



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
ANKARA ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



**FARKLI YAPIDAKİ Nİ-Tİ KANAL EĞELERİNİN  
DEĞİŞİK AÇILARA SAHİP YAPAY KANALLARDA  
DÖNGÜSEL YORGUNLUK DİRENÇLERİNİN  
KARŞILAŞTIRILMASI VE FRAKTÜR TİPLERİNİN  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Dt. Nilgün BARUT**

**ENDODONTİ ANABİLİM DALI  
DOKTORA TEZİ**

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

**ANKARA  
2020**



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
ANKARA ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**FARKLI YAPIDAKİ Nİ-Tİ KANAL EĞELERİNİN  
DEĞİŞİK AÇILARA SAHİP YAPAY KANALLARDA  
DÖNGÜSEL YORGUNLUK DİRENÇLERİNİN  
KARŞILAŞTIRILMASI VE FRAKTÜR TIPLERİNİN  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Dt. Nilgün BARUT**

**ENDODONTİ ANABİLİM DALI  
DOKTORA TEZİ**

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

**ANKARA  
2020**

## KABUL VE ONAY

Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü  
Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalında  
Nilgün BARUT tarafından hazırlanan ‘‘Farklı Yapıdaki Ni-Ti Kanal Eğelerinin Değişik  
Açılara Sahip Yapay Kanallarda Döngüsel Yorgunluk Dirençlerinin Karşılaştırılması Ve  
Fraktür Tiplerinin Değerlendirilmesi’’ konulu çalışma aşağıdaki jüri tarafından DOKTORA  
TEZİ olarak OY BİRLİĞİ/ OY ÇOKLUĞU ile kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi:

Prof. Dr. Meltem DARTAR ÖZTAN  
Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı  
Bölüm Başkanı  
Jüri Başkanı

Prof. Dr. Bade SONAT  
Ankara Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi  
Endodonti Anabilim Dalı  
Üye

Prof. Dr. Kamran GÜLŞAHI  
Başkent Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi  
Endodonti Anabilim Dalı  
Bölüm Başkanı  
Üye

Prof. Dr. Bağdagül HELVACIOĞLU KIVANÇ  
Gazi Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi  
Endodonti Anabilim Dalı  
Üye

Doç Dr. Berkan ÇELİKTEN  
Ankara Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi  
Endodonti Anabilim Dalı  
Üye

Tez hakkında alınan jüri kararı, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu tarafından onaylanmıştır.

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

# İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	i
İçindekiler	ii
Önsöz	iv
Simgeler ve Kısaltmalar	v
Şekiller	vi
Çizelgeler	viii
<b>1. GİRİŞ</b>	
1.1.GENEL BİLGİLER	1
1.1.1. Kök Kanal Aletleri	1
1.1.2. Ni-Ti Kök Kanal Aletleri	2
1.1.2.1.Geleneksel Ni-Ti Alaşımalar	3
1.1.2.1. Elektrokimyasal Yüzey İşlemi Yapılan Alaşımalar	5
1.1.2.1.1. M-Wire Isıl İşlem Görmüş Ni-Ti Alaşımalar	6
1.1.2.1.1. R-Faz Ni-Ti Alaşımalar	6
1.1.2.1.1. Kontrollü Hafıza (CM Wire) Ni-Ti Alaşımalar	7
1.1.2.6. Kontrollü Hafızalı Mavi ve Altın Isıl İşlem Görmüş (CM-Blue ve CM-Gold) Ni-Ti Alaşımalar	7
1.1.2.7. Max-Wire Ni-Ti Alaşımalar	9
1.1.2.8. Konrollü Hafıza Ve Elektriksel Deşarj İşlemi (CM-EDM) İçeren Ni-Ti Alaşımalar	9
1.2.1 Mekanik Kök Kanal Preparasyonunda Kullanılan Hareketlerin Kronolojisi	10
1.3. Döngüsel Yorgunluk Testleri	15
1.4. Çalışmamızda Kullanılan Ni-Ti Enstrümanlar	18
1.4.1. ProTaper Universal	18
1.4.2. ProTaper Gold	21
1.5. Çalışmamızın Amacı	25
<b>2. GEREÇ VE YÖNTEM</b>	26
2.1. Örnek Sayısının Belirlenmesi	26
2.2. Döngüsel Yorgunluk Testinin Uygulanması	26
2.3. İstatistiksel Analiz	34
<b>3. BULGULAR</b>	35
3.1. ProTaper Universal Eğelerin Farklı Açılarda Döngüsel Yorgunluk Dirençlerinin Karşılaştırılması	35
3.2. ProTaper Gold Eğelerinin Farklı Açılarda Döngüsel Yorgunluk Dirençlerinin Karşılaştırılması	36
3.3. Farklı Yapıdaki Kanal Eğelerinin 45 <sup>0</sup> Açıda Döngüsel Yorgunluk Dirençlerinin Karşılaştırılması	37
3.4. Farklı Yapıdaki Kanal Eğelerin 60 <sup>0</sup> Açıda Döngüsel Yorgunluk Dirençlerinin Karşılaştırılması	37

3.5. Farklı Yapıdaki Kanal Eğelerinin 90 <sup>0</sup> Açıda Döngüsel Yorgunluk Dirençlerinin Karşılaştırılması	38
3.6. ProTaper Universal Eğelerinin Farklı Açılardaki Yapay Kanallarda Kırılan Parça Uzunluklarının Karşılaştırılması	38
3.7. ProTaper Gold Eğelerinin Farklı Açılardaki Yapay Kanallarda Kırılan Parça Uzunluklarının Karşılaştırılması	39
3.8. Farklı Eğe Tiplerinin 45 <sup>0</sup> Açılı Yapay Kanallarda Kırılan Parça Uzunluklarının Karşılaştırılması	40
3.9. Farklı Eğe Tiplerinin 60 <sup>0</sup> Açılı Kanalda Kırılan Parça Uzunluklarının Karşılaştırılması	41
3.10. Farklı Eğe Tiplerinin 90 <sup>0</sup> Açılı Kanalda Kırılan Parça Uzunluklarının Karşılaştırılması	41
3.11. Taramalı Elektron Mikroskop (SEM) Sonuçları	42
<b>4. TARTIŞMA</b>	47
<b>5. SONUÇ ve ÖNERİLER</b>	62
<b>ÖZET</b>	65
<b>SUMMARY</b>	66
<b>KAYNAKLAR</b>	67
<b>ÖZGEÇMİŞ</b>	76

## ÖNSÖZ

Farklı Ni-Ti Kanal Eğelerinin Döngüsel Yorgunluk Dirençlerini Karşılaştırdığım ve Fraktür Tiplerini Değerlendirmeyi amaçladığım doktora tezimde, her türlü desteğiyle yanımda olan, çok yıllar önce yarım bıraktığım doktora programımı tamamlamam için bana bu kapıyı aralayan, değerli hocam, manevi ablam olarak gördüğüm Prof. Dr. Meltem Dartar ÖZTAN'a,

Sayın Jüri Üyelerim Prof. Dr. Bade SONAT ve Prof. Dr. Kamran GÜLŞAHI hocalarıma,

Doktora eğitimim süresince tüm Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti A.B.D öğretim üyelerine ve asistan arkadaşlarıma,

Çok değerli dostlarım ve saygıdeğer meslektaşlarım, Prof. Dr. Arzu MÜJDECİ, Dt. Berrin RECEPOĞLU, Dr. Dt. Sonay A.BAYRAKTAR, Dr. Dt. Sultan YAVUZER'e,

Beni ben yapan biricik annem Güner AYDOĞDU ve artık bu dünyada olmayan canım babam Ekrem AYDOĞDU'na,

Hem manevi hem de her türlü bilimsel desteğiyle varlığıma teşekkür ettiğim, canım kardeşim, Doç. Dr. Gülgün H.AYDOĞDU KURU'ya,

Her koşulda benimle olan, hayat arkadaşım, sevgili eşim Armağan BARUT'a,

Varlığıyla yaşam sevincim, mucizem, kızım İdil BARUT'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

## SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
<	Küçüktür
>	Büyüktür
°	Derece
°C	Santigrad Derece
Anova	Tek yönlü varyans analiz testi
ark.	Arkadaşları
CM	Controlled Memory
dk	Dakika
DS	Dönme sayısı
KKTS	Kırılıncaya kadar yaptığı tur sayısı
mm	Milimetre
mm/sn	Milimetre/saniye
N	Tork değeri
Ni-Ti	Nikel Titanyum
p	İstatistiksel anlamlılık değeri
rpm	Dönme hızı



## ŞEKİLLER

Şekil 1.1. Akma dayanımını gösteren grafik	4
Şekil 1.2. Schneider metodu	16
Şekil 1.3. Pruett ve ark. tarafından kök kanal eğrilik açısının tanımlandığı metot	16
Şekil 1.4. Kök kanalı şekillendirme eğeler	19
Şekil 1.5. Kök kanalı preparasyonunu bitirmede kullanılan eğeler	19
Şekil 1.6. ProTaper Gold, ProTaper Universal a göre bağlantı kısmından 11 mm kısadır	22
Şekil 1.7. Kök kanalı şekillendirme eğeleri	22
Şekil 1.8. Kök kanalı preparasyonunu bitirmede kullanılan eğeleri	23
Şekil 2.1. Statik döngüsel yorgunluk test düzeneğinin planı	27
Şekil.2.2. Eğelerin kullanım öncesi incelendiği optik stereo mikroskop	28
Şekil 2.3. ProTaper Universal F2 eğenin optik stereomikroskop görüntüsü (x10)	28
Şekil 2.4. ProTaper Gold F2 eğenin optik stereomikroskop görüntüsü (x10)	29
Şekil 2.5. Çalışmada kullanılan endomotor (VDW. Gold Reciproc. GmbH, Munich, Germany)	29
Şekil 2.6. ProTaper Universal F2 eğesi, 45° yapay kanal içinde uygulanması	30
Şekil 2.7. ProTaper Universal F2 eğesi, 60° yapay kanal içinde uygulanması	30
Şekil 2.8. ProTaper Universal F2 eğesi, 90° yapay kanal içinde uygulanması	31
Şekil 2.9. ProTaper Gold F2 eğesi, 45° yapay kanal içinde uygulanması	32
Şekil 2.10. ProTaper Gold F2 eğesi, 60° yapay kanal içinde uygulanması	32
Şekil 2.11. ProTaper Gold F2 eğesi, 90° yapay kanal içinde uygulanması	33
Şekil 2.12. Kırık parçaların ölçümlerinin yapıldığı dijital elektronik kumpas (MarlCal, Germany)	34
Şekil 3.1. EDS sonuçları (a) PTU eğesine ait (b) PTG eğesine ait	43
Şekil 3.2.(1A). Düşük büyütmede PTU F2 eğesinin kesme kenarlarındaki yorgunluk çizgileri (beyaz ok). Yüksek büyütmede PTU F2 eğesinin döngüsel yorgunluğa bağlı çukur ve boşluklar (beyaz ok). (45° eğimli kanal).	43

- Şekil 3.3.** (2A). Düşük büyütmede PTG F2 eğesinin kesme kenarlarındaki yorgunluk çizgileri (beyaz ok) . Yüksek büyütmede PTG F2 eğesinin döngüsel yorgunluğa bağlı çukur ve boşluklar (beyaz ok). (45<sup>0</sup> eğimli kanal). 44
- Şekil 3.4.** (1B). Düşük büyütmede PTU F2 eğesinin kesme kenarlarındaki yorgunluk çizgileri (beyaz ok) . Yüksek büyütmede PTU F2 eğesinin döngüsel yorgunluğa bağlı çukur ve boşluklar (beyaz ok). (60<sup>0</sup> eğimli kanal). 44
- Şekil 3.5.** (2B). Düşük büyütmede PTG F2 eğesinin kesme kenarlarındaki yorgunluk çizgileri (beyaz ok). Yüksek büyütmede PTG F2 eğesinin döngüsel yorgunluğa bağlı çukur ve boşluklar (beyaz ok). (60<sup>0</sup> eğimli kanal). 45
- Şekil 3.6.** (1C). Düşük büyütmede PTU F2 eğesinin kesme kenarlarındaki yorgunluk çizgileri (beyaz ok). Yüksek büyütmede PTU F2 eğesinin döngüsel yorgunluğa bağlı çukur ve boşluklar (beyaz ok). (90<sup>0</sup> eğimli kanal). 45
- Şekil 3.7.** (2C). Düşük büyütmede PTG F2 eğesinin kesme kenarlarındaki yorgunluk çizgileri (beyaz ok) . Yüksek büyütmede PTG F2 eğesinin döngüsel yorgunluğa bağlı çukur ve boşluklar (beyaz ok). (90<sup>0</sup> eğimli kanal). 46

## ÇİZELGELER

<b>Çizelge 1.1.</b> Ni-Ti Alaşım İşlemlerin Gelişimi	3
<b>Çizelge 1.2.</b> Mekanik kök kanal prepasyonunda kullanılan hareketlerin Kronolojisi	10
<b>Çizelge 1.3.</b> Güncel bazı Ni-Ti enstrümanların genel özellikleri	12
<b>Çizelge 1.3. Devam</b> Güncel bazı Ni-Ti enstrümanların genel özellikleri	13
<b>Çizelge 1.4.</b> Güncel bazı Ni-Ti enstrümanların genel özellikleri	13
<b>Çizelge 1.4. Devam</b> Güncel bazı Ni-Ti enstrümanların genel özellikleri	14
<b>Çizelge 3.1.</b> Farklı açılarda PTU eğesinin kırılıncaya kadar yaptığı tur sayılarının ortalama ve standart sapma değerleri	35
<b>Çizelge 3.2.</b> PTU eğesinin gruplar arasında kırılıncaya kadar yaptığı tur sayılarının ortalama ve standart sapma değerleri	35
<b>Çizelge 3.3.</b> Kullanılan eğelerin kırılıncaya kadar yaptığı tur sayılarının ortalama ve standart sapma değerleri	36
<b>Çizelge 3.4.</b> PTG eğelerinin gruplar arasında kırılıncaya kadar yaptığı tur sayılarının ortalama ve standart sapma değerleri	37
<b>Çizelge 3.5.</b> Farklı yapıdaki kanal eğelerinin 45 <sup>0</sup> açılı kanalda kırılıncaya kadar yaptığı tur sayılarının ortalama ve standart sapma değerleri	37
<b>Çizelge 3.6.</b> Farklı yapıdaki kanal eğelerinin 60 <sup>0</sup> açılı kanalda kırılıncaya kadar yaptığı tur sayılarının ortalama ve standart sapma değerleri	38
<b>Çizelge. 3.7.</b> Farklı yapıdaki kanal eğelerinin 90 <sup>0</sup> açılı kanalda kırılıncaya kadar yaptığı tur sayılarının ortalama ve standart sapma değerleri	38
<b>Çizelge 3.8.</b> Farklı açılarda PTU eğesinin farklı açılarda kırılan parça uzunluklarının ortalama ve standart sapma değerleri	39
<b>Çizelge 3.9.</b> PTU eğesinin gruplar arasında kırılan parça uzunluklarının ortalama ve standart sapma değerleri	39
<b>Çizelge 3.10.</b> Farklı açılarda PTG eğesinin farklı açılarda kırılan parça uzunluklarının ortalama ve standart sapma değerleri	40
<b>Çizelge. 3.11.</b> PTG eğesinin gruplar arasında kırılan parça uzunluklarının ortalama ve standart sapma değerleri	40

<b>Çizelge. 3.12.</b> Farklı yapıdaki kanal eğelerinin $45^0$ açılı kanalda kırılan parça uzunluklarının ortalama ve standart sapma değerleri	41
<b>Çizelge 3.13.</b> Farklı yapıdaki kanal eğelerinin $60^0$ açılı kanalda kırılan parça uzunluklarının ortalama ve standart sapma değerleri	41
<b>Çizelge 3.14.</b> Farklı yapıdaki kanal eğelerinin $90^0$ açılı kanalda kırılan parça uzunluklarının ortalama ve standart sapma değerleri	42



## 1.GİRİŞ

Kök kanal tedavisi, hastalanmış pulpa dokusunu uzaklaştırarak, kanal içi yıkama solüsyonları, dezenfektanlar ve enstrümanlar yardımıyla kök kanalının, mümkün olduğunca anatomik yapısına uygun şekillendirilmesi ve genişletilmiş bu boşluğu doku dostu materyallerle doldurma süreçlerini içeren karmaşık bir tedavidir. Bu tedavinin kalitesini ve ömrünü etkileyen birçok etken ifade edilmektedir. Kök kanalının başarılı bir şekilde şekillendirilmesi de bu etkenlerden biridir. Şekillendirme sırasında kullanılan enstrümanların farklı yapıda karakteristik özellikleri vardır. Alaşım tipleri, kesit özellikleri, üretim yöntemleri gibi faktörler bu enstrümanların özelliklerini belirlemektedir. Kanal enstrümanlarının gelişim tarihi, karbon çelik, paslanmaz çelik veya Nikel-Titanyum (Ni-Ti) alaşımlı el ile kullanılan aletlerle başlayıp, mikromotor, angulduruva, sonik veya ultrasonik ile çalışan döner aletlere doğru gelişim göstermiştir. Kök kanalının anatomik yapısı, maliyet, tedavi şartları, uygulama alışkanlığı gibi faktörler kanal tedavisinde kullanılan enstrüman tercihini belirlemektedir.

Bugün, endodonti uygulamalarında, kabul görmüş bütün süreçlerde mükemmel sonuç veren bir enstrüman tipinin teknolojik gelişmelere rağmen mümkün olmadığı bilinmektedir. Buna rağmen bu alanda teknolojik ve metalürjik süreç devam etmektedir.

### 1.1.GENEL BİLGİLER

#### 1.1.1. Kök Kanal Aletleri

Kök kanal aletlerinin endodontide kullanım amacı, kanalın orijinal anatomisini koruyarak, genişletilmesini sağlamaktır. Kök kanallarının şekillendirilmesinde başarıyı etkileyen en önemli faktörlerden biri de, kök kanal şekillendirme teknikleriyle beraber kullanılan enstrümanların özellikleridir. Bu

sebepten dolayı, geçmişten bugünüme çok sayıda, farklı alaşım ve üretim metotları içeren, değişik boyut, şekil ve fiziksel özelliklere sahip eğeler, üretici firmalar tarafından geliştirilmiştir ( Stock, 1995).

Kök kanal eğeleri, 1960'lı yıllara kadar karbon çelikten üretilmiştir. Fakat bu alaşım korozyona eğilimi ve sterilizasyon sonrası gösterdiği fiziksel deformasyondan dolayı terkedilmiş olup, paslanmaz çelik alaşımlar kullanılmaya başlanmıştır (Younis ve ark., 1997). Paslanmaz çelik kanal aletleri, taşlanıp kıvrılmış ve tornada hazırlanmış olarak iki farklı yöntemle üretilmektedir. Taşlanıp, kıvrılmış teknikte, K-tipi eğeler ve reamerlar üretilmekteyken, tornada hazırlanan yöntemle Hedstrom eğeleri üretilmektedir. Bu iki yöntem karşılaştırıldığında, tornada hazırlanan eğelerin, aynı ebattaki taşlanıp kıvrılmış eğelere göre kırılmaya karşı daha az rotasyonel direnç gösterdikleri görülmüştür (Alaçam, 2012). Açılı kök kanallarında mekanik genişletme süreci boyunca, basamak oluşumu, kanal transportasyonu, perforasyon gibi istenmeyen durumlarla sık karşılaşılması, paslanmaz çelik enstrümanların zamanla yerini Ni-Ti alaşımlara bırakmasına neden olmuştur.

### **1.1.2. Ni-Ti Kök Kanal Aletleri**

Paslanmaz çelik enstrümanların, kırılğan ve yeteri kadar esnek olmamaları, zamanla üretici firmaları bu alanda araştırmaya yönlendirmiş olup, günümüzde sık kullanılan Ni-Ti alaşımlı kök kanal aletlerinin üretilip, kullanılmasına neden olmuştur (Walia ve ark., 1998). Ni-Ti alaşımlar ilk defa Buehler tarafından Naval Ordinance laboratuvarlarında (Maryland, USA) geliştirilmiş olup, alaşımın üretildiği laboratuvarın adı (NOL) ve metal simgeleri (Ni-Ti) birleştirilerek, bu özel alaşıma, 1963 yılında jenerik isim olarak "NİTİNOL" adı verilmiştir.

Diş hekimliğinde ilk kez 1971 yılında Andreasen ve Hillema tarafından, düşük elastik modülü, şekil hafıza ve süper elastik özelliklerinden dolayı, ortodontik tellerin üretiminde kullanılmışlardır (Andreasen ve ark., 1971). Civjan ve ark.ise,

1975 yılında Ni-Ti alaşımların endodontide kabul görmesini sağlamışlardır (Civjan ve ark., 1975). Sonrasında Walia ve ark.(1988), ilk Ni-Ti alaşımlı el aletlerini tanıtmışlardır ve zamanla Ni-Ti enstrümanlar üretimlerindeki gelişmelerle, günümüze kadar gelmişlerdir. Ni-Ti alaşımların, mekanik ve ısıl işlem üretim süreçleri, aşağıdaki zaman çizelgesinde gösterilmiştir.

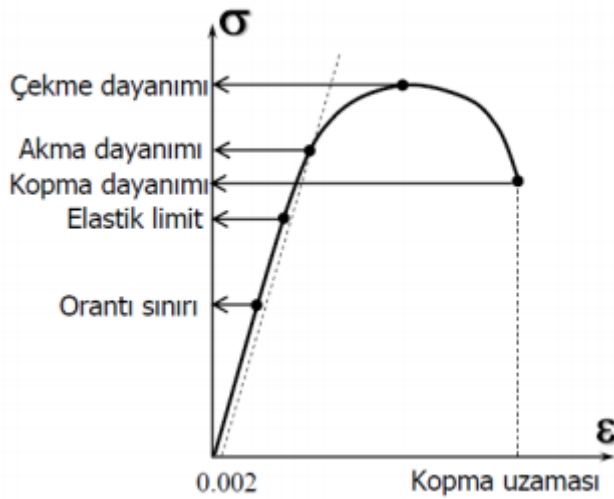
**Çizelge 1.1.** Ni-Ti Alaşım İşlemlerin Gelişimi

Üretim Yılı	Alaşım İşlem Türü
1992	Geleneksel Ni-Ti Enstrümanlar (Konvansiyonel Ni-Ti Enstrümanlar)
1999	Elektrokimyasal Yüzey İşlemi (Electropolish)
2007	M-Wire Isıl İşlem
2008	R-Faz
2010	Kontrollü Hafıza (Controlled Memory (CM))
2012	Kontrollü Hafıza Mavi (CM Blue)
2014	Kontrollü Hafıza Altın (CM Gold)
2015	Max-Wire
2016	Kontrollü Hafıza -Elektriksel Deşarj İşlemi (CM-EDM)

### 1.1.2.1. Geleneksel Ni-Ti Alaşımlar

İlk Ni-Ti dönen enstrümanlar, 1992 yılında Dr. John McSpadden tarafından tanıtıldı. Bu enstrümanlar, U şeklinde kesite ve paslanmaz çelik enstrümanlara benzer radyal alanlara sahipti (Gavini ve ark., 2018). Kök kanal tedavisinde kullanılan Ni-Ti alaşımlar, ağırlık olarak yaklaşık %56 Nikel ve %44 Titanyum alaşımları içermektedir (Walia ve ark., 1988). Bu alaşım kombinasyonu, Ni-Ti alaşımlarında çeşitli kristalografik yapılara neden olur. Ni-Ti alaşımların bu atomik oranı 3 mikro yapısal faza (östenitik, martensitik ve R-faz) neden olur. Bu faz yapıları, Ni-Ti alaşımlarının mekanik ve karakteristik özelliklerini belirlemektedir (Brantley ve ark., 2001). Geleneksel Ni-Ti enstrümanlar, östenitik fazdadır. Metallerin çoğu elastik davranış göstermektedir. Şöyle ki belli limitler içerisinde deformasyon uygulanan kuvvet ile doğru orantılıdır. Bu ilişki Hooke Kanunu olarak bilinmektedir. Eğer metallere uygulanan kuvvet belli bir limiti aşarsa bu metallerde

geri dönüşümü olmayan, plastik deformasyon denilen deformasyona sebep olmaktadır. Hooke Yasasına göre, birçok metal alaşım, kendi elastik limitlerinin veya akma dayanımlarının %0.1 veya %0.2 ötesine kadar elastik deformasyona uğrayabilmektedir. Akma değeri denilen bu değeri aştıktan sonra malzeme şekil değişimine uğrar. Akma dayanımı aşılmadan önce yani elastik bölgede malzemeye etki eden yüklemeyi ortadan kaldırırsa malzeme bir süre sonra eski haline döner ama artık akma dayanımı aşılmış bölgeye geçilmişse malzemenin maruz kaldığı kuvvet ortadan kaldırılsa bile eski haline dönemez ve bu limitten sonraki her deformasyon kalıcıdır.



