEE, J.H., PARK, J.B., ANDREASEN, G.F., LAKES, R.S. (1988). Thermomechanical study of NiTi alloys. *J. Biomed. Mater. Res.* **22**: 573–588.
- LIAW Y-C, SU Y-YM, LAI Y-L, LEE S-Y (2007). Stiffness and frictional resistance of a superelastic nickel-titanium orthodontic wire with low-stress hysteresis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **131** :578.
- LOPES H, ELIAS C, VIEIRA M, VIEIRA V, INOJOSA I, FERREIRA L (2017). Influence of the surface roughness on the torsional resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *ENDO – Endodontic Practice Today* **11**: 51–5.
- LOPES HP, ELÍAS CN , VIEIRA VBM , VIEIRA VTL , SOUZA LC, SANTOS AL (2006). Influence of Surface Roughness on the Fatigue Life of Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments. *J Endod.* **42(6)**: 965-968
- LOPES HP, ELIAS CN, VIEIRA MV, VIEIRA VT, DE SOUZA LC, DOS SANTOS AL (2016). Influence of surface roughness on the fatigue life of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics* **42**: 965–8.
- LOPES HP, ELIAS CN, VIEIRA VT (2010). Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of BioRace nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics* **36**: 1653–7.
- MARCELIANO-ALVES MF, SOUSA-NETO MD, FIDEL SR (2015). Shaping ability of single-file reciprocating and heat-treated multifile rotary systems: a micro-CT study. *International Endodontic Journal* **48**: 1129–36.
- MCCORMICK P, LIU Y (1994). Thermodynamic analysis of the martensitic transformation in NiTi—II. Effect of transformation cycling. *Acta Metallurgica et Materialia.* **42** :2407-13.
- MCKELVEY AL, RITCHIE RO (2001). Fatigue-crack growth behavior in the superelastic and shape-memory material nitinol. *Metallurgical and Materials Transactions* **32A** 731–43.
- MELO MC, PEREIRA ES, VIANA AC, FONSECA AM, BUONO VT, BAHIA MG (2008). Dimensional characterization and mechanical behaviour of K3 rotary instruments. *International Endodontic Journal* **41**: 329–38
- MERCIER O, TOROK E (1982). Mechanical properties of the coldworked martensitic NiTi type alloys. *J. Phys.* **43**: 267–272.
- MONTALVAO D, ALCADA FS (2011). Numeric comparison of the static mechanical behavior between ProFile GT and Pro- File GT series X rotary nickel-titanium files. *Journal of Endodontics* **37**: 1158–61.
- NAGARATNA PJ, SHASHIKIRAN ND, SUBBAREDDY VV (2006). In vitro comparison of NiTi rotary instruments and stainless steel hand instruments in root canal preparations of primary and permanent molar. *J. Indian. Soc. Pedod. Prev. Dent.* **24**: 186-191.

- NEELAKANTAN P, REDDY P, GUTMANN JL (2015). Cyclic fatigue of two different single files with varying kinematics in a simulated double-curved canal. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry* **7(3)**: 272-7
- NGUYEN HH, FONG H, PARANJPE A, FLAKE NM, JOHNSON JD, PETERS OA (2014). Evaluation of the resistance to cyclic fatigue among ProTaper Next, ProTaper Universal, and Vortex Blue rotary instruments. *Journal of Endodontics* **40**: 1190–3.
- NINAN E, BERZINS DW (2013). Torsion and bending properties of shape memory and superelastic nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics* **39**: 101–4.
- O'HOY PYZ, MESSER HH, PALAMARA JEA (2003). The effect of cleaning procedures on fracture properties and corrosion of Ni-Ti files. *International Endodontic Journal* **36**: 724-732
- OSHIDA Y, SACHDEVA RC, MIYAZAKU S (1992). Microanalytical characterization and surface modification of TiNi orthodontic archwires. *Bio-medical Materials and Engineering* **2(2)**: 51–69.
- OTSUKA K, REN X (2005). Physical metallurgy of TiNi based shape memory alloys. *Mater. Sci.* **50**: 511-678
- ÖZYÜREK T (2016). Cyclic fatigue resistance of Reciproc, WaveOne, and WaveOne gold nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics* **42**: 1536–9.
- ÖZYÜREK T, YILMAZ K, USLU G (2017). Shaping ability of Reciproc, WaveOne GOLD, and HyFlex EDM single-file systems in simulated S-shaped canals. *Journal of Endodontics* **43**: 805–9.
- PARASHOS P, MESSER HH (2006). Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod* **32**: 1031-1043.
- PEDULLA E, GRANDE NM, PLOTINO G, GAMBARINI G, RAPISARDA E (2013). Influence of continuous or reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of 4 different nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics* **39**: 258–61.
- PEDULLA E, GRANDE NM, PLOTINO G, PALERMO F, GAMBARINI G, RAPISARDA E (2013). Cyclic fatigue resistance of two reciprocating nickel–titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite. *Int Endod J.* **46(2)**: 155-9.
- PEDULLA E, GRANDE NM, PLOTINO G, PAPPALARDO A, RAPISARDA E (2011). Cyclic fatigue resistance of three different nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite. *Journal of Endodontics* **37**: 1139–42.
- PEDULLA E, LO SAVIO F, BONINELLI S (2016). Torsional and cyclic fatigue resistance of a new nickel-titanium instrument manufactured by electrical discharge machining. *Journal of Endodontics* **42**: 156–9.
- PEDULLA E, PLOTINO G, GRANDE NM, PAPPALARDO A, RAPISARDA E (2012). Cyclic fatigue resistance of four nickel-titanium rotary instruments: a comparative study. *Annali Di Stomatologia (Roma)* **3**: 59–63.