Şekil 1.1. Akma dayanımını gösteren grafik

Bununla birlikte Ni-Ti alaşımlar, akma dayanımlarının %8 'e kadar kalıcı deformasyon göstermeden esneyebilmektedirler. Paslanmaz çelik kanal enstrümanlarda bu oran %1 den azdır. Böylece süper esneklik, belli materyallerin akma dayanımlarını aşan deformasyona uğramalarına rağmen, kuvvet kaldırıldığında orijinal şekillerine dönme kabiliyeti olarak tanımlanmaktadır (Gavini ve ark., 2018). Ni-Ti alaşımların bu süper esneklik özelliği, martensitik dönüşüm sonucudur. Harici kuvvetler, Ni-Ti alaşımların östenitik formlarını, eğilip bükülme olmadan daha büyük streslere dayanabilen martensitik yapıya dönüştürürler. Kendine özgü bu kristal yapıların sonucu olarak, Ni-Ti kanal eğelerinin süper elastikiyet özelliği vardır. Süper elastikiyet, östenitik ve martensitik faz dönüşümlerinin iki yönlü



gerçekleşebilmesi neticesinde meydana gelmektedir. Böylece, faz dönüşüm sıcaklıklarının Ni-Ti enstrümanların mekanik özellikleri ve davranışları üzerinde önemli etkisi vardır. Ayrıca eklenen farklı metallerin ve alaşım oranlarında yapılan değişikliklerin de enstrümanların mekanik ve davranış özelliklerini etkilediği bilinmektedir (Yoneyama ve ark., 2009).

Ni-Ti alaşımların yüksek sıcaklık aralıklarındaki (100 °C) stabil kristal yapısına östenitik faz denir. Nitinol, ciddi faz değişim sıcaklık aralıklarında (TTR: Transformation Temperature Range) soğutulduğunda, kimyasal bağda meydana gelen değişimler yüzünden elastikiyet katsayısında ve akma dayanımında önemli değişiklikler gösterir. Sıcaklığın bu aralıkta (TTR) düşürülmesi sonucunda kristal yapıda meydana gelen değişime martensitik faz denir. Bu dönüşümün miktarı, başlangıç ve bitiş sıcaklık değerlerine göre değişir. Bu sıcaklık değişimi alaşımın fiziksel özelliklerinde değişime ve şekil hafıza (shape memory) özelliğinin artmasına neden olur.

#### **1.1.2.2. Elektrokimyasal Yüzey İşlemi Yapılan Alaşımlar**

Ni-Ti alaşımların elektrokimyasal yüzey işlemi (Elektropolisaj), 1999 yılında İsviçre markası olan FKG tarafından tanıtıldı. Elektropolisaj; enstrümanların pürüzsüz yüzeylere sahip olması için yapılan bir işlemdir. Bu işlem kesme etkinliğini artırmakla beraber üretim sürecinde oluşabilecek düzensizlik ve çatlakları azaltan bir işlemdir. Bu sebeple, elektrokimyasal yüzey işlemi gören enstrümanların dögüsel yorgunluk direncinin arttığı belirtilmiştir (Anderson ve ark., 2007; Gao ve ark., 2012).

### **1.1.2.3. M-Wire Isıl İşlem Görmüş Ni-Ti Alaşım lar**

Tulsa Dental (Tulsa, USA), M-wire olarak bilinen 508 Nitinoldan (%55.8 Ni, %44 Ti) oluşan yeni bir Ni-Ti alaşım geliştirdi. M-Wire alaşım lar martensitik ve R-Faz içermektedir. Geleneksel Ni-Ti alaşım larla karşılaştırıldığında, M-Wire alaşım ların daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci ve daha geliştirilmiş mekanik özelliklere sahip olduğu belirtilmiştir (Gambarini ve ark., 2008; Gambarini ve ark., 2008; Johnson ve ark., 2008; Gambarini ve ark., 2011).

ProTaper Next sistem (Dentsply, Sirona, USA), 2013 yılında M-Wire alaşım larından üretildi. M-Wire alaşım dan üretilen diğer bir sistemde ProFile Vortex sistemdir (Dentsply, Sirona, USA). Profile Vortex'in, geleneksel ProFile ile kıyaslandığında daha yüksek döngüsel yorgunluk direncine sahip olduğu belirtilmiştir (Uygun ve ark., 2006).

### **1.1.2.4. R-Faz Ni-Ti Alaşım lar**

Sybron Endo (Kerr, USA) 2008 yılında özel bir ısıl işleme tabi tutularak üretilen bir dizi yeni Ni-Ti enstrüman piyasaya çıkardı. Uygulanan bu ısıl işlem, alaşımın kristal yapısında yeni bir faz değişimi meydana getirerek esneklik ve direnci arttırmıştır, bununla birlikte üretim aşamasında ortaya çıkan iç stresleri toplamıştır. (Gambarini ve ark., 2010). R-faz denilen Ni Ti alaşım ların bu fazı, martensitik ve östenitik arasında bir faz olup, martensitik faz dönüşümünde R-Faz için soğurken veya R-fazdan martensitik faza geçerken meydana gelmektedir (Otsuka ve ark., 1988). Sybron Endo tarafından üretilen K3XF ve Twisted eğeler (Sybron Endo, Kerr, USA) bu işlemle üretilen eğelere örnektir. K3XF, K3 eğelerin yenilenmiş hali olarak, klasik metotlarla üretilmiş K3 eğelere göre daha iyi mekanik özelliklere sahiptir (Huang ve ark., 2017; Rodrigues ve ark., 2011; Shen ve ark., 2014) .Bu eğeler değişken bir eğime sahiptir, eğenin etkin kısmından ucuna doğru artan çap artıkça, geniş çaplı alanlarda enstrümanın kitlesi küçülür, böylece sertliği de

azalmaktadır. Büyük bir ilerleme kaydeden endodontik enstrüman teknolojisinde, R-faz işlemle üretilenlerin yanında ilk plastik deformasyonla üretilen Ni-Ti eğeler Twisted eğeler (TF) dir (Mounce, 2008). Bir metal çubuğu bükmeyi içeren bu yöntem ve yeniden kristallendirmek için uygulanan bu ısıl işlem sayesinde, TF eğeler, süper elastik nikel titanyum eğelere kıyasla daha fazla esneklik ve üstün döngüsel yorgunluk direnci göstermektedir (Perez ve ark., 2013). TF eğeler aynı zamanda, esnekliği değişmeden eğenin sertliğini artıran oksidasyon banyosu ile özel bir elektrokimyasal yüzey işlemine sahiptir. Bu özel fabrikasyon büküm işlemi, asla bölünmeyen çekirdek yapı gibi metalin yapısındaki kristal kafes yapısının bütünlüğünü büyütürken, enstrümanın içine işlenmiş kırılmayı kolaylaştıran kesit çizgilere izin vermez (Elsaka ve ark., 2015).

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

DS Dental (Johnson City, TN, USA) 2010 yılında ısıl işlem teknolojisine sahip, kontrollü hafıza (CM Wire) özelliğindeki enstrümanları tanıttı. İşlenen 508 Nİtinoldan (%55.8 Ni , %44 Ti) sonra alaşıma uygulanan bir ısıtma ve soğutma işlemiyle, esneklik, şekil hafıza (shape memory) ve yüksek yorgunluk direnci özelliği alaşıma kazandırıldı (Zinelis ve ark., 2010; Testarelli ve ark., 2011; Pereria ve ark., 2013; Perreria ve ark., 2015). Bu işlem enstrümanlara, preparasyon sırasında merkezde kalmayı destekleyen, apikal transportasyon riskini de azaltan bir özellik kazandırmaktadır (Kishore ve ark., 2017; Pinherio ve ark., 2017). Bu enstrümanlar aynı zamanda geleneksel alaşımlara (%54- %57) göre daha az Nikel (%52) içermektedir. Bu durum alaşımın mekanik özelliklerini geliştirmektedir. Östenitik fazdaki geleneksel Ni-Ti alaşımların aksine, enstrümanlar oda sıcaklığında R faz martensitik ve östenitik faz bileşiminden oluşabildiğinden, son çalışmalar Hyflex CM enstrümanların üretim sıcaklığının 47 °C olduğunu göstermiştir. (Pereria ve ark., 2012; Santos ve ark., 2013; Shen ve ark., 2013; Vasconcelos ve ark., 2016). Sterilizasyon sonrası bu enstrümanlar, yeniden kullanılabilir orijinal formlarına geri dönebilmektedir. Kontrol hafızalı ısıl işlem görmüş enstrümanların (1094 MPa) diğer bir özelliği de, geleneksel Ni-Ti alaşımlara (1415 MPa) kıyasla daha düşük gerilme

kuvvetine sahip olmalarıdır. Bu enstrümanlar kırılma öncesi deformasyona karşı koyma kapasitesi yönünden geleneksel Ni-Ti alaşımlara (%16.7 ile %27.5) göre daha üstün özelliktedirler (%58.4 ile %84.7) (Shen ve ark., 2013). Başka çalışmalar da kontrol hafızalı (CM) enstrümanların, geleneksel Ni-Ti enstrümanlarla karşılaştırıldığında döngüsel yorgunluk dirençlerinin %300 den fazla olduğunu doğrulamaktadır (Shen ve ark., 2011; Shen ve ark., 2013; Testarelli ve ark., 2011 ).

#### **1.1.2.6. Kontrollü Hafızalı Mavi ve Altın Isıl İşlem Görmüş (CM-Blue ve CM-Gold) Ni-Ti Alaşımlar**

Dentsply Sirona, 2012 yılında, kontrol hafızalı (controlled memory) alaşımlar için yeni bir ısıl işlem prosedürü tanıtmıştır. Enstrümanlar tekrar tekrar ısıl işlem görmüş ve soğutulmuştur. Bunun sonucunda titanyum oksit tabakasının kalınlaşmasına bağlı olarak yüzeyde renk değişimi gözlenmiştir (Shen ve ark., 2016). ProTaper Gold, WaveOne Gold, Vortex Blue (Dentsply, Sirona), Squence Rotary File ve X1 Blue File (MK Life, Brazil) ve Reciproc Blue (VDW, Germany) bu teknolojiyi kullanılarak üretilen enstrümanlardır. Kontrollü hafızalı ısıl işlem görmüş mavi alaşımlar (CM-Blue, 60-80 nm), altın alaşımlara (100-140 nm) kıyasla daha ince titanyum oksit tabakasına sahiptir (Gavini ve ark., 2018). Vortex Blue enstrümanlar üzerindeki sert titanyum oksit tabakasından dolayı, Profile Vortex enstrümanlara kıyasla sertlik kaybını daha iyi tolere eder. Bunun sonucunda da Vortex Blue enstrümanların kesme verimliliği ve aşınma direnci daha yüksektir (Plotino ve ark., 2014). Vortex Blue sistemler aynı zamanda, ProFile Vortex sistem, ProTaper Next ve ProTaper Universal sistemlerine kıyasla (Dentsply Sirona, USA) daha üstün yorulma direnci ve esnekliğe sahiptir (Nguyen ve ark., 2014; Perreria. ve ark., 2015). Squence Rotary File sistemi (MK Life, Brazil) de bu teknoloji ile üretilen diğer bir üründür.

### **1.1.2.7. Max-Wire Ni-Ti Alaşımlar**

Son zamanlarda, martensitik, östenitik, elektrokimyasal yüzey işlemlerini içeren (Martensite-Austenite-Electropolishing-Flex) özel bir Ni-Ti alaşım, Max-Wire adıyla FKG (Switzerland) firması tarafından 2015 yılında geliştirilmiştir. XP-Endo adıyla piyasada bulunan bu eğe sisteminin XP-endo Finisher, XP-endo Finisher Retreatment ve XP-endo Shaper (FKG, Switzerland) çeşitleri bulunmaktadır. Bu enstrümanlar, oda sıcaklığında martensitik fazda olup, kanal içinde östenitik fazın moleküler hafızasından dolayı şekil değiştirirler. XP-endo'nun döngüsel yorgunluk direnci, Vortex Blue (Dentsply, Sirona) , I Race (FKG) ve HyFlex (Coltene, Germany) ile kıyaslandığında daha yüksek bulunmuştur (Elnaghy ve ark., 2018).

### **1.1.2.8. Kontrollü Hafıza Ve Elektriksel Deşarj İşlemi (CM-EDM)**

#### **İçeren Ni-Ti Alaşımlar**

Coltene (Germany) firması, mühendislikte yaygın kullanılan kıvılcım erozyon teknolojisi ile (Spark Erosion Technology) Ni -Ti 495 alaşımından üretilen Hyflex EDM sistemini 2016 yılında piyasaya tanıttı. Bu elektriksel deşarj işlemi (EDM), elektriksel iletken malzemelerin üretiminde kullanılan temassız ısı erozyon işlemidir. Bu işlem, metalin küçük parçalar halinde buharlaşması sonucunda alaşımın yüzeyini eritir. Ultrasonik temizleme ve asit banyosu öncesinde veya sonrasında, alaşım 300 ile 600 derece arasında 10 dakika ile 5 saat süresince ısıl işleme tabi tutulur. Bu üretim metodu, enstrümanların döngüsel yorgunluk dirençlerini oda veya vücut sıcaklığında %700 oranında arttırmaktadır (Arias ve ark., 2018; Iacono ve ark., 2017; Pedulla ve ark., 2016; Pirani ve ark., 2016). Hyflex CM ve Hyflex EDM enstrümanların sert açılı kanallarda yüzey yapıları incelendiğinde, Hyflex EDM enstrümanlarda, Hyflex CM enstrümanlara kıyasla daha az yüzey değişimi gözlenmiştir. Hyflex EDM enstrümanların diğer bir önemli özelliği de, farklı çapraz kesit alanlara sahip olmasıdır. Enstrümanın tutma yerine yakın kısmındaki çapraz kesit, daha etkili bir kesim için üçgen yapıdadır. Orta kısmın dizaynı daha fazla direnç kazandırmak ve debris temizliğini arttırmak için yamuk şeklindedir. Uç kısmı

ise kanal içinde penetrasyonu sağlamak ve kanal içinde kırılma riskini azaltmak için dörtgen şeklindedir (Uslu ve ark., 2018).

### 1.2.1 Mekanik Kök Kanal Preparasyonunda Kullanılan Hareketlerin Kronolojisi

Çizelge 1.2. Mekanik kök kanal preparasyonunda kullanılan hareketlerin kronolojisi

Kronolojik Yıl	Kök Kanal Preparasyonunda Kullanılan Hareket Tipleri
1964	Titreşim
1992	Merkezde Dönen
2008	Resiprok
2010	Aksiyal Hareket
2013	Merkez Dışı Dönme
2013	Adaptif

Ni-Ti enstrümanların tanıtımıyla birlikte, klinik çalışma süresinin kısalması ve klinisyen açısından stresin azalmasıyla mekanik kök kanal preparasyonu daha kolay hale gelmiştir. Bugün piyasada Ni-Ti enstrümanlar elektrikli motor ve redüksiyonlu angulduruva sistemleri ile birlikte kullanılmaktadır. Geliştirilen yeni tekniklerle, kök kanal enstrümanlarının kanal içinde kırılma riskini azaltmak amaçlanmaktadır. Bu amaçla 1980 yıllarının sonuna doğru, bugün piyasada olan mekanik preparasyon sistemlerinin çoğunluğunu oluşturan ‘Merkezde Dönen’ hareket tipi tanıtıldı. Bu sistemde eğeler kanal içerisinde 360° rotasyonla kullanılmaktadır. Ancak, endodontik enstrümanların kırılma riskini azaltmak için farklı yeni mekanik teknikler sunulmuştur. Resiprokal harekette, endodontik enstrümanlar saat yönünde ve saat yönünün tersine asimetric rotasyon hareketi ile kullanılmaktadır. Zamanla, M-Wire alaşımli, Reciproc (VDW; Germany) ve WaveOne (Dentsply, Sirona, USA) gibi resiprok hareket özelliğine sahip tek ege sistemleri geliştirildi. Bu iki enstrümandan, Reciproc saat yönünün tersine 150 derece, WaveOne ise 170 derece dönerek dentini keserken, saat yönünde Reciproc 30 derece, WaveOne ise 50 derece dönerek debrisi temizler. Reciproc (VDW), Reciproc Blue (VDW), WaveOne (Dentsply, Sirona), WaveOne Gold (Dentsply, Sirona), X1 Blue File (MK Life) gibi sistemler, saat yönünün tersinde kesme işlemi

yaparken, Genius (Ultradent), ProDesign S (Easy) gibi sistemlerde saat yönünde kesme işlemi yapmaktadır. Saat yönünde dönme açısı 60 ile 90 derece arasında değişirken, saat yönünün tersine dönme açısı 120 ile 270 derece arasında değişiklik göstermektedir (Gavini ve ark., 2018). Çalışmaların çoğu resiprokal hareketin, devamlı dönen hareket tiplerine göre enstrümanlarda daha az gerilme ve sıkışma stresine neden olduğunu göstermektedir. Bundan dolayı da resiprokal hareketle kullanılan enstrümanların yorgunluk dirençleri de daha yüksektir (Bürklein ve ark., 2014; Gavini ve ark., 2012).

Ultradent firması (Ultradent, South Jordan, UT, USA) 2016 yılında resiprokal (90 derece saat yönünde ve 30 derece saat yönünün tersine) ve merkezde dönen hareket tiplerinin avantajlarını alarak oluşturduğu Genius sistemini tanıttı. Bu sistemde kontrollü bir kanal preparasyonu için önce resiprokal hareket uygulanır. Sonra preparasyonu bitirmek için simetrik dönme hareketi uygulanır. Bu sayede, daha az debris çıkararak, etkin bir biçimde kanal içi dentin kaldırılmaktadır. Genius sistem enstrümanları, ısıl işlem görmüş Ni-Ti alaşımlardan yapılan ve 'S' şekilli kesitli, saat yönünde artan açılı enstrümanlardır. Bununla beraber, sistemin ne tip bir ısıl işlem gördüğüne dair literatürde herhangi bir bilgi yoktur (Gavini ve ark., 2018). Son dönemdeki bir çalışmada, çift kurvatürlü kanallarda Genius sistemin, Reciproc Blue ve WaveOne Gold sistemlerine göre torsiyonel strese bağlı kırılmalarda daha fazla dirençli olduğu gösterilmiştir (Özyürek ve ark., 2017).

ProTaper Next (Dentsply, Sirona, USA) ve XP-Endo Shaper (FKG) gibi bazı sistemler enstrümanların karakteristik özelliklerine bağlı olarak asimetric veya eksantrik (merkez dışı) rotasyonla hareket etmektedir. Benzer şekilde, TRU Shape sistemi de (Dentsply, Sirona, USA) asimetric dönme hareketi ve kanal duvarlarına daha çok temas etmesi nedeniyle düzensiz yapıdaki kanallarda tavsiye edilen bir diğer sistemdir (Zuolo ve ark., 2018).

Tamamen farklı bir tasarım ve kinematik ile ReDent-Nova (Israel) firması 2010 yılında aksiyal hareket özelliğinde SAF (Self Adjusting File) ege sistemini

tanıtmıştır. Bu ege sistemi silindirik biçimli çukur kesitli bir enstrümandır. Kök kanal duvarlarına adapte olabilen, aşındırıcı bir yüzeye sahip ince bir Ni-Ti alaşımdan yapılmıştır. Bu ege sistemi, kök kanal preparasyonu boyunca irrigasyonun sürekliliğini sağlamak için, silikon yapıda bir irrigasyon cihazı (VATEA, ReDent-Nova) ile birlikte çalışır. Kanal içinde ileri geri 'gagalama' benzeri bir hareket ile çalıştırılır. Bu sırada enstrümanın elle tutulan kısmı 0.4 mm lik uç genişliği ile dik bir şekilde dakikada 3000 ile 5000 arası bir frekansla hareket etmektedir. Her kanal için 4 dakikalık enstrümantasyonu sağlayacak şekilde 2 defa 2 şer dakikalık döngü uygulanmaktadır. Bu uygulama şekliyle kanal çevresinden 60-75 mm kalınlığında bir dentin katmanı kaldırılır. Gagalama hareketi sonucunda enstrümanın kanal duvarlarına yakın temasıyla meydana gelen sürtünme, dentin tabakasını kaldırır (Peters ve ark., 2010).

Günümüzde üretim şekilleri, hareket tipleri, çapları, kesit özellikleri bakımından çok sayıda farklı Ni-Ti enstrümanlar mevcuttur (Gavini ve ark., 2018).

**Çizelge 1.3.** Güncel bazı Ni-Ti enstrümanların genel özellikleri

Ni-Ti Enstrüman Adı Üretim Yılı ve Firma Adı	Mekanik Hareket Tipi	Kesit Özelliği	Çap/Açı	Üretim Yöntemi
Race /FKG (1999)	Şekillendirici Merkezde Dönen	Enstrüman boyunca alternatif kesici kenarlara sahip üçgen kesit	10-60 .02,.04,.06	Mirofreze Elektrokimyasal Yüzey İşlemi
BT Race/FKG(2014)	Şekillendirici Merkezde Dönen	Enstrüman boyunca alternatif kesici kenarlara sahip üçgen kesit	BT1-10.06 BT2-35.00 BT3-35.04 BT4-40.04 BT5-40.04	Mirofreze Elektrokimyasal Yüzey İşlemi
K3XF/Kerr(2011)	Şekillendirici Merkezde Dönen	Asimetrik radyal alanlar ile pozitif kesme açısı, üçlü oluklu yapı	15-60 .04, .06	Mirofreze R- Faz
K3/SybronEndo/Kerr(2001)	Şekillendirici Merkezde Dönen	Asimetrik radyal alanlar ile pozitif kesme açısı, üçlü oluklu yapı	15-60 .04, .06	Mirofreze R- Faz
Mtwo/VDW(2003)	Şekillendirici Merkezde Dönen	İki aktif kesici kenarlı, S şeklinde kesit	10-60 .04, .05, .06, .07	Mirofreze
ProTaperUniversal Dentsply,Sirona(2006)	Şekillendirici Merkezde Dönen	Dışbükey üçgen	Azalan konik açılı 17-50	Mirofreze



**Çizelge 1.3. Devam** Güncel bazı Ni-Ti enstrümanların genel özellikleri

Ni-Ti Enstrüman Adı Üretim Yılı ve Firma Adı	Mekanik Hareket Tipi	Kesit Özelliği	Çap/Açı	Üretim Yöntemi
ProTaperNext Dentsply,Sirona(2013)	Şekillendirici Merkezde Dönen	Dışmerkezli, dikdörtgen	Değişken konik açılı 17-50 .04, .06, 07	Mirofreze Üretim Öncesi Isıl İşlem, M-Wire
ProTaperGold Dentsply,Sirona(2013)	Şekillendirici Merkezde Dönen	Enstrüman boyunca değişken ve artan koniklik açısı	Azalan konik açılı 17-50	Mirofreze Üretim Sonrası Isıl İşlem
Twisted File SybronEndo(2008)	Şekillendirici Merkezde Dönen	Üçgen	10-40 .04, .06, .08, .10, .12	Isı Altında Bükülmüş, R- Faz Elektrokimyasal
ProfileVortex Dentsply,Sirona(2009)	Şekillendirici Merkezde Dönen	Dışbükey üçgen	15-50 .04, .06.	Mikrofreze, Üretim Öncesi Isıl İşlem M-Wire
VortexBlue Dentsply,Sirona(2012)	Şekillendirici Merkezde Dönen	Dışbükey üçgen	15-50 .04, .06.	Mikrofreze, Üretim Öncesi ve Sonrası Isıl işlem Mavi (Blue)

**Çizelge 1.4.** Güncel bazı Ni-Ti enstrümanların genel özellikleri

Ni-Ti Enstrüman Adı Üretim Yılı ve Firma Adı	Mekanik Hareket Tipi	Kesit Özelliği	Çap/Açı	Üretim Yöntemi
SAF/ReDent(2010)	Şekillendirici	Ağ şeklinde boşluklu yapı	1.5 mm 2.0 mm	Lazer Kesim
	Dikey Vibrasyon			
Hyflex CM/Coltene(2011)	Şekillendirici	Pozitif kesme açılı, çift yivli Hedström dizayn	15-40 .04, .06, .08	Mirofreze Üretim Sonrası Isıl İşlem: CM
	Merkezde Dönen			
Hyflex EDM/Coltene(2016)	Şekillendirici	Pozitif kesme açılı, çift yivli Hedström dizayn	15-40 .04, .06, .08	Elektriksel deşarj işlemi, üretim sonrası ıslıl işlem: CM-EDM
	Merkezde Dönen			
Reciproc/VDW(2011)	Şekillendirici	'S' şekilli, tek eğe tekniği	Değişken açılı R25 (25/0.08) R40 (40/0.06) R50 (50/0.05)	Mirofreze Üretim Öncesi Isıl İşlem: M-Wire
	Resiprokasyon			

**Çizelge 1.4. Devam** Güncel bazı Ni-Ti enstrümanların genel özellikleri

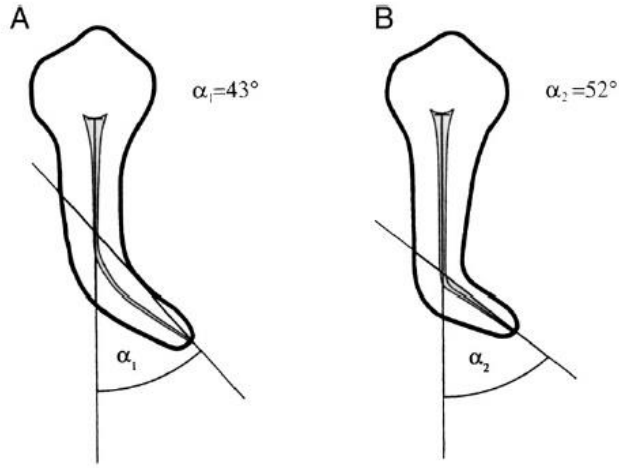
Ni-Ti Enstrüman Adı Üretim Yılı ve Firma Adı	Mekanik Hareket Tipi	Kesit Özelliği	Çap/Açı	Üretim Yöntemi
Reciproc Blue/VDW(2016)	Şekillendirici	'S' şekilli, tek eğe tekniği	Değişken açılı R25 (25/0.08) R40 (40/0.06) R50 (50/0.05)	Mikrofreze, Üretim Öncesi ve Sonrası Isıl İşlem: Mavi (Blue)
	Resiprokasyon			
WaveOne Dentsply, Sirona(2011)	Şekillendirici	Apikalde modifiye dışbükey üçgen Koronalde dışbükey üçgen	Değişken açılı Small (21/0.06) Primary (25/0.08) Large (40/0.08)	Mirofreze Üretim Öncesi Isıl İşlem: M-Wire
	Resiprokasyon			
WaveOne Gold Dentsply, Sirona(2015)	Şekillendirici	Paralelkenarlı	Değişken açılı Small (20/.07) Primary (25/.07) Medium (35/.06) Large (45/.05)	Mirofreze Üretim Sonrası Isıl İşlem
TRUShape Dentsply,Sirona(2015)	Şekillendirici	Üçgen eğenin uzun aksı boyunca "S" kurvatırlı	Değişken azalan açı .06v.	Mikrofreze, Şekil Ayarlı, Isıl İşlem
	Merkez Dışı Dönme		20-40	
XP-Endo Shaper FKG(2015)	Şekillendirici	Güçlendirici üçgen uç	Tek eğe 15-30 .01-minimum .04	Mikrofreze, Şekil Ayarlı, Isıl İşlem
	Merkez Dışı Dönme			
Genius/Ultradent(2016)	Şekillendirici	'S' şekilli	25-50 .04	Mikrofreze Isıl İşlem
	Merkezde Dönen Resiprokasyon			
Squence Rotary File MK Life(2017)	Şekillendirici	Üçgen	15-35 .04, .06	Mirofreze Üretim Sonrası Isıl İşlem
	Merkezde Dönen			
X1 Blue/ MK Life (2017)	Şekillendirici	Üçgen	Tek eğe 20,25,40 .06	Mirofreze Üretim Sonrası Isıl İşlem
	Resiprokasyon			

Bugüne kadar optimal kök kanal preparasyonunu sağlayacak tüm özellikleri taşıyan bir endodontik enstrüman bulunmadığından yeni çalışmalar ve araştırmalar devam etmektedir.

### 1.3. Döngüsel Yorgunluk Testleri

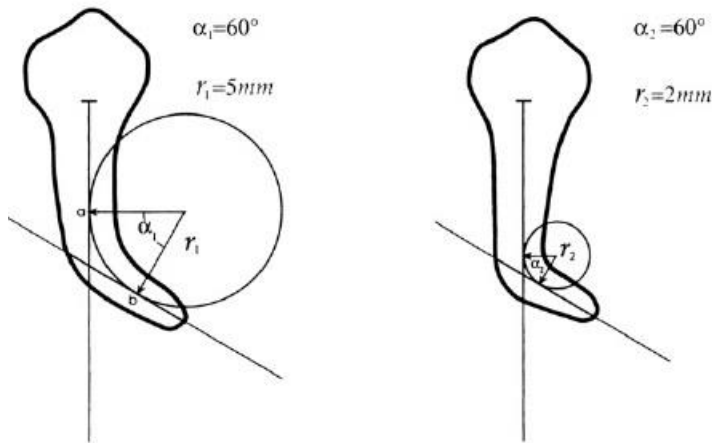
Endodontik literatürde, Ni-Ti enstrümanların yorgunluk testi için rotasyonel döndürme metodu kullanılmıştır. Bu testler için kullanılan araçlar, enstrümanların farklı geometrik açılarda kırılana kadar dönmelerine imkan sağlar. Eğimli kanallarda  $360^0$  döngüsel enstrümanların kullarımdaki potansiyel problemin metal yorgunluğu ve bunun sonuncu olarak kırılmanın meydana gelmesi olduğunu belirtilmiştir. Yapılan bir çalışmada, motorla çalışan K tipi paslanmaz çelik enstrümanlarda döngüsel aksiyal hareketinin etkileri incelenmiştir. 1mm çapındaki kalın duvarlı bir Pyrex tüp ısıtılmış ve yapay şekilde belirli bir parametreye sahip olmayan orta derecede eğimli bir kök kanalı oluşturulmuştur (Dederich ve ark., 1986). Daha sonra Pruett ve ark. (1997), bir kanal eğriliğinin karakteristiğinin karşılaştırmalı değerlendirmesini yapmak için kanalın açı ve yarıçap değerlerinin kullanılması gerektiğini belirlemişlerdir. Yapmış oldukları çalışmada, kanal eğriliğini tanımlayan parametreleri endodontik çalışmalarda kabul görmüş daha önceki yaklaşımlara göre daha kesin bir şekilde tanımlamıştır.

Kök kanal eğrilikleri ilk olarak Schneider, (1971) tarafından açıklanan metot ile tanımlanmıştır. Bu metot kök eğriliklerinin açı derecelerini belirleyen tek bir parametreyi kullanmıştır. Kök eğriliğinin açısını belirlemek için, kanalın uzun eksenine paralel bir çizgi çizilmiştir. İkinci bir çizgi, kök ucundan başlayıp, kanalın uzun ekseninin kıvrılmaya başladığı yer ile kesiştiği noktayı bulmak için çizilmiştir. Bu iki çizgi arasında kalan açı, kök kanalının eğrilik açı derecesini belirlemektedir.



Şekil 1.2. Schneider metodu

Sonraki yıllarda Pruett ve ark. (1997), herhangi bir kök kanal eğriliğini iki farklı parametre kullanarak daha doğru bir şekilde tanımlamıştır. Bu parametreler, eğrilik açısı ve eğrilik yarıçapıdır. Bu parametreleri belirlemek için, önce kanalın koronal düz kısmı boyunca düz bir çizgi çizilmiştir. İkinci çizgi, kanalın kök ucunun düz kısmının uzun eksenini boyunca çizilmiştir. Her iki çizginin üzerinde kanalın eğilmeye başladığı veya eğriliğin bittiği noktalar vardır. Kanalın eğri kısmını temsil etmek için bu iki noktadan teğetleri geçen bir çember çizilir. Eğrilik açısı, çemberin bu iki noktası arasındaki yayın açısıdır.



Şekil 1.3. Pruett ve ark. tarafından kök kanal eğrilik açısının tanımlandığı metot

Birçok çalışmada, farklı eğrilik açısı ve yarıçapa sahip, maksimum eğrilik noktasında farklı iç çaplı, bükülebilen cam veya metal silindirik tüpten yapılan yapay

kanallar kullanılmıştır (Anderson ve ark., 2007; Barbosa ve ark., 2007;; Kramkowski ve ark., 2009; Mize ve ark., 1998; Pruett ve ark., 1997). Anderson ve ark. (2007), bu amaçla 1.2 mm iç çaplı cam tüp kullanmıştır. Bu cam tüp ısıtılarak eğilendirilmiş ve etrafı 5mm lik yarıçaplı metal silindir ile kaplanmıştır. Enstrümanın maksimum kurvatüre sahip 5 mm'lik uç kısmında 45<sup>0</sup> ve 90<sup>0</sup> eğimli açılar kullanılmıştır. Barbosa ve ark. (2007), iç çapının belirtilmediği, 5mm yarıçaplı ve 45<sup>0</sup> açılı, ufak bir cam tüp kullanmıştır. Enstrümanlara kanal ucunda 3ve 7 mm arasındaki mesafeye kurvatür verilmiştir. Pruett ve ark. (1997), ve Mize ve ark. (1998), 0.83 mm iç çaplı 18-G den imal edilmiş, paslanmaz çelik yapay kanallar kullanmışlardır. Rehber cam tüplerin kurvatür yarıçapları 2-5mm olarak belirlenmiştir. Enstrümanın maksimum kurvatüre sahip 7 mm'lik uç kısmında 30<sup>0</sup>, 45<sup>0</sup> ve 90<sup>0</sup> eğimli açılar kullanılmıştır. Yared ve ark. (1999, 2000), maksimum kurvatür noktasının yerini ve eğrilik yarıçapını belirtmeksizin 2 mm iç çapa sahip 90<sup>0</sup> lik metal tüpler kullanmışlardır. Melo ve ark. (2002), 5 mm yarıçaplı, 40 mm uzunlukta, 1.6 mm dış çaplı paslanmaz çelik kanallar kullanmışlardır, bu kanalların maksimum kurvatür bölgesinin lokalizasyonu eğenin ucundan yaklaşık 4.5 mm uzaklıkta ve 45<sup>0</sup> açığa sahiptir. Yao ve ark. (2006), 60<sup>0</sup> derece açı, 5 mm eğrilik yarıçapı ve 2 mm iç çaplı paslanmaz çelik tüp kullanmışlardır. Çalışmalarında, enstrümanın ucundan maksimum eğriliğe olan mesafeyi belirtmeden dinamik bir model kullanmışlardır. Lopes ve ark. (2007), iç çapı 1.04 mm ve eğrilik yarıçapı 6mm olan paslanmaz çelik tüpler kullanmışlardır. Araştırmacılar, aynı yarıçapa sahip farklı açı derecesi ve uzunluklardan oluşan 2 aynı kanal üzerinde çalışmışlardır. 6 mm yarıçapa sahip bu kanallardan bir tanesi 90<sup>0</sup> derece açılı ve eğimi 9.4 mm uzunluğunda, diğeri 135<sup>0</sup> derece açılı ve eğimi 14.1 mm uzunluğundadır. Her iki kanalın uzunluğu 20 mm olup, birinci kanalın düz kısmı 10.6 mm, ikinci kanalın düz kısmı 5.9 mm uzunluğundadır. Bui ve ark. (2008), 16 mm paslanmaz çelikten yapılmış Monoject marka kanül ucunu bükerek oluşturdukları 30, 45 ve 60<sup>0</sup> dereceli 5 mm yarıçapa sahip yapay kanalları kullanmıştır. Bu kanallarda enstrümanın ucundan maksimum eğrilik noktasına olan uzaklık 7 mm idi. Kramkowski ve ark. (2009), Pruett ve ark. (1997), 'na, benzer şekilde, paslanmaz çelik tüpleri eğerek yapay kanallar oluşturduklar. Bu kanallar 45<sup>0</sup> ve 60<sup>0</sup> derece açığa 5 mm yarıçapa sahipti. Enstrümanın ucundan kanalın eğimli kısmını gösteren dairenin merkezine

olan uzaklık 7 mm idi. Larsen ve ark. (2009), 1.5 mm kanal iç çapında, 3 mm eğrilik yarıçapında ve 60 derece açığa sahip, 300 serisi paslanmaz çelikten yapılmış bir metal blok kullanarak enstrümanları test etmiştir. Bu metal bloğun üzeri, test sırasında kırılan enstrümanı kaldırmak ve kanal içinde dönen enstrümanları kolay görmek için şeffaf akrilik ile kaplanmıştır. Enstrümanların kanal içinde standart yerleşimini sağlamak için kanalın 19.ncu milimetresi kırmızı mürekkep ile işaretlenmiş ve döngüsel yorgunluk testleri uygulanmıştır. Bu testlerde karşılaşılan problem, enstrümanların yapay kanallar içinde standart bir davranış göstermemesi olmuştur. Bunun sebebi, enstrümanın silindirik metal kanalı tam kaplamaması ve bu yüzden boşluk içinde hareket etmesidir.

Diğer bazı çalışmalar bu problemin üstesinden gelmek amacıyla test edilecek enstrümanın çap ve boyutuna uygun yapay kanalların üretilmesi üzerine yapılmıştır. Bu çalışmalarda, enstrümanların döngüsel yorgunluk dirençlerinin daha doğru ölçülebilmesi için bilgisayar destekli freze makineleri kullanarak farklı uzunluk, açı ve yarıçapa sahip yapay kanallar oluşturulmuştur. Böylelikle her enstrümanın aynı davranışı sergilemesi sağlanmıştır (Plotino ve ark., 2006, Gambarini ve ark., 2008).

Bugüne kadar kök kanal enstrümanlarının döngüsel yorgunluk dirençlerini test etmek amaçlı standart bir cihaz veya düzenek yoktur. Çalışmaların çoğunda, cam veya metalden hazırlanmış yapay bir kanal veya blok içinde eğenin kırılana kadar döndürüldüğü statik veya dinamik modeller üzerinde döngüsel yorgunluk testleri yapılmaktadır. (Plotino ve ark., 2009; Pruett ve ark., 1997)

#### **1.4. Çalışmamızda Kullanılan Ni-Ti Enstrümanlar**

##### **1.4.1. ProTaper Universal**

ProTaper Universal (PTU; Dentsply Maillefer; Ballaigues, İsviçre) geleneksel bir Ni-Ti alaşımdır. PTU, dışbükey üçgen kesit özelliğindedir. Kesim özelliği yüksek, kesici olmayan rehber uç yapısı kanal içinde güvenilir bir preparasyona

imkan vermektedir. Kök kanal şekillendirilmesinde çoklu azalan açı yapısına sahip (17 ile 50 numara arasında değişen) , SX (çap numara 19), S1(çap numara 17) ve S2(çap numara 20) olmak üzere üç çeşiti mevcuttur. Şekillendirilmiş kök kanalını bitirmek amaçlı F1 (çap numara 20), F2 (çap numara 25), F3 (çap numara 30), F4 (çap numara 40) ve F5 (çap numara 50 )den oluşan 5 tip eğe sistemi bulunmaktadır.



Şekil 1.4. Kök kanalı şekillendirme eğeleri



Şekil 1.5. Kök kanalı preparasyonunu bitirmede kullanılan eğeler

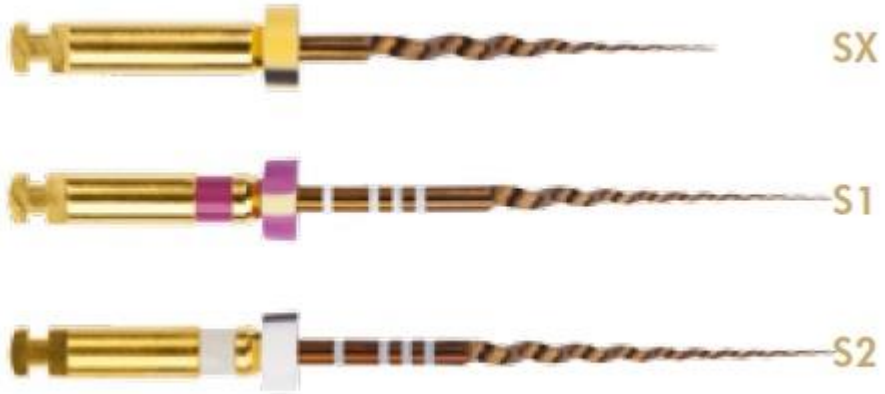
Özyürek ve ark. (2016), 5 mm kurvatür yarıçapı, 60<sup>0</sup> kanal açısı ve 1.5 mm kanal iç çapına ait statik bir model üzerinde PTU F2, ProTaper Next (PTN) (PTN; Dentsply Maillefer; Ballaigues, İsviçre) X2 ve Extreme CM R3 (EXR3; Edge Endo, USA) C2 nikel titanyum eğelerin döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonunda, kontrollü hafıza (controlled memory (CM)) alaşım özelliğindeki Extreme CM R3 nikel titanyum eğesinin, döngüsel yorgunluğa karşı olan direnci, geleneksel alaşım özelliğindeki PTU ve M-Wire yapısındaki PTN eğelerinden yüksek bulunmuştur. Aynı çalışmacılar, PTU D3(20.07) retreatment eğe tipini, farklı hareket tiplerindeki döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmışlardır. Bu çalışma için paslanmaz çelikten yapılmış 5 mm yarıçaplı, 60<sup>0</sup> yapay kanallar kullanmışlar. Çalışmada, PTU D3 için iki farklı endo motor kullanılmıştır. Birinci endo motorda (VDW Silver Reciproc, Germany) dönen hareket (rotary), reciprok (reciproc all) ve wave one all programları kullanılırken, diğer endo motor (SybronEndo, Orange, USA) da 'TF Adaptive' programında, eğeler kırılıncaya kadar test edilmişlerdir. Çalışma sonucunda, PTU D3 un Adaptive hareket tipinde (TF Adaptive), diğer hareket tiplerine göre çok daha dirençli olduğu sonucuna varılmıştır (Özyürek ve ark., 2017). Santillan ve ark. (2013), GT-X (Dentsply, USA) (20.06/30.08) ve PTU (F1, F3) eğelerin döngüsel yorgunluk dirençlerini farklı kurvatür yarıçaplı ve derecelerdeki yapay kanallarda test etmişlerdir. Bu yapay kanallar, 60<sup>0</sup> lik, 8 mm ve 5mm kurvatür yarıçaplı ve 45<sup>0</sup>lik, 8 mm ve 5mm kurvatür yarıçaplı kanallardır. . GT-X seri eğeleri PTU eğe tiplerine göre tüm kanal tiplerinde istatistiksel olarak önemli derecede yüksek yorgunluk direnci göstermiştir. Çalışmacılar, bu sonucu eğe tiplerin üretim süreç farklılıklarına bağlamışlardır. Froton ve ark. (2014), devamlı dönen ve resiprokasyon hareketi ile kullanılan tek eğe sistemleri arasında döngüsel yorgunluk ve torsiyonel dirençlerini karşılaştırmışlardır. Çalışmada, R25 (Reciproc, VDW Germany), Primary File (WaveOne,Dentsply; USA), F2 (ProTaper Universal; Dentsply,USA), and 25.06 (MTwo; VDW, Germany) eğe tipleri kullanılmıştır. Çalışmada, paslanmaz çelikten yapılmış, yarıçapı 5mm ve 45<sup>0</sup> sahip yapay kanallardan oluşan dinamik bir model kullanılmıştır. Resiprok hareket tipine sahip eğe sistemleri, dönen sistem eğelerine kıyasla daha dirençli görülmüştür. PTU ve MTwo sistemler arasında döngüsel yorgunluk ve torsiyonel direnç yönünden istatistiksel olarak önemli bir fark görülmemiştir. Sanchez ve ark. (2018), 5 mm



kurvatür yarıçaplı 45<sup>0</sup> ve 60<sup>0</sup> olmak üzere iki farklı yapay kanalda, PTN X2, Profile Vortex Blue 25.06 ve PTU F2 eğelerinin döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmışlardır. Profile Vortex Blue ege tipinin, PTN ve PTU ege tiplerine kıyasla çok daha dirençli olduğu görülmüştür. PTU'ın her iki kanal tipinde en düşük direnci gösterdiği sonucuna varmışlardır. Pirani ve ark. (2013), PTU F2 ve WaveOne F2 eğelerin 5mm yarıçaplı ve 60<sup>0</sup> derece ye sahip yapay kanallarda döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada, WaveOne eğelerini resiprokasyon, PTU'ı hem resiprokasyon hem de rotasyon hareketleri ile kullanmışlardır. WaveOne eğelerinin, resiprokasyon ve devamlı rotasyonel hareket ile kullanılan ProTaper eğelerine göre oldukça uzun sürede kırıldığını belirtmişlerdir.