- PEREIRA ES, GOMES RO, LEROY AM (2013). Mechanical behavior of M-Wire and conventional NiTi wire used to manufacture rotary endodontic instruments. *Dental Materials* **29**: 318–24.
- PEREIRA ES, PEIXOTO IF, VIANA AC (2012). Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal* **45**: 469–74.
- PEREIRA ES, VIANA AC, BUONO VT, PETERS OA, BAHIA MG (2015). Behavior of nickel-titanium instruments manufactured with different thermal treatments. *Journal of Endodontics* **41**: 67–71.
- PEREZ-HIGUERAS JJ, ARIAS A, DE LA MACORRA JC (2013). Cyclic fatigue resistance of K3, K3XF, and twisted file nickel-titanium files under continuous rotation or reciprocating motion. *Journal of Endodontics* **39**: 1585–8.
- PETERS OA (2004). Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod* **30**: 559–67.
- PETERS O, GLUSKIN A, WEISS R, HAN J (2012). An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel–titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal* **45**: 1027–34.
- PINHEIRO SR, ALCADE MP, VIVACQUA-GOMES N (2017). Evaluation of apical transportation and centering ability of five thermally treated NiTi rotary systems. *International Endodontic Journal* **51(6)**: 705–713
- PIRANI C, IACONO F, GENERALI L (2016). HyFlex EDM: superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments. *International Endodontic Journal* **49**: 483–93.
- PLOTINO G, GRANDE NM, COTTI E, TESTARELLI L, GAMBARINI G (2014b). Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of vortex nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics* **40**: 1451–3.
- PLOTINO G, GRANDE NM, MERCADE BELLIDO M, TESTARELLI L, GAMBARINI G (2017). Influence of temperature on cyclic fatigue resistance of ProTaper gold and ProTaper Universal rotary files. *Journal of Endodontics* **43**: 200–2
- PLOTINO G, GRANDE NM, MERCADE M, TESTARELLI L, GAMBARINI G (2017). Influence of Temperature on Cyclic Fatigue Resistance of ProTaper Gold and ProTaper Universal Rotary Files. *J Endod* **43(2)**: 200–202
- PLOTINO G, TESTARELLI L, AL-SUDANI D, PONGIONE G, GRANDE NM, GAMBARINI G (2014a). Fatigue resistance of rotary instruments manufactured using different nickel-titanium alloys: a comparative study. *Odontology* **102**: 31–5.
- PONGIONE G, POMPA G, MILANA V (2012). Flexibility and resistance to cyclic fatigue of endodontic instruments made with different nickel-titanium alloys: a comparative test. *Annali Di Stomatologia (Roma)* **3**: 119–22
- PRUETT JP, CLEMENT DJ, CARNES DL (1997). Cyclic fatigue of nickel-titanium endodontic systems. *J Endod* **23**: 77–85.