#### **1.4.2. ProTaper Gold**

ProTaper Gold (PTG; Dentsply, Dentsply Maillefer; Ballaigues, İsviçre), ProTaper Universal eğelerine benzer morfolojik (çap, kesit şekli, ege numaraları) yapıda olan daha fazla esneklik kazandırmak amaçlı ileri metalürji teknolojisi ile geliştirilmiş ege tipleridir. Bu metalürji teknolojisi ile enstrümanlara uygulanan ısı işlem süreci kastedilmektedir. Uygulanan altın (Gold) ısı işlem sonucuyla, ProTaper Gold açılı kanallarda daha esnek ve daha yüksek döngüsel yorgunluk dirençlerine sahip olmuştur. Ayrıca ProTaper Gold un bağlantı kısmı, ProTaper Universal a göre 11 mm kısadır.



Şekil 1.7. Kök kanalı şekillendirme eğeleri



Şekil 1.8. Kök kanalı preparasyonunu bitirmede kullanılan eğeleri

Hieaway ve ark. (2015), PTU ve PTG enstrümanların faz dönüşüm davranışlarıyla ilişkili esneklik ve döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada her iki enstrüman için S1, S2, F1, F2 ve F3 numaralı eğeler, oda sıcaklığında 6 mm yarıçaplı,  $40^{\circ}$  açılı yapay kanal içinde kırılıncaya kadar döndürülmüş ve kırılma zamanları kaydedilmiştir. Her bir enstrümanın kırılan parça uzunluklarının ölçümleri yapılmıştır. Diferansiyel Taramalı Kalorimetrik Analiz (DSC Anaysis) yöntemiyle PTG ve PTU enstrümanların faz dönüşüm davranışlarını değerlendirmişlerdir. PTG enstrümanların PTU enstrümanlardan önemli derecede daha esnek ve yorgunluk dirençlerinin daha yüksek olduğu bulunmuştur. S1 ve S2 numaralı enstrümanlar, F1, F2 ve F3 numaralı enstrümanlardan çok daha uzun yorgunluk direnci göstermiştir. PTG, PTU dan farklı olarak, östenitik faz bitiş sıcaklığının daha yüksek olduğu ve bu enstrümanların 2 safha dönüşüm davranışı gösterdiğini belirtmişlerdir.

Plotino ve ark. (2017), kanal içi (vücut ısı) ve oda sıcaklıklarında PTU ve PTG enstrümanların döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmıştır. Bu çalışmada her iki enstrüman için, S1 ve F2 numaralı eğeler, 5 mm yarıçaplı  $60^{\circ}$  açılı yapay

kanal içinde kırılıncaya kadar döndürülmüş ve kırılma zamanları kaydedilmiştir. Çalışma sonucunda, her iki farklı numaradaki PTG enstrümanlar, aynı numaradaki PTU enstrümanlara kıyasla önemli derecede yüksek yorgunluk direnci göstermiştir. Sıcaklığın, PTG un döngüsel yorgunluk direncinde etkisi olmadığı görülmüşken, PTU' in kanal içi sıcaklık ortamında döngüsel yorgunluk direnci önemli ölçüde azalmıştır. Kırılma uzunluğu ile ilgili olarak da sadece PTU için S1 ve F2 numaralı enstrümanlar arasında istatistiksel fark olduğu gözlenmiştir. Elnaghy ve ark. (2016), PTG F2 ve PTU F2 eğelerinin yüzey sertliği, esneklik, torsiyonel stres ve döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmışlardır. Özel yapılmış, enstrümanın ucundan 5 mm kurvatür merkezli ve 5mm kurvatür uzunluğuna sahip, 5mm yarıçaplı ve 60<sup>0</sup> yapay kanallar kullanılmıştır. PTG eğelerin, PTU' e kıyasla yorgunluk direnci ve esneklik yönünden çok daha dirençli olduğu belirtilmiştir. PTU enstrümanların, PTG enstrümanlara göre mikrosertlik ve torsiyonel stres dirençlerinin daha gelişmiş olduğu sonucuna varılmıştır. Uygun ve ark. (2016), PTG F2, PTN X2 ve PTU F2 eğelerin döngüsel yorgunluk dirençlerini kanal içinde farklı seviyelerde karşılaştırmışlardır. Bu çalışma için, 3 mm yarıçaplı, 60<sup>0</sup> açılı ve 1.5 mm iç çapa sahip paslanmaz çelikten yapılmış yapay kanallar kullanmışlardır. Kanal eğrilik uzunlukları 5 mm ve 8mm olmak üzere iki farklı seviyede enstrümanlar test edilmiştir. PTG enstrümanların bütün seviyelerde en fazla direnç gösterdiği gözlenirken, 8mm eğrilik seviyesinde, PTG ve PTN enstrümanlar arasında fark olmadığını ifade etmişlerdir. PTU enstrümanın ise bütün seviyelerde en düşük yorgunluk direnci gösterdiği sonucuna varmışlardır. Algedairi ve ark. (2018), PTU (S1, S2, F1, F2, F3), PTG (S1, S2, F1, F2, F3) ve PTN (X1, X2 ve X3) eğelerini, paslanmaz çelikten yapılmış eğrilik yarıçapı 5 mm ve 45<sup>0</sup> olan yapay kanallarda döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmışlardır. PTG F1, F2 eğelerinin, sırasıyla PTU F1, PTN X2, PTU F2 ve PTN X3 eğelerinden istatistiksel olarak önemli ölçüde yüksek yorgunluk direnci gösterdiğini belirtmişlerdir. PTN X2, PTU F1 göre istatistiksel olarak yüksek yorgunluk direnci göstermiştir. Yapılan çalışmada, PTG eğelerinin tüm serisinin, PTU ve PTN seri eğelerine göre üstün yorgunluk direnci gösterdiği sonucuna varmışlardır. Kaval ve ark. (2016), PTU F2, PTG F2 ve Hyflex EDM (Coltene, Switzerland) (25/.08) ege tiplerinin torsiyonel direnç ve döngüsel yorgunluklarını karşılaştırmışlardır. Çalışma için, paslanmaz çelikten yapılmış, 1.5

mm iç çaplı, 3 mm yarıçaplı ve 60° ye sahip yapay kanallar kullanmışlardır. Hyflex EDM, istatistiksel olarak önemli derecede yüksek yorgunluk direnci göstermiştir. PTU ve PTG benzer kesit yapısına sahip olmasına rağmen, PTG döngüsel yorgunluk ve torsiyonel direnç bakımından, PTU' a kıyasla daha fazla üstünlük göstermiştir. Bu farklılığın sebebi de, çalışmacılar tarafından PTG' un geliştirilmiş alaşım yapısına bağlanmıştır.

Keskin ve ark. (2018), PTG F3, K3XF (SybronEndo, Orange, USA) (30/.04) ve XP EndoShaper (FKG, Dentaire, Switzerland) (30.01) eğelerinin döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmışlardır. Bu çalışma için eğeleri, kanal içi sıcaklığında ( $35^{\circ} \pm 2^{\circ}$ ), yarıçapı 5mm ve 60° olan metal blok içinde test etmişlerdir. XP EndoShaper, K3XF ve PTG göre istatistiksel olarak yüksek derecede yorgunluk direnci göstermiştir. Bununla birlikte, PTG ve K3XF eğeler arasında da fark bulunamamıştır.

## **1.5. Çalışmamızın Amacı**

Bu çalışmada, ProTaper Universal F2 ve ProTaper Gold F2 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) Ni Ti kanal eğelerinin 45°, 60°, 90° açılardaki paslanmaz çelik yapay kanallarda döngüsel yorgunluk dirençlerinin ve kırık parça uzunluklarının karşılaştırılması ayrıca kırılan parça tiplerinin taramalı elektron mikroskopunda değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla, iki farklı yapısal özelliğe sahip eğenin hangi açı derecesinde daha fazla yorgunluk direncine sahip olduğunu ve buna bağlı olarak enstrümanların klinik ortamda kullanım ömürlerini uzatmaya yönelik bir strateji geliştirerek bilime katkı sağlamak hedeflenmektedir.

## 2. GEREÇ VE YÖNTEM

### 2.1. Örnek Sayısının Belirlenmesi

Bu *in vitro* çalışmada, iki farklı yapıdaki Ni-Ti kanal eğelerinin 45°, 60°, 90° açılardaki yapay kanallarda döngüsel yorgunluk dirençleri karşılaştırıldı. Her bir örnekte kırılan parça uzunlukları ölçülüp, kırık tiplerinin değerlendirilmesi yapıldı.

Bu amaçla her birinde 18 ege olacak şekilde yapay kanalların açı derecesine göre (45°, 60°, 90°) 6 farklı deney grubu oluşturuldu.

Grup 1A (n=18) : ProTaper Universal, 45°

Grup 2A (n=18) : ProTaper Gold, 45°

Grup 1B (n=18) : ProTaper Universal, 60°

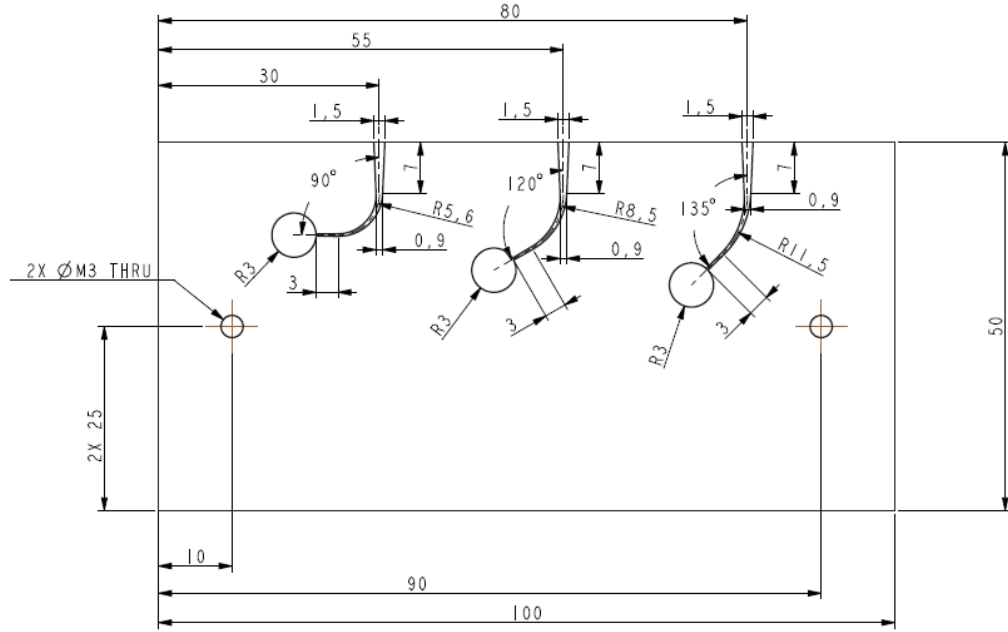
Grup 2B (n=18) : ProTaper Gold, 60°

Grup 1C (n=18) : ProTaper Universal, 90°

Grup 2C (n=18) : ProTaper Gold, 90°

### 2.2. Döngüsel Yorgunluk Testinin Uygulanması

Eğelerin döngüsel yorgunluk dirençlerinin karşılaştırılması için daha önceki çalışmaların referansı doğrultusunda, farklı açıda yapay kanallar içeren paslanmaz çelikten hazırlanmış özel bir statik test düzeneği kullanıldı (Plotino ve ark., 2009). Bu statik test cihazı, eğelerin serbestçe dönebildiği, 45°, 60° ve 90° eğim açılı, 5 mm eğim yarıçaplarına ve 1.5 mm iç çapa sahip, 19 mm uzunlukta paslanmaz çelikten oluşan yapay kanallardan oluşmaktadır. Eğelerin metal kanal duvarlarına sürtünme kuvvetini azaltmak için gliserin kullanıldı.



Şekil 2.1. Statik döngüsel yorgunluk test düzeneğinin planı

Çalışmada, 54 adet ProTaper Universal F2 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) ve 54 adet ProTaper Gold F2 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) olmak üzere toplam 108 adet hiç kullanılmamış yeni Ni- Ti ege kullanıldı. Bütün eğerler, kullanım öncesinde morfolojik yapıları ve varsa deformasyonlarını kontrol etmek amacıyla optik stereo mikroskop (Leica, MZ12, Germany, USA) altında incelendi.

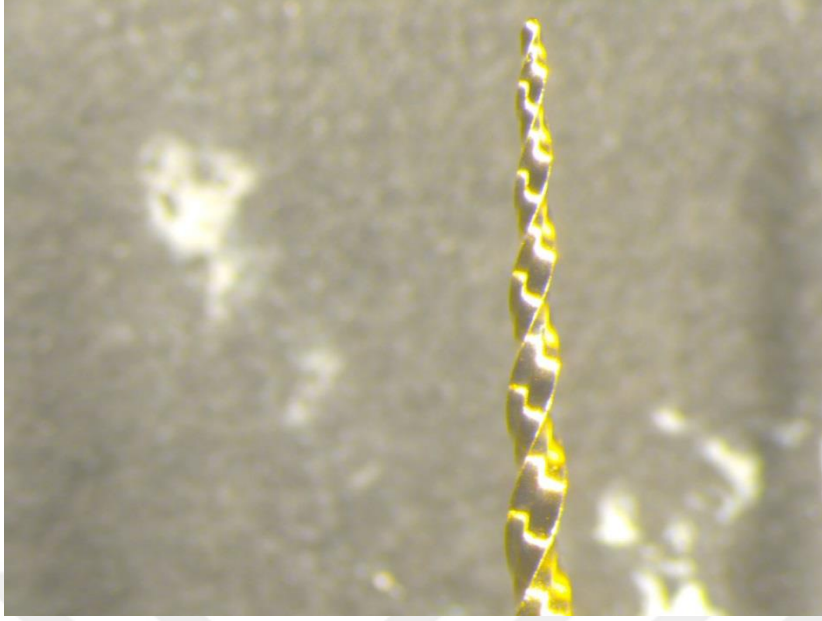


Şekil.2.2. Eğelerin kullanım öncesi incelendiği optik stereo mikroskop



Şekil 2.3. ProTaper Universal F2 eğenin optik stereomikroskop görüntüsü (x10)





Şekil 2.4. ProTaper Gold F2 eğenin optik stereomikroskop görüntüsü (x10)

### Deney Grupları:

ProTaper Universal F2 ve ProTaper Gold F2 Ni-Ti kanal eğeleri, enstrümanların tork özelliklerine uygun bir endo-motor (VDW.Gold Reciproc. GmbH, Munich, Germany) ve 6:1 redüksiyonlu angulduruva ile kullanıldı. Tüm eğeler üretici firma bilgilerine uygun olarak 300 rpm ve 3 N tork değerinde kullanıldı.



Şekil 2.5. Çalışmada kullanılan endomotor (VDW.Gold Reciproc. GmbH, Munich, Germany).

### Grup 1A:

ProTaper Universal F2 (25 mm) (08/25) kanal eğesi, 45° yapay kanal içinde döndürülmeye başlandığı anda kronometre çalıştırıldı, eğe kırıldığı anda kronometre durduruldu ve geçen süre saniye cinsinden ve kırılan parça uzunlukları milimetre cinsinden kaydedildi.



Şekil 2.6. ProTaper Universal F2 eğesi, 45° yapay kanal içinde uygulanması

### Grup 1B:

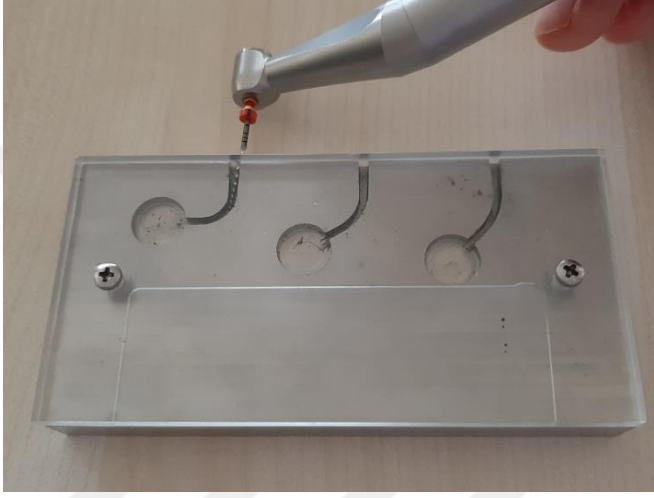
ProTaper Universal F2 (25 mm) (08/25) kanal eğesi, 60° yapay kanal içinde döndürülmeye başlandığı anda kronometre çalıştırıldı, eğe kırıldığı anda kronometre durduruldu ve geçen süre saniye cinsinden ve kırılan parça uzunlukları milimetre cinsinden kaydedildi.



Şekil 2.7. ProTaper Universal F2 eğesi, 60° yapay kanal içinde uygulanması

### Grup 1C:

ProTaper Universal F2 (25 mm) (08/25) kanal eğesi, 90° yapay kanal içinde döndürülmeye başlandığı anda kronometre çalıştırıldı, eğe kırıldığı anda kronometre durduruldu ve geçen süre saniye cinsinden ve kırılan parça uzunlukları milimetre cinsinden kaydedildi.



Şekil 2.8. ProTaper Universal F2 eğesi, 90° yapay kanal içinde uygulanması

### Grup 2A:

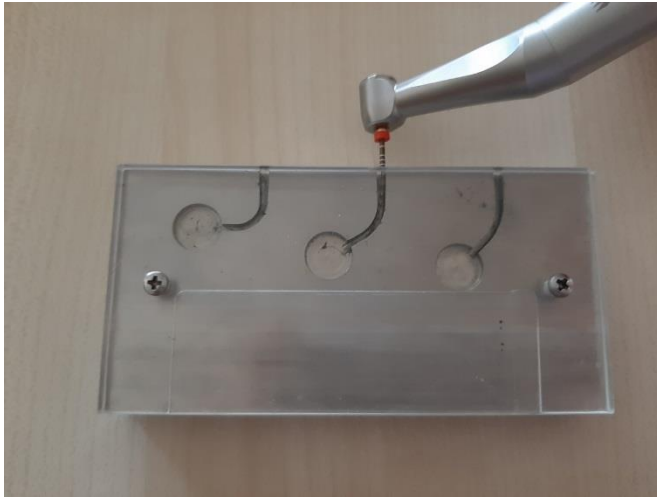
ProTaper Gold F2 (25 mm) (08/25) kanal eğesi, 45° yapay kanal içinde döndürülmeye başlandığı anda kronometre çalıştırıldı, eğe kırıldığı anda kronometre durduruldu ve geçen süre saniye cinsinden ve kırılan parça uzunlukları milimetre cinsinden kaydedildi.



**Şekil 2.9.** ProTaper Gold F2 eğesi, 45° yapay kanal içinde uygulanması

### **Grup 2B:**

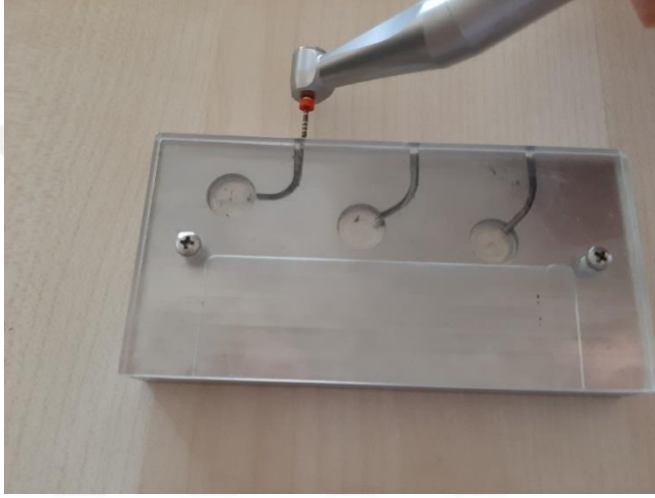
ProTaper Gold F2 (25 mm) (08/25) kanal eğesi, 60° yapay kanal içinde döndürülmeye başlandığı anda kronometre çalıştırıldı, ege kırıldığı anda kronometre durduruldu ve geçen süre saniye cinsinden ve kırılan parça uzunlukları milimetre cinsinden kaydedildi.



**Şekil 2.10.** ProTaper Gold F2 eğesi, 60° yapay kanal içinde uygulanması

## Grup 2C:

ProTaper Gold F2 (25 mm) (08/25) kanal eğesi, 90° yapay kanal içinde döndürülmeye başlandığı anda kronometre çalıştırıldı, eğe kırıldığı anda kronometre durduruldu ve geçen süre saniye cinsinden ve kırılan parça uzunlukları milimetre cinsinden kaydedildi.



Şekil 2.11. ProTaper Gold F2 eğesi, 90° yapay kanal içinde uygulanması

### Döngüsel yorgunluk direncinin hesaplanması:

Her bir enstrüman yapay kanal içerisinde dönmeye başladığı anda kronometre çalıştırılıp, kırılma gerçekleştiği anda kronometre durdurulup, geçen süre saniye cinsinden kaydedildi. Kaydedilen süreler üzerinden enstrümanların kırılıncaya kadar yaptığı tur sayısı (KKTS) formülü yardımı ile hesaplandı (Özyürek ve ark. 2016).

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

Kırılan parçalar her bir enstrüman için ait olduğu deney grubuna göre numaralandırılıp kaydedildi. Her bir deney grubu için elde edilen kırık parçaların ayrı ayrı dijital elektronik kumpas kullanılarak ölçümleri yapıldı.

Her deney grubundan rastgele seçilen birer örnek ve iki eğe grubuna ait hiç kullanılmamış birer örnek taramalı elektron mikroskobu (SEM, QUANTA 200F, FEI, USA) altında incelendi.



Şekil 2.12. Kırık parçaların ölçümlerinin yapıldığı dijital elektronik kumpas (MarlCal, Germany)

### 2.3. İstatistiksel Analiz

Eğelerin kırılıncaya kadar yaptığı tur sayısı (KKTS) hesaplandı. Kırılmış parça uzunluklarının ölçümleri yapıldı. Verilerin analizi için SPSS 11.5 (IBM-SPSS Inc., CHhicago,IL,USA) programı kullanılarak, ana gruplar arası karşılaştırma için tek yönlü varyans analiz (Anova), ana gruplar içindeki alt grup karşılaştırmaları için de Tukey's post hoc testleri kullanıldı. İstatiksel önem seviyesi %5 olarak belirlendi.

### 3. BULGULAR

#### 3.1. ProTaper Universal Eğelerin Farklı Açılarda Döngüsel Yorgunluk Dirençlerinin Karşılaştırılması

ProTaper Universal F2 eğesinin, 45<sup>0</sup>, 60<sup>0</sup> ve 90<sup>0</sup> açılarda, statik model altında kırılıncaya kadar yaptıkları tur sayılarının ortalama ve standart sapma değerleri çizelge 3.1. de gösterilmiştir. Gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p < 0.001$ ).

**Çizelge 3.1.** Farklı açılarda PTU eğesinin kırılıncaya kadar yaptığı tur sayılarının ortalama ve standart sapma değerleri

KIRILMA DİRENCİ			
Grup/ Eğim Derecesi	N	Ortalama	Standart Sapma
Grup 1A/ 45°	18	425.56	± 132.07494
Grup 1B/ 60°	18	535.00	± 192.10138
Grup 1C/ 90°	18	315.28	± 55.07941
TOPLAM	54	425.28	± 163.10495

Çizelge 3.2. de ProTaper Universal eğelerinin, 45<sup>0</sup> ile 60<sup>0</sup> ve 45<sup>0</sup> ile 90<sup>0</sup> açılarda döngüsel yorgunluk dirençlerinin istatistiksel olarak farklı olmadığı bulunmuştur ( $p > 0.05$ ). Buna karşın, ProTaper Universal 60<sup>0</sup> derecede, 90<sup>0</sup> dereceye göre çok daha yüksek kırılma direnci göstermiştir ( $p < 0.001$ ).

**Çizelge 3.2.** PTU eğesinin gruplar arasında kırılıncaya kadar yaptığı tur sayılarının ortalama ve standart sapma değerleri

PTU ÇOKLU GRUP KARŞILAŞTIRILMASI			
Eğim derecesi	Eğim derecesi	Ortalama Fark	p
45 °	60 °	-109.44	0.055
	90 °	110.28	0.053
60 °	45 °	109.44	0.055
	90 °	219.72 <sup>a</sup>	0.000

**Çizelge 3.2. devamı.** PTU eğesinin gruplar arasında kırılıncaya kadar yaptığı tur sayılarının ortalama ve standart sapma değerleri

PTU ÇOKLU GRUP KARŞILAŞTIRILMASI			
Eğim derecesi	Eğim derecesi	Ortalama Fark	p
90 °	45 °	-110.28	0.053
	60 °	-219.72 <sup>b</sup>	0.000

\*Farklı harfler arasında istatistiksel olarak fark vardır ( $p < 0.001$ ).

### 3.2. ProTaper Gold Eğelerin Farklı Açılarda Döngüsel Yorgunluk Dirençlerinin Karşılaştırılması

ProTaper Gold F2 eğesinin, 45<sup>0</sup>, 60<sup>0</sup> ve 90<sup>0</sup> açılarda, statik model altında kırılıncaya kadar yaptıkları tur sayılarının ortalama ve standart sapmaları, Çizelge 3.3. de gösterilmiştir. Gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p < 0.001$ ).

**Çizelge 3.3.** Kullanılan eğelerin kırılıncaya kadar yaptığı tur sayılarının ortalama ve standart sapma değerleri

KIRILMA DİRENCİ			
Grup/ Eğim Derecesi	N	Ortalama	Standart Sapma
Grup 2A/ 45°	18	1312.22	± 282.1463
Grup 2B/ 60°	18	1396.67	± 321.02776
Grup 2C/ 90°	18	841.39	± 157.31016
TOPLAM	54	1183.43	± 356.8439

Çizelge 3.4. de ProTaper Gold eğelerinin, 45<sup>0</sup> ile 60<sup>0</sup> arasındaki açılardaki döngüsel yorgunluk dirençlerinin istatistiksel olarak farklı olmadığı bulunmuştur ( $p > 0.05$ ). Bununla birlikte, ProTaper Gold için 90<sup>0</sup> derecedeki, kırılma direncinin hem 45<sup>0</sup> derece hem de 60<sup>0</sup> dereceye göre çok daha düşük olduğu bildirilmiştir ( $p < 0.001$ ).



**Çizelge 3.4.** PTG eğelerinin gruplar arasında kırılıncaya kadar yaptığı tur sayılarının ortalama ve standart sapma değerleri

PTG ÇOKLU GRUP KARŞILAŞTIRILMASI			
Eğim Derecesi	Eğim Derecesi	Ortalama Fark	p
45 °	60 °	-84.44	0.603
	90 °	470.83 <sup>b</sup>	0.000
60 °	45 °	84.44	0.603
	90 °	555.28 <sup>b</sup>	0.000
90 °	45 °	-470.83 <sup>c</sup>	0.000
	60 °	-555.28 <sup>d</sup>	0.000

\*Farklı harfler arasında istatistiksel olarak fark vardır (p < 0.001).

### 3.3. Farklı Yapıdaki Kanal Eğelerinin 45<sup>0</sup> Açıda Döngüsel Yorgunluk Dirençlerinin Karşılaştırılması

ProTaper Gold eğesinin, 45<sup>0</sup> açılı kanalda kırılma direnci ProTaper Universal eğesine göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ( p < 0.001).

(Çizelge 3.5.)

**Çizelge 3.5.** Farklı yapıdaki kanal eğelerinin 45<sup>0</sup> açılı kanalda kırılıncaya kadar yaptığı tur sayılarının ortalama ve standart sapma değerleri

KIRILMA DİRENCİ				
45° Eğim Derecesi		N	Ortalama	Standart Sapma
	PTU	18	425.56	132.07
	PTG	18	1312.22	282.15

### 3.4. Farklı Yapıdaki Kanal Eğelerin 60<sup>0</sup> Açıda Döngüsel Yorgunluk Dirençlerinin Karşılaştırılması

ProTaper Gold eğesinin, 60<sup>0</sup> açılı kanalda kırılma direncinin ProTaper Universal eğesine göre çok daha yüksek bulunmuştur ( p < 0.001). (Çizelge 3.6.)

**Çizelge 3.6.** Farklı yapıdaki kanal eğelerinin 60° açılı kanalda kırılıncaya kadar yaptığı tur sayılarının ortalama ve standart sapma değerleri

KIRILMA DİRENCİ				
60° Eğim Derecesi		N	Ortalama	Standart Sapma
	PTU	18	535.00	192.10
	PTG	18	1396.67	321.03

### 3.5. Farklı Yapıdaki Kanal Eğelerinin 90° Açıda Döngüsel Yorgunluk Dirençlerinin Karşılaştırılması

ProTaper Gold eğesinin, ProTaper Universal eğesine kıyasla 90° açılı kanalda kırılma direncinin çok daha yüksek olduğu istatistiksel olarak anlamlı düzeyde gözlenmiştir (  $p < 0.001$  ). (Çizelge 3.7.)

**Çizelge. 3.7.** Farklı yapıdaki kanal eğelerinin 90° açılı kanalda kırılıncaya kadar yaptığı tur sayılarının ortalama ve standart sapma değerleri

KIRILMA DİRENCİ				
90° Eğim Derecesi		N	Ortalama	Standart Sapma
	PTU	18	315.28	55.08
	PTG	18	841.39	157.31

### 3.6. ProTaper Universal Eğelerinin Farklı Açılardaki Yapay Kanallarda Kırılan Parça Uzunluklarının Karşılaştırılması

ProTaper Universal eğesinin, 45°, 60° ve 90° açılarda kırılan parça uzunlukları arasında istatistiksel olarak fark bulunmuştur (  $p < 0.001$  ). (Çizelge 3.8.). En uzun kırık parça 45° kanalda görülürken bunu 90° ve 60° takip etmiştir.

**Çizelge 3.8.** Farklı açılarda PTU eğesinin farklı açılarda kırılan parça uzunluklarının ortalama ve standart sapma değerleri

Yapay Kanal Eğimi	Örnek Sayısı	Kırılan Parça Uzunluğu	
DERECE	N	Ortalama (mm)	Standart Sapma
45°	18	16.05	0.34
60°	18	5.81	1.15
90°	18	6.88	1.37
TOPLAM	54	9.58	4.75

ProTaper Universal eğelerinin farklı açılardaki kırılan parça uzunlukları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ( $p < 0.001$  ve  $p < 0.05$ ). (Çizelge 3.9.).

**Çizelge 3.9.** PTU eğesinin gruplar arasında kırılan parça uzunluklarının ortalama ve standart sapma değerleri

PTU ÇOKLU GRUP KARŞILAŞTIRILMASI			
Eğim Derecesi	Eğim Derecesi	Ortalama Fark	p
45°	60°	10.24 <sup>a</sup>	0.000
	90°	9.17 <sup>b</sup>	0.000
60°	45°	-10.24 <sup>c</sup>	0.000
	90°	-1.07 <sup>d</sup>	0.010
90°	45°	-9.17 <sup>e</sup>	0.000
	60°	1.07 <sup>f</sup>	0.010

\* Farklı harfler arasında istatistiksel olarak fark vardır ( $p < 0.001$  ve  $p < 0.05$ ).

### **3.7. ProTaper Gold Eğelerinin Farklı Açılardaki Yapay Kanallarda Kırılan Parça Uzunluklarının Karşılaştırılması**

ProTaper Gold eğelerinin, bazı gruplarda kırılan parça uzunlukları arasında istatistiksel olarak fark bulunmuştur ( $p < 0.001$ ). (Çizelge 3.10.).

**Çizelge 3.10.** Farklı açılarda PTG eğesinin farklı açılarda kırılan parça uzunluklarının ortalama ve standart sapma değerleri

KIRILMA DİRENCİ PARÇA UZUNLUK	Örnek Sayısı	Kırılan Parça Uzunluğu	
Eğim Derecesi	N	Ortalama (mm)	Standart Sapma
45°	18	16.08	0.06
60°	18	16.05	0.12
90°	18	9.21	4.55
TOPLAM	54	13.78	4.16

ProTaper Gold eğesinin 90° de kırılan parça uzunluğu 60° ve 45° den daha kısa bulunmuştur ( $p < 0.001$ ). Buna karşın, 45° ile 60° arasında kırılan parça uzunluğu bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p > 0.05$ ). (Çizelge 3.11.).

**Çizelge. 3.11.** PTG eğesinin gruplar arasında kırılan parça uzunluklarının ortalama ve standart sapma değerleri

PTG ÇOKLU GRUP KARŞILAŞTIRILMASI			
Eğim Derecesi	Eğim derecesi	Ortalama Fark	p
45°	60°	0.03	0.999
	90°	6.87 <sup>a</sup>	0.000
60°	45°	-0.03	0.999
	90°	6.84 <sup>b</sup>	0.000
90°	45°	-6.87 <sup>c</sup>	0.000
	60°	-6.84 <sup>d</sup>	0.000

\*Farklı harfler arasında istatistiksel olarak fark vardır ( $p < 0.001$ ).

### **3.8. Farklı Eğe Tiplerinin 45° Açılı Yapay Kanallarda Kırılan Parça Uzunluklarının Karşılaştırılması**

ProTaper Universal ile ProTaper Gold eğelerinin 45° kırılan parça uzunlukları karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ( $p > 0.05$ ). (Çizelge 3.12.).

**Çizelge. 3.12.** Farklı yapıdaki kanal eğelerinin 45° açılı kanalda kırılan parça uzunluklarının ortalama ve standart sapma değerleri

KIRILMA DİRENCİ		Örnek Sayısı	Kırılan Parça Uzunluğu	
45° Eğim Derecesi KIRILAN PARÇA UZUNLUK		N	Ortalama (mm)	Standart Sapma
	PTU	18	16.05	0.34
	PTG	18	16.08	0.06

### 3.9. Farklı Eğe Tiplerinin 60° Açılı Kanalda Kırılan Parça Uzunluklarının Karşılaştırılması

ProTaper Gold eğelerinin kırılan parça uzunlukları 60° açılı kanalda, ProTaper Universal eğelerine göre daha uzun bulunmuştur (  $p < 0.001$  ). (Çizelge 3.13.).

**Çizelge 3.13.** Farklı yapıdaki kanal eğelerinin 60° açılı kanalda kırılan parça uzunluklarının ortalama ve standart sapma değerleri

KIRILMA DİRENCİ		Örnek Sayısı	Kırılan Parça Uzunluğu	
60° Eğim Derecesi KIRILAN PARÇA UZUNLUK		N	Ortalama (mm)	Standart Sapma
	PTU	18	5.81	1.15
	PTG	18	16.05	0.12

### 3.10. Farklı Eğe Tiplerinin 90° Açılı Kanalda Kırılan Parça Uzunluklarının Karşılaştırılması

ProTaper Gold eğelerinin kırılan parça uzunlukları 90° açılı kanalda, ProTaper Universal eğeleri ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak sınırda anlamlı bulunmuştur ( $p=0.05$ ). (Çizelge 3.14.).

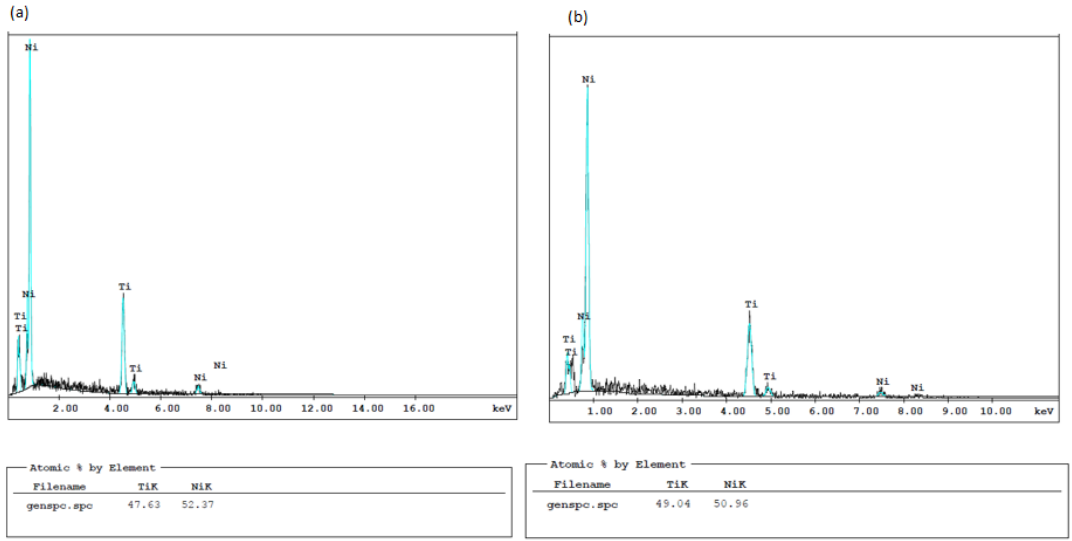
**Çizelge 3.14.** Farklı yapıdaki kanal eğelerinin 90° açılı kanalda kırılan parça uzunluklarının ortalama ve standart sapma değerleri

KIRILMA DİRENCİ		Örnek Sayısı	Kırılan Parça Uzunluğu	
90° Eğim Derecesi				
KIRILAN PARÇA UZUNLUK		N	Ortalama (mm)	Standart Sapma
	PTU	18	6.88	1.37
	PTG	18	9.21	4.55

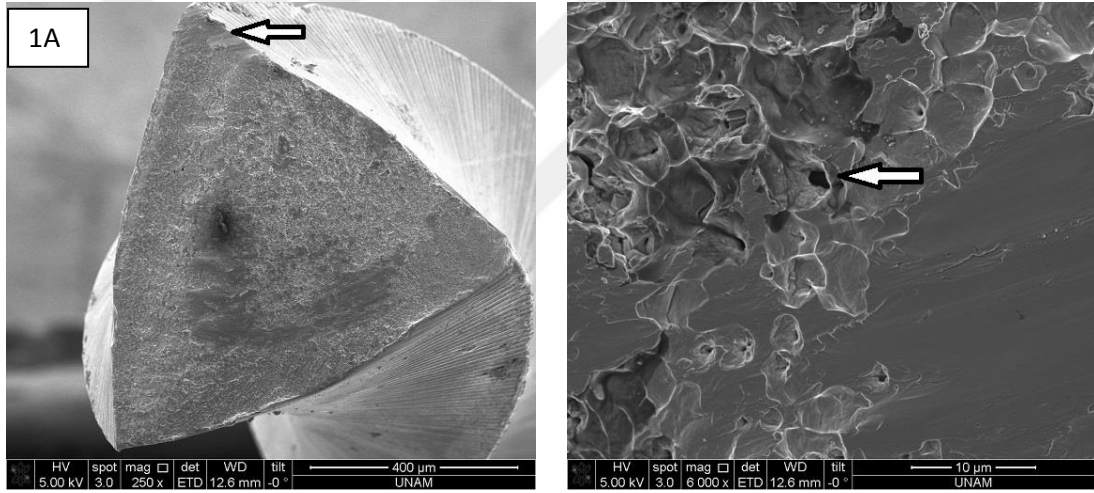
### 3.11. Taramalı Elektron Mikroskop (SEM) Sonuçları

SEM altında örneklerin incelenmesi sırasında, PTU ve PTG eğelerin, element analizleri de yapılmıştır. Aşağıda EDS (Enerji Dispersiv Spektrum-Energy Dispersive Spectrometry) analiz sonucuna göre, Ni-Ti elementlerine ait enerji seviye değerleri görülmektedir. Böylece kullanılan ege tiplerinin Ni-Ti element oranlarının yaklaşık yarı yarıya olduğu doğrulanmıştır (Şekil 3.1.).

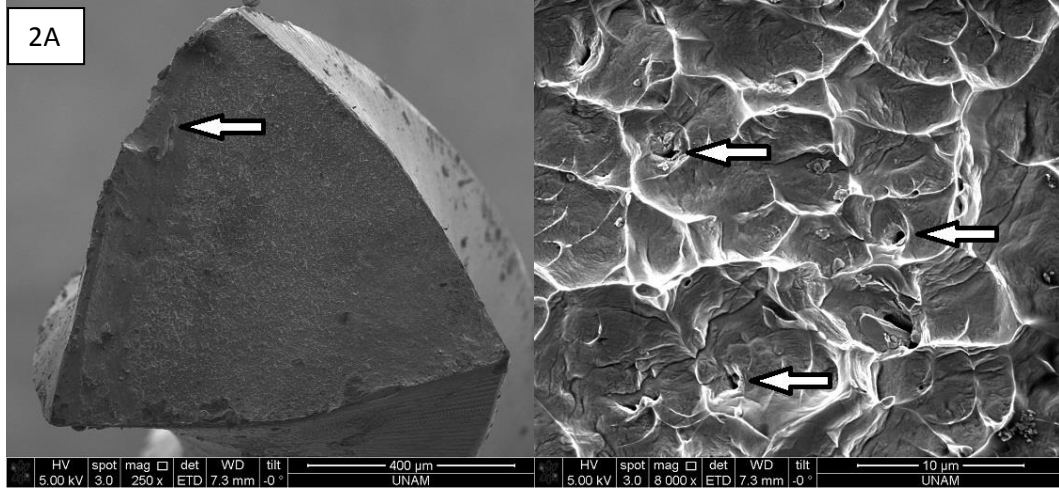
Döngüsel yorgunluk testinden sonra, bütün gruptan rastgele alınan örneklerin kırılan yüzey alanları, taramalı elektron mikroskop altında incelendi. Büyütme oranları genel görüntüler için x250 ile x400 arasında, detay görüntüler için x2000 ile x8000 arasında alındı. Düşük büyütmede elde edilen genel görüntülerde, döngüsel yorgunluk nedeniyle oluşan kırılma yüzeyleri görülmektedir. Yüksek büyütmede ise elde edilen görüntülerde, bu yüzeylerde kırılmanın başlangıç esnasında yarattığı yer yer çukurlar ve/veya boşluklar gözlenmiştir. (Şekil 3.2., 3.3., 3.4., 3.5., 3.6., 3.7.). SEM sonuçları, açı ve ege tipine göre farklılık göstermeksizin döngüsel yorgunluğa bağlı kırılmadan dolayı oluşan çukur ve boşluklarda benzer karakteristik yapılar göstermiştir. Buna ek olarak, yüzeylerdeki kırılma alanlarının köşe veya kenarlardan başladığı gözlenmiştir.



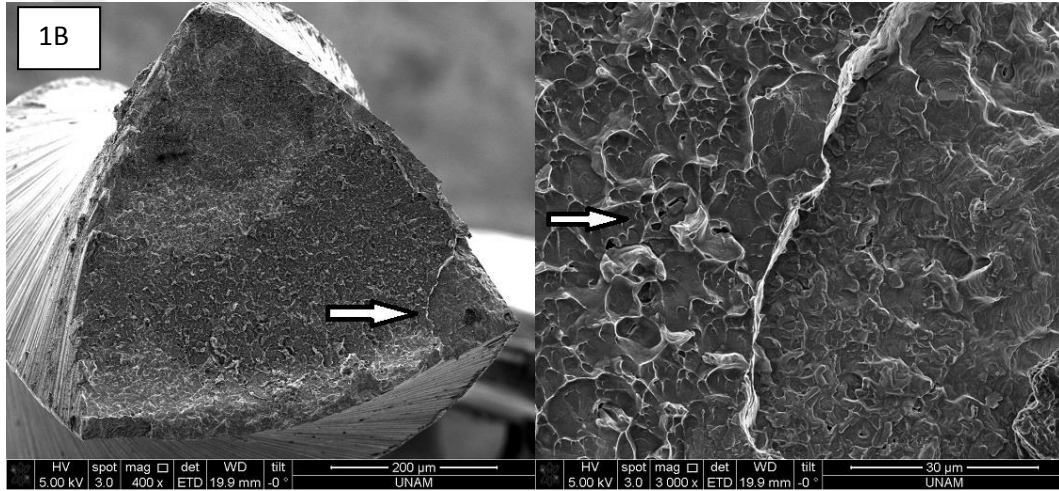
Şekil 3.1.. EDS sonuçları (a) PTU eğesine ait (b) PTG eğesine ait



Şekil 3.2. (1A). Düşük büyütmede PTU F2 eğesinin kesme kenarlarındaki yorgunluk çizgileri (beyaz ok). Yüksek büyütmede PTU F2 eğesinin dögüsel yorgunluğa bağlı çukur ve boşluklar (beyaz ok). ( 45<sup>0</sup> eğimli kanal).