- REDDY PJ, KUMAR VS, ARAVIND K (2014). Canal shaping with one shape file and twisted files: a comparative study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research* **8**: 01-3.
- REJULA F, CHRISTALIN R, AHMED W, DINAKARAN S, GOPINATHAN AS, BABU A (2017). Measure and compare the degree of root canal transportation and canal-centering ability of Twisted, ProTaper, and conventional stainless steel K Files using spiral computed tomography: an in vitro study. *Journal of Contemporary Dental Practice* **18** 463–9.
- RUBIO J, ZARZOSA JI, PALLARES A (2015). A comparative study of shaping ability of four rotary systems. *Acta Stomatologica Croatica* **49**: 285–93.
- SABER SE, NAGY MM, SCHAFER E (2015). Comparative evaluation of the shaping ability of ProTaper Next, iRaCe and Hyflex CM rotary NiTi files in severely curved root canals. *International Endodontic Journal* **48**: 131–6.
- SABURI T, TATSUMI T, NENNO S (1982). Effects of heat treatment on mechanical behaviour of Ti-Ni alloys. *J. Phys.* **4**: 261–266.
- SANTOS LDE A, BAHIA MG, DE LAS CASAS EB, BUONO VT (2013). Comparison of the mechanical behavior between controlled memory and superelastic nickel-titanium files via finite element analysis. *Journal of Endodontics* **39**: 1444–7.
- SARKAR, NK, REDMOND W, SCHWANINGER B, GOLDBERG AJ (1983). The chloride corrosion behaviour of four orthodontic wires. *Journal of Oral Rehabilitation* **10**(2): 121–128
- SATTAPAN B, NERVO G, PALAMARA J, MESSER H (2000). Defects in nickel titanium endodontic rotary files after clinical usage. *J Endod* **26**: 161-165.
- SCHAFER E, ERLER M, DAMMASCHKE T (2006). Comparative study on the shaping ability and cleaning efficiency of rotary Mtwo instruments. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J* **39**: 203-212
- SCHAFER E, SCHULZ-BONGERT U, TULUS G (2004). Comparison of hand stainless steel and nickel titanium rotary instrumentation: a clinical study. *J Endod* **30**: 432-435.
- SCHAFER E, VLASSIS M (2004). Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J* **37**: 239-248.
- SCHAFER E (1997). Root canal instruments for manual use: a review. *Endod. Dent. Traumatol.* **13**: 51–64
- SCHAFER E, TEPEL J, HOPPE W (1995). Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 2. Instrumentation of curved canals. *J. Endod.* **21**: 493–497.
- SCHIRRMEISTER J, WRBAS K, SCHNEIDER F, ALTENBURGER M, HELLWIG E (2006). Effectiveness of a hand file and three nickel-titanium rotary instruments for removing gutta-percha in curved root canals during retreatment. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* **101**: 542-547.

- SERENE TP, ADAMS JD, SAXENA A (1995). Nickel–Titanium Instruments: *Applications in Endodontics*. St Louis MO, USA: Ishiyaku Euro America, Inc.
- SHEN Y, COIL JM, ZHOU H, ZHENG Y, HAAPASALO M (2013b). HyFlex nickel-titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties. *International Endodontic Journal* **46**: 720–9.
- SHEN Y, HUANG X, WANG Z, WEI X, HAAPASALO M (2018). Low Environmental Temperature Influences the Fatigue Resistance of Nickel-titanium Files. *J Endod* **44**(4): 626-629
- SHEN Y, ZHOU H-M, WANG Z, CAMPBELL L, ZHENG Y-F, HAAPASALO M (2013). Phase transformation behavior and mechanical properties of thermomechanically treated K3XF nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics* **39**: 919-23.
- SHEN Y, ZHOU H-M, ZHENG Y-F, CAMPBELL L, PENG B, HAAPASALO M (2011). Metallurgical characterization of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics* **37**: 1566-71.
- SHEN Y, ZHOU HM, ZHENG YF, PENG B, HAAPASALO M (2013a). Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics* **39**:163–72.
- ŚIEDLECKI CA, MARCHANT RE (1998). Atomic force microscopy for characterization of the biomaterial interface. *Biomaterials* **19**: 441–54.
- SILVA EJNL, VIEIRA VTL, BELLADONNA FG (2018). Cyclic and torsional fatigue resistance of XP-endo Shaper and TRUShape instruments. *Journal of Endodontics* **44**: 168–72.
- SOARES RG, LOPES HP, ELIAS CN (2017). Comparative study of the mechanical properties of instruments made of conventional, M-wire, R-phase, and controlled memory nickel-titanium alloys. *ENDO – Endodontic Practice Today* **11**: 271–7.
- SPENCER HR, IKE V, BRENNAN PA (2007). Review: the use of sodium hypochlorite in endodontics-potential complications and their management. *Br Dent J* **202**: 555-9.
- TAŞDEMİR T, ER K, YILDIRIM T, CELİK D (2008). Efficacy of three rotary NiTi instruments in removing gutta-percha from root canals *Int. Endod. J.* **41**: 191-196.
- TESTARELLI L, PLOTINO G, AL-SUDANI D, (2011). Bending properties of a new nickel-titanium alloy with a lower percent by weight of nickel. *Journal of Endodontics* **37**: 1293–5.
- THOMPSON SA (2000). An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal* **33**: 297– 310.
- TOPÇUOĞLU H.S, DÜZGÜN S, A AKTI, TOPÇUOĞLU G (2016). Laboratory comparison of cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold, Resiproc and WaveOne files in canals with a double curvature. *Int Endod J.* **50**(7):713-717
- TOPÇUOĞLU HS, TOPÇUOĞLU G (2017). Cyclic fatigue resistance of Reciproc Blue and Reciproc files in an S-shaped canal. *Journal of Endodontics* **43**: 1679–82.