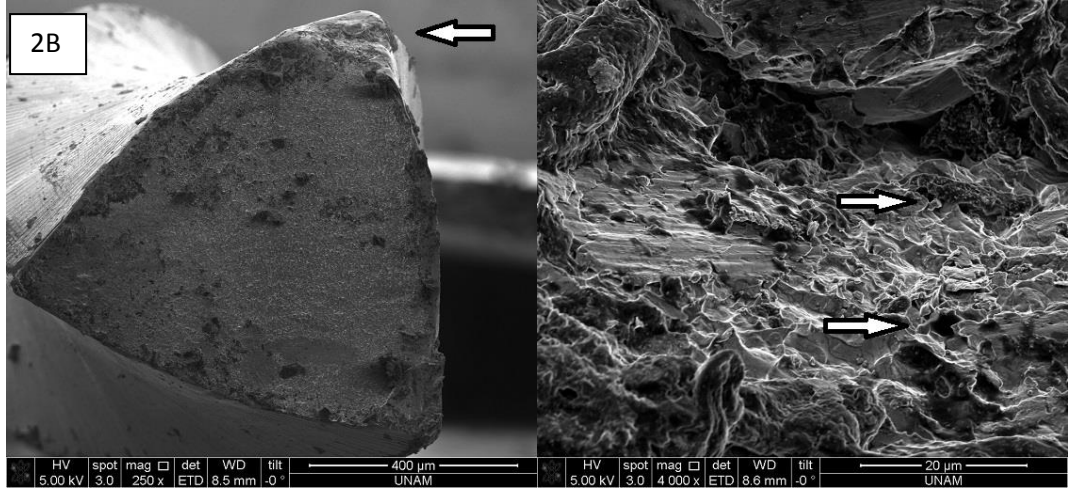


**Şekil 3.3.** (2A) Düşük büyütmede PTG F2 eğesinin kesme kenarlarındaki yorgunluk çizgileri (beyaz ok) . Yüksek büyütmede PTG F2 eğesinin dögüsel yorgunluğa bağlı çukur ve boşluklar (beyaz ok). (45<sup>0</sup> eğimli kanal).

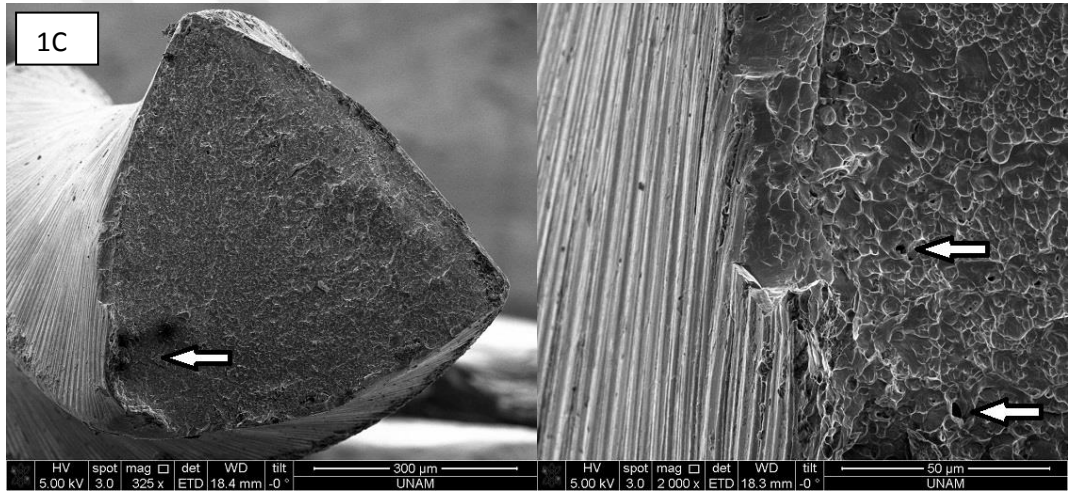


**Şekil 3.4.** (1B). Düşük büyütmede PTU F2 eğesinin kesme kenarlarındaki yorgunluk çizgileri (beyaz ok) . Yüksek büyütmede PTU F2 eğesinin dögüsel yorgunluğa bağlı çukur ve boşluklar (beyaz ok). (60<sup>0</sup> eğimli kanal).

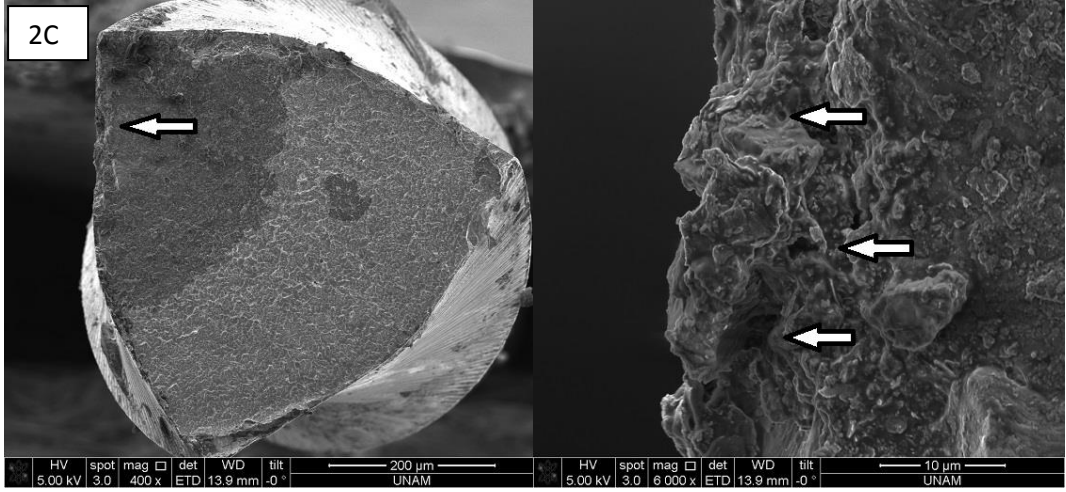




**Şekil 3.5.** (2B). Düşük büyütmede PTG F2 eğesinin kesme kenarlarındaki yorgunluk çizgileri (beyaz ok) . Yüksek büyütmede PTG F2 eğesinin dögüsel yorgunluğa bağlı çukur ve boşluklar (beyaz ok). ( $60^0$  eğimli kanal).



**Şekil 3.6.** (1C). Düşük büyütmede PTU F2 eğesinin kesme kenarlarındaki yorgunluk çizgileri (beyaz ok) . Yüksek büyütmede PTU F2 eğesinin dögüsel yorgunluğa bağlı çukur ve boşluklar (beyaz ok). ( $90^0$  eğimli kanal).



**Şekil 3.7.** (2C). Düşük büyütmede PTG F2 eğesinin kesme kenarlarındaki yorgunluk çizgileri (beyaz ok) . Yüksek büyütmede PTG F2 eğesinin dögüsel yorgunluğa bağlı çukur ve boşluklar (beyaz ok). ( $90^0$  eğimli kanal).

#### 4. TARTIŞMA

Endodontik tedavinin başarısı, kök kanal sisteminin yeterli mekanik preparasyonu, yıkanması, debridmanı, dezenfeksiyonu sonrası foramen apikaleden koronal giriş kavitesine kadar üç boyutlu ve sızdırmaz bir şekilde doldurulması dahil olmak üzere bir dizi faktörlere bağlıdır (Hülsmann ve diğerleri, 2005, Alaçam, 2000).

Endodontik tedavinin başarısı, kök kanal sisteminin temizlenmesi, şekillendirilmesi ve apikalde dentin-sement birleşimine kadar sızdırmaz bir şekilde üç boyutlu olarak doldurulmasına bağlıdır.

Kemomekanik preparasyonun esas amacı, kanalın orjinal yapısını bozmaksızın enfekte yumuşak ve sert dokuların uzaklaştırılmasını, dezenfektan iriganların apikal bölgeye ulaşmasını ve ardından iyi bir kök kanal dolgusunun gerçekleştirilmesini sağlamaktır (Peters ve ark. 2016; Yoldaş ve ark. 2012).

İlk kez 1988 yılında nikel titanyum (Ni-Ti) alaşımının üstün özelliklerinden yararlanarak Ni-Ti esaslı kök kanal el aletleri geliştirilmiştir. Ni-Ti eğeler paslanmaz çelik eğelere göre artmış fleksibiliteleri, üstün torsiyonel kırılma direnci, şekil hafızası özellikleri, biyolojik olarak daha uyumlu olmaları ve yüksek korozyon direncine sahip olmaları nedeniyle, kök kanal düzensizliklerini azaltmakta ve uygun kök kanal preparasyonu oluşturabilmektedir. Ni-Ti eğelerin devamlı rotasyon hareketi ile kullanılmaları, en önemli özelliklerinden biri sayılmaktadır. İlerleyen teknoloji sayesinde Ni-Ti eğelerin yapısal, dizayn ve kırılma direnci özelliklerinde üstün gelişmeler elde edilmiştir. Tüm bu özelliklerine ilaveten çok daha pratik, kolay ve hızlı sonuç vermesi sebebiyle günümüzde Ni Ti enstrümanların kök kanallarının şekillendirilmesinde kullanımları da giderek artmıştır.

Tüm olumlu özelliklerine karşın, Ni Ti enstrümanların, beklenmedik durumlardaki kırılmaları da göz ardı edilemeyecek bir risk oluşturmaktadır. Kırılan eğelerin, tedavinin prognozunu olumsuz yönde etkilediği bilinmektedir. Ayrıca kanal içinden çıkartılma zorlukları da, eğelerin kırılma mekanizmalarını anlamayı zorunlu kılmaktadır. NiTi eğelerde, paslanmaz çelik eğelerden farklı olarak ege gövdesinde oluşan deformasyon gözle görünür olmadığından alet kırılmalarını tahmin etmek güç olabilir. Bu nedenle kullanım sayıları dikkatle takip edilmeli ve kullanılan kanalların zorluk derecesine göre sayı sınırlandırılmalıdır.

Ege kırılmalarında iki mekanizma rol almaktadır. Bu mekanizmalar, döngüsel yorgunluk ve torsiyonel yetmezliktir. Bu mekanizmalardan, döngüsel yorgunluk, tekrarlayan basınç nedeniyle eğimli kanallarda daha sık görülür ve ege döndüğünde ortaya çıkan gerilme streslerinden kaynaklanır. Kök kanal preparasyonu sırasında, enstrümanlarda oluşan stres büyük ölçüde, hekimin kullanım tekniği ve yöntemine, kök kanalının anatomik yapısına bağlı olmakla birlikte, enstrümanın dizaynına, enstrümanın hareket tipine, endodontik motor tork hızına, alaşım bileşimi ve üretim yöntemleriyle de ilişkilidir. Tüm bu faktörler, Ni Ti enstrümanların, stres davranışını önemli ölçüde etkileyerek, eğelerin kırılma eğilimini belirlemektedir.

Alaşımlardaki teknolojik ilerlemelerle, üretici firmalar yeni jenerasyon eğelerin daha esnek ve yüksek yorgunluk direncine sahip olması hedeflemektedir. Bununla birlikte, klinisyenlere destek amaçlı, gelişen teknolojilerin bağımsız çalışmalarla test edilmesi gereklidir. Günümüzde, Ni Ti enstrümanlarda uygulanan ileri teknolojik ve metalürjik gelişmeler, bu enstrümanların döngüsel yorgunluk dirençlerini geliştirse de, klinik kullanım sırasında görülen alet kırıkları, klinisyenler için halen istenmeyen bir durum olarak sorun yaratmaktadır. Ni-Ti dönen enstrümanlardaki kırılmalar tork veya döngüsel yorgunluğa bağlı olarak meydana gelmektedir (Fieshelberg ve ark., 2004; Mounce 2004). Sattapan ve ark.(2000), çalışmalarında Profile dönen enstrüman kırıklarının %56' sının torsiyonel, %44' ünün esneme yorgunluğuna bağlı olarak gerçekleştiğini belirtmiştir. Döngüsel yorgunluk, eğenin kanal içinde dönerken maksimum kurvatür bölgesinde fazla sayıda sıkışma ve gerilme kuvvetlerine maruz kaldığında gelişmektedir. Kompleks

kanal yapısı, kanal açısı ve eğrilik derecesi gibi faktörler, Ni Ti enstrümanların kırılma nedenlerindedir. Ayrıca, enstrümanların çapı artıkça döngüsel yorgunluk ömürlerinin de azaldığı ve enstrümanın metal kütlelerinin de yorgunluk direncinde etkili faktörler arasında olduğu ifade edilmektedir (Kaval ve ark., 2016). Bununla birlikte, gözle görülür bir deformasyon olmaksızın da eğeler de kırılmalar görülebilmektedir (Sattapan ve ark., 2000).

Son yıllarda, farklı termomekanik işlemler, Ni Ti enstrümanların süperelastik ve yorgunluk dirençlerini geliştirmek amaçlı kullanılmaktadır. Bazı alaşımlar, belirli bir aralığa kadar stress devam etmesine rağmen süper esneklik olgusu gösterebilmektedir. Bu özellik dönüşümsel esneklik olarak da bilinir, uygulanan stress ortadan kaldıktan sonra materyalin eski haline dönebilme özelliği olup, alaşımların östenitik fazdan martensitik faza dönüşümüyle gerçekleşmektedir. Bu aşamada Ni Ti alaşımlar tamamen martensitik fazdadır. Bu nedenle, fazlar arasındaki dönüşüm sıcaklıklarının, eğelerin mekanik özelliklerinde önemli etkisi vardır (Shen ve ark., 2013). Endodontik aletlerin üretimi için kullanılan NiTi alaşımları yaklaşık %56 (ağırlıkça) nikel ve %44 (ağırlıkça) titanyum içerir. Bununla birlikte, bu alaşımların bileşimindeki %0.1'lik bir değişiklik bile dönüşüm sıcaklığında 10 °C'lik bir değişikliğe neden olabilir, bu daha sonra bu alaşımların mekanik özelliklerini etkileyebilmektedir. Kalıcı deformasyon olmadan stres kaynaklı değişiklik nedeniyle Ni Ti alaşımlarında %1 den %8'e varan oranda şekil değişimi mümkündür. Oda sıcaklığında, bu alaşımlar vücut merkezli bir kübik yapı olan östenitik formdadır. Soğutma sırasında, östenit form martensit adı verilen monoklinik bir yapı haline gelmektedir. R-fazı veya Rhombohedral faz ise martensitik dönüşümden önce soğutmada meydana gelen fazdır (Tabassum ve ark. 2019). Genelde Nikel atomik yapısından zengin Ni Ti alaşımlarda bir aşamalı faz görülürken, iki aşamalı faz dönüşümü ilave ısıl işleminden sonra görülmektedir. Bu da östenitik matristeki eşit miktarda ince bir şekilde dağılmış  $Ti_3Ni_4$  çökeltilerini meydana getirmektedir (Otsuka ve ark., 2005). Bazı araştırmacılar, östenik faz yapısındaki enstrümanların martensitik faz yapısındaki enstrümanlara göre kırılmaya daha eğilimli olduklarını göstermiştir (Duke ve ark., 2015; Plotino ve ark., 2014; Uygun ve ark., 2016).

Bununla birlikte, östenit faza sahip Ni Ti eğelerin düz ve hafif eğimli kanallarda kullanılması önerilirken, martensitik faz özelliğindeki enstrümanların daha eğimli ve kompleks anatomik kanallarda tercih edilmesi önerilmektedir. Isıl işlem görmüş eğeler günümüzde yaygın olarak kullanılan ege tiplerindedir. Klinik olarak bu eğeler oda sıcaklığında bile bükülebilme özelliğindedir. Bu nedenle, kanal girişine daha rahat adapte olurlar. Miccoli ve ark. (2017), benzer ısıl işlem görmüş 25 numara ve .06 çapında M3 (United Dental, Shanghai, China) ve M3 Pro Gold (United Dental, Shanghai, China) marka enstrümanları 60 ° eğimli yapay kök kanalında döngüsel yorgunluklarını test etmişlerdir. Eğeler, aynı üretici firmaya sahip, benzer tasarım ve alaşıma özelliğinde olmalarına rağmen sonuçlar farklı olmuştur. Çalışma sonunda, gold tipi eğenin yorgunluk direncinin çok daha dirençli olduğu belirtilmiştir. Buna karşın kırılan parça uzunlukları yönünden ise anlamlı bir fark bulamamışlardır. Araştırmacılar, bunun sonucunu altın ısıl işlem görmüş eğelerin kavisli kanala daha kolay yerleştirilmesi, belirgin şekil hafızası, eğilme gerilmelerine daha dirençli olması gibi faktörlere bağlamışlardır. Buna bağlı olarak farklı ısıl işlemler ve Ni Ti döner eğelerdeki alaşım sertliği burulma direncini etkileyebilmektedir. Isıl işlem görmüş ege tiplerinden olan PTG eğelerinde bulunan, martensitik faz çeşitliliği ve yüksek dönüşüm sıcaklıkları, PTG ve PTU eğeleri arasındaki yorulma direncindeki farklılığı açıklamaktadır.

PTU konvansiyonel Ni Ti alaşımdan üretilmiş bir ege sistemidir. PTU değişken koniklik açısına ve konveks üçgen kesite sahiptir. Dentsply Sirona, 2012 yılında, kontrol hafızalı (controlled memory) alaşımlar için yeni bir ısıl işlem prosedürü tanıtmıştır. Enstrümanlar tekrar tekrar ısıl işlem görmüş ve soğutulmuştur. Bunun sonucunda titanyum oksit tabakasının kalınlaşmasına bağlı olarak yüzeyde renk değişimi gözlenmiştir (Shen ve ark.,2011). ProTaper Gold, bu teknolojiyi kullanılarak üretilen enstrümanlardan biridir. ProTaper Gold eğeler, PTU eğeler ile benzer geometrik tasarıma sahiptir fakat daha esnektirler. Daha esnek olmalarından dolayı da yorulma ömürleri daha uzun olabilmektedir. Malzeme biliminde yorulma ömrü, belirli bir yapıdaki malzemenin devirli olarak sürekli yüklemeye uğraması sonucu ilerlemeli ve yerel yapısal hasara uğramasıdır. Malzeme dereceli olarak artırılan yükler altında belirli bir sınırdaki gerilimde kopmaktadır. Bununla birlikte

bir alaşımın yorulma ömrü, yorulma çatlağı başlatmak ve çatlağı kritik bir boyuta yaymak için gereken döngü sayısı olarak ifade edilmektedir. İleri metalurji teknikleriyle geliştirilen ısıl işlem teknoloji aracılığıyla, PTG eğeler, 2 özel safha dönüşümü içerirken, PTU 1 safha dönüşümü içermektedir (Hieawy ve ark., 2015; Uygun ve ark., 2015). Ni Ti alaşımlara uygulanan altın ısıl işlemi, geleneksel Ni Ti alaşımlara kıyasla döngüsel yorgunluk direncini artıran bir işlemdir. Altın ısıl işleme üretilen enstrümanların yorgunluk dirençlerinin oda sıcaklığı veya kanal içi sıcaklığından etkilenmediğini, Plotino ve ark. (2017) ifade etmişlerdir. Bunun nedeni de, bu enstrümanların östenit faz bitiş sıcaklıklarının vücut sıcaklığının üzerinde olmasına bağlamışlardır. Bununla birlikte, geleneksel PTU gibi enstrümanların yorgunluk dirençlerinin kanal içi sıcaklığından etkilendiğini de belirtmişlerdir. Neden olarak da, bu enstrümanların östenit faz bitiş sıcaklıklarının oda ve vücut sıcaklığı arasında olmasından kaynaklı olduğunu ifade etmişlerdir. Üretici firma, PTG enstrümanlarının, PTU enstrümanlara göre daha fazla yorgunluk direncine sahip olduğunu iddia etmektedir (Hieawy ve ark., 2015). Uygun ve ark. (2020), farklı ısıl işlem eğeler arasında döngüsel yorgunluk direncini karşılaştırmıştır. alışmalarında, HyFlex EDM (HEDM), Vortex Blue (VB), ProTaper Gold (PG), and OneCurve (OC) eğelerini kullanmışlardır. Bu in vitro çalışmada en yüksek yorgunluk direncini HEDM eğelerinin gösterdiğini belirtmişlerdir. Benzer ısıl işlem gösteren eğelerin kıyaslandığı bu çalışmada, araştırmacılar bu sonucu, eğelerin farklı tasarım ve alaşım farklılıklarına bağlamışlardır. Algedairi ve ark. (2019), mevcut ProTaper döner sistemleri olan PTU, PTN ve PTG eğelerinin torsiyonel dirençlerini karşılaştırmışlardır. Yeni sistem ProTaper eğelere kıyasla PTU eğelerin burulma direnci göstermediği sonucuna varmışlardır. Khalil ve ark. (2019), EdgeEvolve (EdgeEndo) ve ProTaper Gold (Dentsply Tulsa Dental Specialties) Ni Ti döner eğelerin döngüsel yorgunluğunu, eğilme direncini ve yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda, EdgeEvolve eğelerinin, PTG eğelerine kıyasla daha yüksek esneklik gösterdiği ve daha düşük yüzey pürüzlülüğüne sahip olduğu sonucuna varmışlardır. Buna ek olarak döngüsel yorgunluk test sonuçlarında da PTG eğesine kıyasla daha yüksek direnç gösterdiğini belirtmişlerdir. Bununla birlikte PTG eğelerle farklı aıllarla ilişkilendirilmiş sadece döngüsel yorgunluk direncini kıyaslamayı hedef alan fazla bağımsız çalışmaya pek rastlanmamıştır.

Ni Ti döner enstrümanların yorgunluk testleri için genel olarak literatürlerde, dönerek bükülme (*rotational bending*) testler kullanıldığı ifade edilmektedir. *Rotational bending*, alaşımların sınırlandırılmış belli bir yiv veya kanal içinde, belirlenen bir dönme hızında, döndürülerek yorgunluk dirençlerini belirlemek için kullanılan genel bilimsel bir ifade olarak açıklanabilir. Döngüsel yorgunluk testleri için bu cihaz veya modellerin ortak özelliği, eğelerin farklı derecelerdeki eğriliklere sahip yapay kanallar içinde, eğenin kırılıncaya kadar döndürülme esasına dayanmaktadır. Dederich ve ark. (1986), 18 adet K-tipi paslanmaz çelik kanal aletini, basınca dayanıklı, camdan yapılmış, kavisli, çok ince bir tüp içinde tüpün içini yağlayarak eğeleri kırılıncaya kadar döndürmüştür. Bu çalışma eğelerin yorgunluk dirençlerini değerlendirmek için yapılan öncü çalışmalardandır. Test için kullanılan kanalların yarıçapı, açı ve eğrilik parametreleri, daha sonra Pruett ve ark. (1997), yaptığı çalışmada daha da anlam kazanmıştır. Çalışmada, önceleri kanal eğim derecelerini belirlemede, 1971 de kanal eğriliklerini ifade eden Schneider'in yöntemleri esas alınmışken, zamanla kök kanal eğriliğini belirleyen parametreler çoğalmıştır. Bu parametreler, eğrilik açısı ve eğrilik yarıçapıdır. Birçok çalışmada, bükme cam veya bir alev üzerinde ısıtılarak şekil verilen metal silindirik tüpler, yapay kanal niyetine kullanılmıştır (Anderson ve ark. 2007, Barbosa ve ark. 2007). Pruett ve ark (1997), Mize ve ark. (1998) çalışmalarında, 30<sup>0</sup>, 45<sup>0</sup> ve 90<sup>0</sup> sahip paslanmaz çelik tüpten kanallar kullanmışlardır. Daha sonraki bazı çalışmalarda, benzer çelik tüpler, Yared ve ark. (1999), tarafından 90<sup>0</sup>, Melo ve ark.(2002), tarafından 45<sup>0</sup>, Yao ve ark. (2006) tarafından ise 60<sup>0</sup> açıyla kullanılmıştır. Li ve ark. (2002, 2006), ise Pruett ve ark. (1997) tarafından belirlenen eğrilik yarıçaplarını dikkate almadan sadece Schneider yöntemini esas alan 37<sup>0</sup>, 40.5<sup>0</sup>, 45<sup>0</sup> ve 48<sup>0</sup> eğrilik açısına sahip karbon çelikten yapılmış blok kullanmışlardır. Bununla birlikte, Kitchen ve ark. (2007) da, Schneider yöntemiyle 3 farklı açıyla (25<sup>0</sup>, 28<sup>0</sup> ve 33,5<sup>0</sup>) paslanmaz çelikten yapılmış blok ile çalışmalarını yapmışlardır. Döngüsel yorgunluğu etkileyen en önemli faktörlerden biri olarak bilinen eğrilik yarıçapına rağmen, bu çalışmalarda eğrilik açısını dikkate alan Schneider yöntemi göz önünde bulunarak yapılmıştır. Bununla birlikte, test edilen enstrümanları, hassas bir yörüngede aynı yere yerleştirmek ve kanal içine yerleşimini standartlaştırmak



çalışmalarda zorluk olarak görülmüş. Bunun için, daha sonraki çalışmalarda bu sorunun üstesinden gelmek için çalışmalarda kullanılacak enstrümanların boyutundan, 0.1mm artırıarak enstrümana özel uygun bir yörünge sağlayacak yapay kanallar oluşturulması hedeflenmiştir. Enstrüman kanal içinde serbestçe dönerken ne çok dar ne de çok geniş bir derinlikte olmamalıdır. Bunun için de freze makinasında daha hassas paslanmaz çelikten yapılan modeller oluşturulmuştur. Biz de bu bilgiler doğrultusunda döngüsel yorgunluk test dzeneğimizi, test edilecek enstrümanların özelliklerine bağlı, bilgisayar ortamında gerçekleştirdiğimiz çizimlerin, freze makinasına aktarılmasıyla, enstrmanlarımızın standart bir yörüngede serbestçe dönebildiği hassas bir düzenek oluşturduk. Bununla birlikte daha güvenli ve tutarlı sonuçlar için, aynı markaya ait enstrümanlarla çalışma yapmayı tercih ettik. Çünkü farklı markaların enstrümanları arasında doğrudan bir karşılaştırma yapılması zordur ve elde edilen sonuçlar güvenilmez ve tutarsız olabilmektedir. Çünkü markalara bağlı olarak enstrümanların içeriğindeki metal yoğunlukları ve çapları döner aletlerin yorgunluk dirençlerini değiştirecek farklı maksimum stress noktaları oluşturabilmektedir (Plotino ve ark. 2009).