- TOPUZ Ö, AYDIN C, UZUN Ö, İNAN U, ALAÇAM T, TUNCA YM (2008). Structural effects of sodium hypochlorite solution on RaCe rotary nickel-titanium instruments: an atomic force microscopy study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* **105**: 661-5
- TRİPİ TR , BONACCORSO A , CONDORELLİ GG (2006). Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* **102**: 106-114
- USLU G, ÖZYÜREK T, YILMAZ K (2018). Effect of Sodium Hypochlorite and EDTA on Surface Roughness of HyFlex CM and HyFlex EDM Files. *Microsc Res Tech* **81** (12) : 1406-1411
- UYGUN AD, KOL E, TOPCU MK, SECKIN F, ERSOY I, TANRIVER M (2016). Variations in cyclic fatigue resistance among Pro-Taper Gold, ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels. *International Endodontic Journal* **49**: 494-9
- VALOIS CR, SILVA LP, AZEVEDO RB (2005). Atomic forcemicroscopy study of stainless-steel and nickel-titanium files. *Journal of Endodontics* **31**: 882-5.
- VALOIS CR, SILVA LP, AZEVEDO RB (2008). Multiple autoclave cycles affect the surface of rotary nickel-titanium files: anatomic force microscopy study. *Journal of Endodontics* **34**: 859-62.
- VASCONCELOS RA, MURPHY S, CARVALHO CAT, GOVİNDJEE RG, GOVİNDJEE S, PETERS OA (2016). Evidence for Reduced Fatigue Resistance of Contemporary Rotary Instruments Exposed to Body Temperature. *J Endod* **42(5)**: 782-7
- VENINO PM, CITTERIO CL, PELLEGGATTA A, CICCARELLI M, MADDALONE M (2017). A micro-computed tomography evaluation of the shaping ability of two nickel-titanium instruments, HyFlex EDM and ProTaper Next. *Journal of Endodontics* **43**: 628-32
- VIANA AC, CRAVEIRO C, DE MELO M, DE AZEVEDO G, BAHIA M, LOPES BUONO VT (2010). Relationship between flexibility and physical, chemical, and geometric characteristics of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* **110**: 527-33.
- VILLALOBOS, RL, MOSER, JB, HEUER, MA (1980). A method to determine the cutting efficiency of root canal instruments in rotary motion. *J. Endod.* **6**: 667- 671
- WALIA H, BRANTLEY, WA, GERSTEIN H (1988). An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *J. Endod.* **14**: 346-351.
- WANG FE, PICKART, SJ, ALPERIN, HA (1972). Mechanism of the TiNi martensitic transformation and therystal structures of TiNi-II and TiNi-III phases. *J. Appl. Phys.* **43**: 97-112.
- YAO JH, SCHWARTZ SA, BEESON TJ (2006). Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *J Endod* **32(1)**: 55-7.

- YARED G (2004). In vitro study of the torsional properties of new and used ProFile nickel titanium rotary files. *J Endod.* **30**: 410-412.
- YE J, GAO Y (2012). Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *Journal of Endodontics.* **38**: 105-7.
- YUM J, CHEUNG GS, PARK JK, HUR B, KIM HC (2011) Torsional strength and toughness of nickel-titanium rotary files. *J Endod* **37**: 382-386
- ZHOU HM, SHEN Y, ZHENG W, LI L, ZHENG YF, HAAPASALO M (2012) Mechanical properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics* **38**: 1535-40.
- ZUPANC J, VAHDAT-PAJOUH N, SCHAFFER E (2018) New thermomechanically treated NiTi alloys - a review. *Int Endod J.* **51(10)**: 1088-1103.



## ÖZGEÇMİŞ

### I-Bireysel Bilgiler

Adı : Abdulkadir  
Soyadı : Özşahin  
Doğum yeri ve tarihi : Samsun, 1990  
Uyruğu : T.C.  
Medeni durumu : Bekar

### II-Eğitimi

2016-2019 : Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi  
Endodonti Anabilim Dalı, ANKARA  
2009-2015 : Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi, ANKARA  
2004-2008 : Ordu Anadolu Öğretmen Lisesi

### Yabancı Dil

İngilizce