Döngüsel yorgunluk testlerinde kullanılan spesifik ve standartize edilmiş bir model tipi de bulunmamaktadır Her ne kadar çekilmiş dişlerin klinik ortamı yansıttığı düşünülse de Ni Ti eğelerin fiziksel özelliklerini karşılaştırmak için ideal bir model değildir. Bunun nedenleri dişteki anatomik varyasyonlar, kanalların farklılıklarıdır. Bu farklılıklardan dolayı, enstrümanın bükülme alanı ve dönme sırasındaki stres yoğunluğunu kontrol etmek imknsızdır. Bu faktörler standartize edilemediğinden, çekilmiş dişler yerine dişsiz modeller üzerinde döngüsel yorgunluk testlerinin yapılması tercih edilmektedir (Yao ve ark., 2006). Bu testlerin standartlaştırılmış özelliklerin bulunmaması ve kontrol edilemeyen değişkenleri en aza indirmek, iyi tasarlanmış ve aynı koşulları yeniden sağlayan çalışmaları gerekli kılmaktadır. Diğer yandan, enstrümanların ortalama kullanım ömürlerinden elde edilen verilerin doğru istatistiksel analiz ile araştırmacılar arasında bir fikir birliğine varılması da önemlidir. Tüm bu nedenlerden dolayı, endodontik enstrümanların döngüsel yorgunluk dirençleri ile ilgili araştırmaların geliştirilmesi devam etmelidir (Higuera ve ark., 2014). Bugüne kadar, döngüsel yorgunluk direnç testlerinde hem

statik hem de dinamik modeller kullanılmaktadır (Plotino ve ark., 2009). Dinamik model, klinik fırçalama veya gagalama hareketine yakın bir ortam sağlasa da, enstrümanları kesin bir yörüngede kısıtlayamaz. Oysa ki statik model test edilen enstrümanların kesin bir hatla sınırlandırılmasına izin verecek test düzeneği imkanı verebilmektedir. Bu nedenle, çalışmamızda, statik paslanmaz çelik test düzeneği tercih edilmiştir. Çalışmalarda kullanılan statik test modellerinde, eğeler sabit bükülü pozisyonda kırılana kadar döndürülerek test edilmektedir. Yine yapılan çalışmalarda genelde .06 çaplı 25 numaralı Ni Ti enstrümanlar seçilmektedir. Bunun nedeni de Ni-Ti eğelerle yapılan birçok kök kanal preparasyonunda master apikal eğenin F2 olarak sonlandırılmasıdır (Grande ve ark., 2006; Plotino ve ark., 2007). Bu bilgiler doğrultusunda, çalışmamızda kullandığımız PTU ve PTG eğelerinde numara tercihimiz F2 olmuştur.

Enstrümanların döngüsel yorgunluk direncini etkileyen faktörler arasında, yapay kanalların yarıçapı ve açısı da vardır. Kurvatür açısı arttıkça, enstrümanların kullanım ömürleri azaltmaktadır (Grande ve ark., 2006; Haikel ve ark., 1999; Pruett ve ark., 1997). Literatürlerdeki, döngüsel yorgunluk çalışmalarında kullanılan yapay kanal açıları  $30^0$ ,  $45^0$ ,  $60^0$  ve  $90^0$  dir. Pruett ve ark.(1997), yaptığı bir çalışmada,  $30^0$  dereceli yapay kanalların enstrümanları yeterince kısıtlamadığını belirtmiştir. Bunun için çalışmalarda genelde  $45^0$  ve  $60^0$  kanal eğriliği seçilmektedir. Çalışmalarda tercih edilen, diğer bir açı tercihi de,  $90^0$  eğrilik açısıdır. Tercih nedeni ise, dönen enstrümanlar için klinik uygulamada zorluk yaratan ani apikal kurvatürü simüle etmek içindir.

Çalışmamızda, PTG eğesinin,  $45^0$  açılı kanalda kırılma direnci, PTU eğesine göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur. Sanchez ve ark (2018), geleneksel alaşım özelliğinde PTU ve yeni jenerasyon ısıl işlem görmüş ProFile Vortex eğelerin döngüsel yorgunluk dirençlerini  $45^0$  ve  $60^0$  iki farklı yapay kanalda karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında, ısıl işlem görmüş Ni-Ti enstrüman olan ProFile Vortex eğesininin her iki açılı kanalda da çok daha yüksek kırılma direncine sahip olduğu sonucuna varmışlardır (Sanchez ve ark., 2018). Algedairi ve ark. (2018),  $45^0$  derece yapay kanallarda, PTG, PTU ve PTN eğe tiplerinin bütün serilerinin (S1-S2-

F1-F2-F3) döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırdıklarında, PTG tüm serisinin, PTU ve PTN'e kıyasla yüksek direnç gösterdiği sonucuna varmışlardır. Bu sonuçlar, bizim çalışmamızın sonuçlarını desteklemektedir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre; PTG eğerinin, 60<sup>0</sup> açılı kanalda kırılma direncinin PTU eğerine göre çok daha yüksek olduğu bulunmuştur. Elnaghy ve ark. (2016), PTG ile PTU eğerlerini, 60<sup>0</sup> yapay kanallarda döngüsel yorgunluk dirençleri yönünden karşılaştırmışlardır. PTG eğerinin, PTU eğerine kıyasla döngüsel yorgunluk yönünden daha dirençli ve daha esnek olduğu sonucunu saptamışlardır. Başka bir çalışmada, Uygun ve ark. (2016), PTU ile PTG eğerlerini kanalın farklı seviyelerinde 60<sup>0</sup> eğim bulunan yapay kanallarda döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda, PTG eğerininin bütün kanal seviyelerinde PTU eğerine kıyasla, çok daha dirençli olduğu sonucuna varmışlardır. Başka bir çalışmada, Plotino ve ark. (2017) ,60<sup>0</sup> açılı yapay kanallarda PTG ve PTU eğerlerinin döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmışlar ve PTG eğerinin istatistiksel olarak daha yüksek dirençte oldukları sonucuna varmışlardır. Kaval ve ark. (2016), çeşitli alaşım özelliğindeki, PTG, PTU ve Hyflex EDM (Coltene / Whaledent, Altstätten, Switzerland) eğerlerin 60<sup>0</sup> yapay kanallarda döngüsel yorgunluk dirençlerini kıyasladıklarında, kontrol hafızalı EDM teknolojisi ile üretilen HyflexEDM nin yüksek yorgunluk direnci gösterdiğini bulmuşlardır. Bununla birlikte, PTG, PTU'e benzer geometrik kesitte olmasına rağmen, PTU'e kıyasla daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci gösterdiği sonucuna varmışlardır.

Pirani ve ark.(2013), WaveOne Primary (Dentsply Maillefer, Baillagues, Switzerland) ve PTU eğerlerinin Enerji Dispersif Spektrometre-Energy Dispersive Spectrometry (EDS) analizlerini yapmışlar ve 60<sup>0</sup> yapay kanallarda döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında, EDS analiziyle iki enstrümanın Ni Ti alaşımının benzer kompozisyonda olduğunu belirtmişlerdir. Enerji Dispersif Spektrometre analizi (Energy Dispersive Spectrometry), taramalı elektron mikroskopunda kullanılan bir tekniktir. Numune üzerine taramalı elektron demeti gönderilerek analiz işlemi gerçekleştirilmektedir. Numune yüzeyine çaptırılan yüksek enerjili elektronlar numuneden elektron koparır. Kopan elektronlar iç

yörüngelerden kopmuş ise atomik kararlılığı sağlamak üzere dış yörüngelerden elektronlar bu boşluğa sıçrama yaparlar. Daha yüksek enerjili olan dış yörüngedeki elektron fazla enerjisini ışıma yaparak kaybeder. Bu kaybedilen enerji de X-ışını olarak karşımıza çıkar. Yayımlanan X ışının karakteristik özelliği, yapının element atomunu barındırdığını ve hangi enerji kabuğundan yayımlandığıyla ilgili bilgi verir. Açığa çıkan X ışınları elektronik alıcılar tarafından algılanırlar. Elde edilen veriler bilgisayar monitöründe pikler oluşturur ve element analizi böylece yapılmış olur. Çalışmamızda kullanılan PTU ve PTG eğerlerinde uyguladığımız EDS analiz sonuçları, Pirani ve ark. (2013), çalışma sonuçlarıyla benzerlik göstermektedir. EDS analiz sonuçlarımızda, Ni Ti alaşımlı eğerlerin, Nikel ve Titanyum element seviyelerinin pik düzeyde olduğu gösterilmiştir. PTG eğerinde Ni Ti element oranı, PTU eğerindeki Ni Ti element oranına göre daha eşit atomik (*equiatomic* Ni Ti ) oranda olduğu görülmüştür. Alaşımlardaki Ni ve Ti elementlerin yaklaşık yarı oranda olma özelliği, ısıl işlem ve kontrol hafızalı eğerlerde gözlemlenen bir özelliktir (Pirani ve ark. 2013). Bütün bu çalışmalar, bizim bulgularımızı desteklemektedir.

Çalışmamızda, PTG eğerinin, PTU eğerine kıyasla  $90^0$  açılı kanalda kırılma direncinin çok daha yüksek olduğu istatistiksel olarak anlamlı düzeyde gözlenmiştir. Ullmann ve ark. (2005), ProTaper, Ni Ti dönen enstrümanların (SX, S1, S2, F1, F2 ve F3)  $90^0$ , 5 mm yarıçaplı yapay kanallarda statik model üzerinde döngüsel yorgunluk dirençlerini incelemişlerdir. Ni Ti dönen enstrümanlarda gerilimin artmasının alet çapına bağlı olduğunu belirtmişlerdir. Klinik olarak, döngüsel yorgunluğa maruz kalan daha büyük çaplı aletlerin büyük bir dikkatle kullanılması gerektiğini ifade etmişlerdir. Başka bir çalışmada, Nguyen ve ark. (2014), PTN (X1-X5), Vortex Blue (20/04-50/04) ve PTU (S1-F5) enstrümanların döngüsel yorgunluk dirençlerini  $90^0$ , 5 mm yarıçaplı yapay kanallarda karşılaştırmışlardır. Geleneksel yapıdaki PTU'in döngüsel yorgunluk direncinin, PTN ve Vortex Blue eğerlerine göre daha düşük olduğunu belirtmişlerdir. Bu sonuçlar, çalışmamızın sonuçlarıyla uyumludur.

Döngüsel yorgunluk test çalışmalarının bazılarında, araştırmacılar kırılan parça uzunluklarının da istatistiksel değerlendirmelerini, çalışmalarına dahil

etmektedir. İncelenen çalışmaların çoğunda, döngüsel yorgunluk direnci ile eğelerin kırılan parça uzunlukları arasında direkt ve net bir ilişki görülememiştir. Bununla birlikte, bu tür değerlendirmelerin yapılması, yorgunluk test sonuçlarının yorumlanmasında katkı sağlayabileceği düşüncesiyle önemlidir. Çalışmamızda bu sebepten, farklı açılarda kırılan parça uzunlukları da karşılaştırılmıştır. PTG enstrümanların, PTU enstrümanlara kıyasla, kırılan parça uzunlukları karşılaştırıldığında 450 açılı kanalda istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamışken, 600 ve 900 açılı kanalda, PTU eğelerine göre daha uzun bulunmuştur. . Miccoli ve ark. (2017), ise farklı ısıl işlem görmüş, M3 ve M3 Pro Gold eğelerin döngüsel yorgunluk testleri sırasında kırılan parça uzunluklarını da karşılatırmışlardır. Çalışmalarını, 60 °açılı, 5 mm yarıçaplı, standart derinlikte ve 18 mm uzunluğa sahip paslanmaz çelik yapıllı yapay kanallar üzerinde yapmışlardır. Çalışmacılar, çalışma sonunda karşılaştırdıkları kırılan parça uzunluklarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır. Kaval ve ark. (2016), geleneksel (PTU), kontrollü hafızalı (Hyflex EDM ) ve ısıl işlem görmüş (PTG) farklı eğelerin torsiyonel ve döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, eğelerin kırılan parça uzunluklarını da değerlendirmişlerdir. Çalışmalarını, 1.5 mm derinliğinde, 3 mm yarıçaplı, 600 açılı paslanmaz çelik kanallarda uygulamışlardır. Araştırmacılar, PTU enstrümanların, diğer enstrümanlara kıyasla kırılan parça uzunluklarının daha kısa olduğunu belirtmişlerdir. Bu sonuçlar, bizim sonuçlarımızla benzer şekildedir. Bununla birlikte, standart döngüsel yorgunluk test düzeneklerinin enstrümanlar üzerinde benzer stres noktaları oluşturabildiği ve bu nedenle kırılan parça uzunluklarının benzer olabildiğini belirtmişlerdir. Bununla birlikte, enstrümanların kesit dizaynları ve alaşım özelliklerine bağlı olarak, bükülme zamanlarındaki farklılıkların, maksimum stres noktalarının yerlerini değiştirebildiği ve farklı enstrüman tiplerinde farklı kırılma uzunlukları görüldüğünü ifade edilmektedir (Kaval ve ark., 2016). Bu sonuçlar, test edilen enstrümanların, farklı bükülme hareketlerine bağlı olarak değişim gösterebildiği sonucunu desteklemektedir.

Günümüzde, esnekliği ve dayanıklılığı artırılmış olmasına rağmen, Ni Ti enstrümanlar kırılmaya karşı hassastırlar. Üretici firmalar sürekli olarak Ni Ti döner

sistemlerin mekanik özelliklerinden, özellikle yorgunluk direncini geliştirmek için uğraş vermektedir. Alaşımların ısıl işlemde geçirilerek mekanik özelliklerini artırmanın yanında, enstrümanlara farklı kesit ve tasarım kazandırmak da bu süreçlerden bazılarıdır. Kırılma, metalurjik bir terim olarak malzemenin gerilme altında birden fazla parçalara ayrılması olarak tanımlanmaktadır. Kırılmada, birinci safha çatlak teşekkülü, ikinci safha ise çatlağın ilerlemesi ile meydana gelmektedir. Yani kırılma, karakteri ne olursa olsun çatlak teşekkülü ile birlikte çatlağın ilerlemesi ile oluşmaktadır. Kırılmanın karakteri malzemedeki malzemeye değişmekle beraber, uygulanan gerilme ve strese, sıcaklığa ve deformasyon hızına bağlı olarak farklılık gösterebilmektedir. Sünek kırılma, metalurjik bir terimdir. Gerilmeler altında bulunan bir malzeme plastik deformasyonla birlikte meydana gelen kırılma için kullanılan bir terimdir. Sünek kırılmayı etkileyen faktörler, malzeme tipi, malzemeye uygulanan kuvvet hızı, elastikiyet ve dış ortam sıcaklığıdır. Kırılmalar, makroskopik ve mikroskopik olarak iki şekilde incelenmektedir. Makroskopik incelemede daha çok oluşan deformasyonlar dikkate alınır iken, mikroskopik incelemede kırılmanın oluş mekaniği değerlendirilmektedir. Mikroskopik çalışmalar da tercih edilen genel yöntemlerden biri Taramalı Elektron Mikroskop (SEM) dir. Benett ve ark. (2017), SEM de inceledikleri kırılan ege yüzeylerindeki çukurlu yüzeyleri, sünek kırılma kaynaklı çukurlu yüzeyler olarak değerlendirmişlerdir.

Ounci ve ark. (2008), farklı Ni Ti dönen enstrümanların element analizlerini yaptıkları çalışmalarında SEM de inceledikleri alaşımların kırık yüzeylerdeki mikro gözenek ve boşlukların sebeplerinden birinin Kirkendall etkisinden kaynaklı olduğunu belirtmişlerdir. Kirkendall etkisi, metal atomlarının difüzyon hızlarındaki farkın sonucu ortaya çıkan iki metal arasındaki ara yüzün hareketiyle ifade edilmektedir. Üretim sırasında alaşım yapısında bulunan mikro boşluklar, Ni Ti enstrümanların kırık başlangıcında ve kırığın yayılmasında çok önemlidir.

Alaşımların üretim işlemlerindeki hedeflerden biri de bu sebeple, bu mikro yapılar azaltılarak, enstrümanların kırılma ve yorgunluk dirençlerini artırmaktır. Bunun için metallerin yüzey işlemlerini artırıcı birkaç metot vardır. Bu metotlardan biri, iyon implantasyonudur. Bu metot, metallerin yüzeyini, yüksek enerjili iyon

ışınına maruz bırakarak aşınma ve yüzey sertliğini güçlendiren bir işlemdir. Bu işlemin uygulandığı alaşımlar ve metallerde %30 oranında yorulma direnci artışı görülebilmektedir. Diğer bir yöntem, termal nitrasyon yöntemidir. Bu yöntemde de amaç, korozyon ve yorulma direncini artırmaktır. Üçüncü diğer bit metot ise Kriyojenik işlemdir. Oda sıcaklığında biten bir ısıl işlem uygulamasının devamı olan bu uygulamada amaç, düşük sıcaklıklara (-140 0C ve altı) inilerek martensitik faz dönüşümünün devamını sağlayarak, östenitik faz kalıntı miktarını azaltmaktır. Böylece aşınma ve yorulma direnci artırılmış olur. Sık kullanılan diğer bir metot ise elektro polisaj yöntemidir. Metal yüzeyi parlatılarak daha pürüzsüz bir yüzeyle mikroorganizmaların daha az tutunmasını amaçlayan bir elektrokimyasal işlemdir. Bunun sonucunda antibakteriyel özellik kazanılmakla beraber, metale aşınma direncini de artıran bir özellik kazandırılmış olur. Alaşımların üretiminde en çok yukarıda bahsedilen metotlardan, elektro polisaj ve iyon implantasyon metotları kullanılarak, yorgunluk dirençleri geliştirilmeleri hedeflenmektedir (Sanchez ve ark. 2018).

Dünden bugüne, kırılan endodontik kanal aletlerini SEM de inceleyen çalışmalar mevcuttur. Haikel ve ark. (1991), in vitro şartlarında dinamik bir model üzerinde geleneksel K-tipi eğe ve H-tipi eğe (Maillefer, Ballaigues, Switzerland) ile hibrit olan K-Flex (Kerr Sybron, Basel, Switzerland), Flexofile (Maillefer), Unifile (De Trey Dentsply, Bois Colombes, France) ve Helifile (Micro-Mega, Besançon, France) endodontik el aletlerinin kırılma yüzeylerini SEM de incelemişlerdir. Çalışma sonucunda, aletlerin kullanım ömürlerinin, alet ucu ile kopma noktası arasındaki mesafeyle ilişkili ve kırılmaya karşı direncin, aletlerin boyutuna ve tasarımına bağlı olduğunu göstermişlerdir. İncelenen eğelerde çatlak ve sünek kırıkla başlayan ayrı kırık başlangıç noktaların olduklarını ifade etmişlerdir. İncelenen örnekler için iki tür fraktür modelinden bahsetmişlerdir. Bunlar, kratere benzeyen yapılar için plastik deformasyon ve aksenal yarık (axial fissur) ifadelerdir. Alapati ve ark. (2005), ProFile ve ProTaper dönen Ni Ti eğelerin kullanım sonrası kırılan parçalarını Sem de inceleyen bir çalışma örneği sunmuşlardır. İncelenen örneklerdeki kırık yüzeylerde sünek kırık kaynaklı çukur yapılar gözlemlemişlerdir. Hieawy ve ark. (2015), çalışmalarında SEM de PTU ve PTG eğelerinin kırık yüzeylerini

incelediklerinde, yorgunluk direncine bağlı kesme kenarlarından başlayan bir veya birden fazla çatlak alanlar ve çukurlu yapılar gözlemişlerdir. Özyürek ve Yılmaz (2016), PTU, PTN ve Extreme CM R3 Ni Ti eğelerin yorgunluk dirençlerini karşılaştırıp, kırılan yüzeyleri SEM de incelemişlerdir. İncelenen bütün gruplardaki kırık yüzeylerinde benzer kırık hatları ve döngüsel yorgunluğa bağlı çizgiler gözlediklerini ifade etmişlerdir. Jamleh ve ark. (2019), PTG ve EdgeTaper Platinum (ETP) eğelerin, SEM de döngüsel yorgunluğa bağlı kırık yüzeylerinde tipik yorgunluk çizgileri ve çatlaklar gözlediklerini ifade etmişlerdir. Benett ve ark. (2017), PTU ve PTN enstrümanların kırık yüzeylerini SEM de incelemişlerdir. Çalışmalarında, inceledikleri yüzeyler için sünek kırılma ifadesini kullanmışlardır. Uygun ve ark. (2016), PTG, PTN ve PTU eğelerin döngüsel yorgunluk direnç karşılaştırmaları sırasında, bütün gruplarda kırılan yüzeylerini SEM de incelemişlerdir. Genel olarak, tüm gruplarda döngüsel yorgunluk sonucu çukurlaşma ve sünek kırılmadan kaynaklı yapılar gözlemişlerdir. Elnaghy ve Elsaka (2016), PTU ve PTG eğelerinin döngüsel yorgunluk deneyi sonucu, kırılan parça yüzeylerini taramalı elektron mikroskopunda incelemişlerdir. Kırık kesitlerde kenarlardan başlayan çatlak orjinli ve mikroskobik çukur alanlar gözlemişlerdir. Daha yüksek büyütme incelemelerde ise çukurcukların sünek kırılma özelliğinden kaynaklı olduğunu belirtmişlerdir. Miccoli ve ark. (2017), M3 ve M3 Pro Gold enstrümanları 60 ° ye sahip statik model üzerinde döngüsel yorgunluk sonucu kırılan parçaları SEM de incelemişlerdir. Her iki grupta da döngüsel yorgunluğa bağlı benzer plastik ve sünek kırılmaların yol açtığı deformasyonlar, tipik çukurlu yüzeylerle birlikte siyah noktalar halinde mikro boşluklar gözlemişlerdir. Bueno ve ark. (2019), Genius (Ultradent) ve Edge File (Edge Endo) eğelerin döngüsel yorgunluk testi sonucu kırılan ege yüzeyini SEM de incelediklerinde, ege özelliğine bağlı olmaksızın, tipik döngüsel yorgunluğa bağlı çatlakla başlayan noktalarda sayısız çukurcuklar ve yorgunluk çizgileri gözlemişlerdir.

Çalışmamızda, döngüsel yorgunluk testinden sonra, bütün gruplardan rastgele alınan örneklerin kırılan yüzey alanları, Taramalı Elektron Mikroskop (SEM) altında incelenmiştir. SEM sonuçları, açılı ve eğe tipine göre farklılık göstermeksizin döngüsel yorgunluğa bağlı kırılmadan dolayı oluşan çatlak, çukur ve mikro



boşluklarda benzer karakteristik yapılar göstermiştir. Yukarıda belirtildiği üzere, çukurlu yüzeylerin nedeni, dögüsel yorgunluk sonucu oluşan çatlak ile başlayan sünek kırılmalar ve alaşımların Kirkendall etkisi ile açıklanabilir. Buna ek olarak, tüp gruplardaki incelenen örneklerin yüzeylerindeki kırılma alanlarının genelde köşe veya kenarlardan başladığı gözlenmiştir. İncelenen farklı grup örnekler arasında spesifik yapılar gözlenmemiştir. Bu görüntüler, bugüne kadar yapılan diğer çalışmalardaki SEM sonuçlarıyla benzerdir ( Bennett ve ark., 2017; Gambarini ve ark., 2016; Hieawy ve ark. 2015; Özyürek ve ark. 2016).



## 5. SONUÇ VE ÖNERİLER

“Farklı yapıdaki Ni Ti kanal eğelerinin değişik açılara sahip yapay kanallarda döngüsel yorgunluk dirençlerinin karşılaştırılması ve fraktür tiplerinin değerlendirilmesi” konulu çalışmamızda aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1- Geleneksel Ni Ti alaşım özelliğinde olan ProTaper Universal (PTU) eğelerin farklı açılarda döngüsel yorgunluk dirençleri karşılaştırıldığında, özel ısıtım işlem görmüş ege tipindeki PTU eğelerinin, 45<sup>0</sup> ile 60<sup>0</sup> ve 45<sup>0</sup> ile 90<sup>0</sup> açılarda döngüsel yorgunluk dirençlerinin istatistiksel olarak farklı olmadığı bulunmuştur (p > 0.05). Buna karşın, PTU 60<sup>0</sup> derecede, 90<sup>0</sup> dereceye göre çok daha yüksek kırılma direnci göstermiştir (p < 0.001).

2- ProTaper Gold (PTG) eğelerinin farklı açılarda döngüsel yorgunluk dirençleri karşılaştırıldığında, PTG eğelerinin, 45<sup>0</sup> ile 60<sup>0</sup> arasındaki açılarda döngüsel yorgunluk dirençlerinin istatistiksel olarak farklı olmadığı bulunmuştur (p > 0.05). Bununla birlikte, ProTaper Gold için 90<sup>0</sup> derecedeki, kırılma direncinin hem 45<sup>0</sup> derece hem de 60<sup>0</sup> dereceye göre çok daha düşük olduğu bildirilmiştir (p < 0.001).

3- PTG eğesinin, 45<sup>0</sup> açılı kanalda kırılma direnci PTU eğesine göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (p < 0.001).

4- PTG eğesinin, 60<sup>0</sup> açılı kanalda kırılma direncinin PTU eğesine göre çok daha yüksek bulunmuştur (p < 0.001).

5- PTG eğesinin, PTU eğesine kıyasla 90<sup>0</sup> açılı kanalda kırılma direncinin çok daha yüksek olduğu istatistiksel olarak anlamlı düzeyde gözlenmiştir (p < 0.001).

6- PTU eğelerinin farklı açılardaki yapay kanallarda kırılan parça uzunlukları karşılaştırıldığında  $45^0$ ,  $60^0$  ve  $90^0$  açılarda kırılan parça uzunlukları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (  $p < 0.001$  ). En uzun kırık parça  $45^0$  kanalda görülürken bunu  $90^0$  ve  $60^0$  takip etmiştir.

7- PTG eğelerinin farklı açılardaki yapay kanallarda kırılan parça uzunlukları karşılaştırıldığında, PTG eğesinin  $90^0$  de kırılan parça uzunluğu  $60^0$  ve  $45^0$  den daha kısa bulunmuştur (  $p < 0.001$ ). Buna karşın,  $45^0$  ile  $60^0$  arasında kırılan parça uzunluğu bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

8- PTU ile PTG eğelerinin  $45^0$  kırılan parça uzunlukları karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (  $p > 0.05$ ).

9- PTG eğelerinin kırılan parça uzunlukları  $60^0$  açılı kanalda, PTU eğelerine göre daha uzun bulunmuştur (  $p < 0.001$  ).

10- PTG eğelerinin kırılan parça uzunlukları  $90^0$  açılı kanalda, PTU eğeleri ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak sınırda anlamlı bulunmuştur (  $p=0.05$ ).

11- Döngüsel yorgunluk testinden sonra, bütün gruplardan rastgele alınan örneklerin kırılan yüzey alanları, taramalı elektron mikroskop (SEM) altında incelenmiştir. Açık ve eğe tipine göre farklılık göstermeksizin döngüsel yorgunluğa bağlı kırılmadan oluşan çukur ve boşluklarda benzer karakteristik yapılar izlenmiştir. Ayrıca, yüzeylerdeki kırılma alanlarının köşe veya kenarlardan başladığı gözlenmiştir.

Kök kanal preparasyonu sırasında, enstrümanlarda oluşan stres büyük ölçüde hekimin kullanım tekniği ve yöntemi ile kök kanalının anatomik yapısına bağlı olmakla birlikte, enstrüman dizaynı, alaşım bileşimi ve üretim yöntemleriyle de ilişkilidir. Günümüzde Ni Ti enstrümanlarda uygulanan ileri teknolojik ve metalürjik gelişmeler, bu enstrümanların döngüsel yorgunluk dirençlerini geliştirmeye devam etmektedir. Geliştirilen enstrümanların üzerinde, daha fazla sayıda çalışma yapılarak

döngüsel yorgunluk testlerinin uygulanması, bu enstrümanların klinik ortamda daha uzun ve etkili kullanılması yolunda katkı sağlayacaktır.

Sonuçlarımız PTG eğesinin, bütün açı derecelerinde PTU eğe tipine kıyasla daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci gösterdiğini ortaya koymuştur. Bu bulgulara dayanarak; PTG gibi özel ısı işlem görmüş eğelerin geleneksel Ni Ti alaşımlı eğelere göre kırılmaya daha dirençli olması nedeniyle zorlu kurvatürlü kanallarda uygulanan kök kanal tedavilerinde tercih edilmesini önerebiliriz.



## ÖZET

### Farklı Yapıdaki Ni-Ti Kanal Eğelerinin Değişik Açılara Sahip Yapay Kanallarda Döngüsel Yorgunluk Dirençlerinin Karşılaştırılması ve Fraktür Tiplerinin Değerlendirilmesi

Çalışmamızın amacı, ProTaper Universal (PTU; Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) ve ProTaper Gold (PTG; Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) nikel titanyum eğelerinin, statik model altında, farklı açılarda döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmaktır. Çalışma gruplarının her birinde 18 ege olacak şekilde 6 ana deney grubu oluşturuldu. Enstrümanların döngüsel yorgunluk testlerini gerçekleştirmek için, daha önceki çalışmaların referansı doğrultusunda, 3 farklı açıda yapay kanal içeren paslanmaz çelikten hazırlanmış özel bir statik test düzeneği kullanıldı. Eğeler, üretici firma doğrultusunda, 45<sup>0</sup>, 60<sup>0</sup> ve 90<sup>0</sup> kanal kurvatür açılarına, 5 mm eğim yarıçaplarına, 1.5 mm iç çapa sahip ve 19 mm uzunlukta paslanmaz çelikten oluşan yapay kanallarda kırılıncaya kadar döndürüldü. Eğelerin kırılıncaya kadar geçen süre dijital kronometre kullanılarak kaydedildi. Eğelerin kırılıncaya kadar yaptığı tur sayısı hesaplandı. Her bir gruba ait kırılan parça uzunlukları dijital elektronik kumpas kullanılarak ölçümleri yapıldı. Döngüsel yorgunluğa bağlı oluşan kırık parçaların morfolojik özelliklerini incelemek için her bir gruptan alınan rastgele örnekler tarama elektron mikroskopunda (Scanning Electron Microscopy (SEM)) değerlendirildi. Ana gruplar arası karşılaştırma için tek yönlü varyans analiz (Anova), ana gruplar içindeki alt grup karşılaştırmaları için de Tukey's post hoc testleri kullanılarak, istatistiksel değerlendirmeleri yapıldı. Çalışmamızın sonucunda, PTG eğesinin, bütün açı derecelerinde PTU ege tipine kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde, daha yüksek yorgunluk direnci gösterdiği bulundu. Eğelerin kırılan parça uzunlukları karşılaştırıldığında ise, PTU ile PTG eğelerinin 45<sup>0</sup> açılı kanalda, istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı. Buna karşın, PTG eğelerinin kırılan parça uzunlukları 60<sup>0</sup> açılı kanalda, PTU eğelerine göre daha uzun bulundu. PTG eğelerinin kırılan parça uzunlukları 90<sup>0</sup> açılı kanalda, PTU eğeleri ile karşılaştırıldığında ise istatistiksel olarak sınırdan anlamlı bulundu. Farklı açılarda kırılan parça uzunlukları yönünden görülen bu farklılıklar, döngüsel yorgunluk testlerinde enstrümanların bükülme zamanlarındaki farklılıkla açıklandı. Kırılan parçaların SEM sonuçları değerlendirildiğinde ise, açı ve ege tipine göre ayırım göstermeksizin döngüsel yorgunluğa bağlı kırılmadan oluşan daha önceki karakteristik yapılar gözlemlendi.

**Anahtar Kelimeler:** Döngüsel yorgunluk, Nikel Titanyum enstrümanlar, ProTaper Gold, ProTaper Universal.

## SUMMARY

### **Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of Different Ni-Ti Rotary Instruments Between Several Artificial Canals With Different Angles and Evaluation of Fracture Types**

The purpose of our study is to compare the cyclic fatigue resistance of ProTaper Universal (PTU; Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) and ProTaper Gold (PTG; Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) nickel titanium files at different angles under the static model. For this study, 6 main experimental groups were created with 18 files in each study group. In order to carry out cyclic fatigue tests of the instruments, a special static test device made of stainless steel with artificial canals at 3 different angles was used in accordance with the reference of previous studies. The files were rotated in line with the manufacturer, until they broke in artificial canals of 45<sup>0</sup>, 60<sup>0</sup> and 90<sup>0</sup> curvature angles, 5 mm radius, 1.5 mm inner diameter and 19 mm stainless steel. The time until the files were broken was recorded using a digital stopwatch. The number of cycles to failure was calculated for each instrument. The broken part lengths of each group were measured using a digital electronic caliper. In order to examine the morphological features of fractured parts due to cyclic fatigue, random samples from each group were evaluated in a scanning electron microscope (Scanning Electron Microscopy (SEM)). Statistical analyzes were made using one-way analysis of variance (Anova) for comparison between main groups and Tukey's post hoc tests for subgroup comparisons within main groups. As a result of our study, PTG files showed higher fatigue resistance compared to the PTU files for all experimental groups. When the broken piece lengths of the files were compared, no statistically significant difference was found in the 45<sup>0</sup> canal of PTU files. On the other hand, the broken part lengths of PTG files were found to be longer in the 60<sup>0</sup> than the PTU files. The fragment lengths of the PTG files were found to be statistically significant in the 90<sup>0</sup> and in comparison with the PTU files. These differences observed in terms of part lengths broken at different angles were explained by the difference in the bending times of the instruments in cyclic fatigue tests. When the SEM results of the broken pieces were evaluated, the previous characteristic structures consisting of the fracture due to cyclic fatigue were observed, regardless of the angle and file type.

**Keywords:** Cyclic fatigue, Nickel Titanium instruments, ProTaper Gold, ProTaper Universal.

## KAYNAKLAR

- ADIGUZEL M, CAPAR ID (2017). Comparison of cyclic fatigue resistance of WaveOne and WaveOne Gold small, primary, and large instruments. *J Endod.* **43**: 623-27.
- ALAÇAM T (2012). ENDODONTİ 1. BASKI. Özyurt Matbaacılık, Ankara. s: 201,253,255.
- ALAPATI SB, BRANTLEY WA, SVEC TA, POWERS JM, NUSSTEIN JM, DAEHN GS (2005). SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use. *J Endod.* **31**: 40-43.
- ALGEDAIRI A, ALFAWAZ H, ABUALJADAYEL, ALANAZI M, ALKHALIFAH, JAMLEH A (2019). Torsional resistance of three ProTaper rotary systems. *BMC Oral Health.* **19**: 124-130.
- ALGEDAIRI A, ALFAWAZ H, RABBA AB, ALMUTAIRI A, ALFANAIIY S, MOHAMMED MK (2018). Failure analysis and reliability of ni-ti based dental rotary files subject to cyclic fatigue. *Metals.***8**: 36.
- ANDERSON ME, PRICE JW, PARASHOS P (2007). Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* **33**: 1212-1218.
- ANDRASEN GF, HILLEMANN TB (1971). An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. *J Am Dent Assoc.* **82**: 1373-1378.
- ARIAS A, MACORRA JC, GOVINDJEE S, PETERS OA (2018). Correlation between temperature-dependent fatigue resistance and differential scanning calorimetry analysis for 2 contemporary rotary instruments. *J Endod.* **44**: 630-4.
- BARBOSA GOF, GOMES PJA, ARUIO MCP (2007). Influence of previous angular deformation on flexural fatigue resistance of K3 nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* **33**: 1477-1480.
- BENNETT J, CHUNG KH, FONG H, JOHNSON J, PARANIPE A (2017). Analysis of surface characteristics of ProTaper Universal and ProTaper Next instruments by scanning electron microscopy. *J Clin Exp Dent.***7**: 879-885.
- BOROLUZZI EA, CARLON D, MEGHILMM, ELAWADY AR, NIU L, BERGERON BE, SUSIN L, CUTLER CW, PASHLEY DH, TAY FR (2015). Efficacy of 3D conforming nickel-titanium rotary instruments in eliminating canal wall bacteria from oval-shaped root canals. *J Dent.* **43**: 597-604.
- BRANTLEY WA, ELIADES T (2001). ORTHODONTIC MATERIALS: SCIENTIFIC and CLINICAL ASPECTS 1nd Ed. Stuttgart p: 77-103.

- BUENO CRE, CURY MTS, VASQUES AMV, SIVIERI-AG, JACINTO RC, GOMES FJE, CINTRA LTA, DEZAN-JE(2019). Cyclic fatigue resistance of novel Genius and Edgefile nickel-titanium reciprocating instruments. *Braz Oral Res.* **33**: 28-32.
- BUI TB, MITCHELL JC, BAUMGARTNER JC (2008). Effect of electropolishing ProFile nickel-titanium rotary instruments on cyclic fatigue resistance, torsional resistance and cutting efficiency. *J Endod.* **34**: 190-193.
- BURKLEIN S, BORIES L, SCHAFER E (2014). . Comparision of preparation of curved root canals with HyFlex CM and Revo-S rotary nickel-titanium instruments. *Int Endod J.* **47**: 470-476.
- CIVJAN S, HUGEF EF, DESIMON LB (1975). Potential applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. *J Dent Res.* **54**: 89-96.
- DEDERICH DN, ZAKARIASEN KL (1986). The effect of cyclic axial motion on rotary endodontic instrument fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* **61**: 192-198.
- DUKE F, SHEN Y, ZHOU H, RUSE ND, WANG ZJ, HIEAWY A, HAAPASALO M (2015). Cyclic fatigue of ProFile vortex and vortex blue nickel-titanium files in single and double curvatures. *J Endod.* **41**: 1686-1770.
- ELNAGHY AM, ELSAKA SE (2016). Mechanical properties of ProTaper Gold nickel titanium rotary instruments. *Int Endod Journal.* **49**: 1073-1078.
- ELNAGHY AM, ELSAKA SE (2018). Cyclic fatigue resistance of XP-endo shaper compared with different nickel-titanium alloy instruments. *Clin Oral Investig.* **22**: 1433-1440.
- ELSAKA SE, ELNAGHY AM (2015). Cyclic fatigue resistance of One Shape and WaveOne instruments using different angels of curvature. *Dent Mater J.* **34**: 358-368.
- FISHELBERG G, PAWLUK JW (2004). Nickel-titanium rotary-file canal preparation and intracanal file separation. *Compend Contin Educ Dent.* **25**: 17-18.
- FROTA MF, ESPIR CG, BERBERT FL, MARGUES AA, SPONCHIADO EC, TANOMARU FM, GARCIA LF, BONETTI F (2014). Comparison of cyclic fatigue and torsional resistance inn reciprocating single file systems and continuous rotary instrumentation systems. *Journal of Oral Sci.* **56**: 269-275.
- GAMBARINI G, GEROSA R, DE LUCA M, GARALA M, TESTARELLI L (2008). Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of flexibility. *Oral Surg Oral Med Oral Radiol Endod.* **105**:798-800.



- GAMBARINI G, GRANDE NM, PLOTINO G, SOMMA F, GARALA M, DE LUCA M, TESTARELLI L (2008). Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod.* **34**: 1003-1005.
- GAMBARINI G, TESTARELLI L, GALLI M, TUCCI E, DE LUCA M (2010). The effect of a new finishing process on the torsional resistance of twisted nickel-titanium rotary instruments. *Minerva Stomatol.* **59**: 401-406.
- GAMBARINI G, PLOTINO G, GRANDE NM, AL-SUDANI D, DE LUCA M, TESTARELLI L (2011). Mechanical properties of nickel-titanium rotary instruments produced with new manufacturing technique. *Int Endod Journal.* **44**: 337-341.
- GAO Y, GUTMANN JL, WILKINSON K, MAXVELL R, AMMON D (2012). Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of Profile Vortex rotary instruments. *J Endod.* **38**: 398-401.
- GAVINI G, CALDEIRA CL, AKISUE E, CANDERIRO GT, KAWAKAMI DA (2012). Resistance to flexural fatigue of Reciproc R25 files under continuous rotation and reciprocating movements. *J Endod.* **38**: 648-647.
- GAVINI G, SANTOS M, CALDEIRA CL, MACHADO MEL, FREIRE LG, IGLECIAS EF, PETERS OA, CANDEIRO MTG (2018). Nickel-titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. *Braz. Oral Res.* **32**: 44-65.
- GRANDE NM, PLOTINO G, PECCI R, BEDINI R, MALGNINO VA, SOMMA F (2006). Cyclic Fatigue Resistance and Three-dimensional Analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems. *Int Endod J.* **39**: 755-763.
- HAIKEL Y, GASSER P, ALLEMANN C (1991). Dynamic fracture of hybrid endodontic hand instruments compared with traditional files. *J Endod.* **17**: 217-220.
- HAIKEL Y, SERFATY R, BATEMAN G, SENGER B, ALLEMANN C (1999). Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary ni-ti endodontic instruments. *J Endod.* **25**: 434-440.
- 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. *J Endod.* **41**: 1134-1138.
- HIGUERAS JP, ARIAS A, MACORRA JC, PETERS OA (2014). Differences in Cyclic Fatigue Resistance between ProTaper Next and ProTaper Universal Instruments at Different Levels. *J Endod.* **40**: 1477-1481.
- HUANG X, SHEN Y, WEI X, HAAPASALO M (2017). Fatigue resistance of nickel-titanium instruments exposed to high concentration hypochlorite. *J Endod.* **11**: 1847-1851.

- JAMLEH A, ALQHAIHAB A, ALFADLEY A, ALFAWAZ H, ALGEDAIRI A, ALFOUZAN K (2019). Cyclic fatigue and torsional failure of EdgeTaper Platinum Endodontic Files at simulated body temperature. *J Endod.* **45**: 611-615.
- JOHNSON E, LLOYD A, KUTTLER S, NAMEROW K (2008). Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instruments. *J Endod.* **34**: 1406-1409.
- KAVAL ME, CAPAR ID, ERTAS H (2016). Evaluation of the cyclic fatigue and torsional resistance of novel nickel-titanium rotary files with various alloy properties. *J Endod.* **42**: 1840-1843.
- KESKIN C, INAN U, GULER DH, KALYONCUOGLU E (2018). Cyclic fatigue resistance of XP Endo Shaper, K3XF and ProTaper Gold nickel-titanium instruments. *J Endod.* **44**: 1164-1167.
- KHALIL WA, NATTO ZS (2019). Cyclic fatigue, bending resistance, and surface roughness of ProTaper Gold and EdgeEvolve files in canals with single- and double-curvature. *Restor Dent Endod.* **2**: 19-23.
- KISHORE A, GURTU A, BANSAL R, SINGHAL A (2017). Comparison of canal transportation and centering ability of Twisted Files, HyFlex controlled memory, and Wave One using computed tomography scan: an in vitro study. *J Conserv Dent.* **20**: 161-165.
- KITCHENS GG, LIEWER FR, MOON PC (2007). The effect of operational speed on the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* **33**: 52-54.
- KRAMKOWSKI TR, BAHCALLI J (2009). . An in vitro comparison of torsional stress and cyclic fatigue resistance of ProFile GT and ProFile GT Series X rotary nickel-titanium files. *J Endod.* **35**: 404-407.
- LACONO F, PIRANI C, GENERALI L, BOLELLI G (2017). Structural analysis of HyFlex EDM instruments. *Int End J.* **50**: 303-313.
- LARSEN CM, WATANABE I, GLICKMAN GN, HE J (2009). . Cyclic fatigue analysis of new generation of nickel titanium rotary instruments. *J Endod.* **35**: 401-403.
- LI UM, SHIH CT, LAN WH, LIN CP (2002). Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: Static and Dynamic Tests. *J Endod.* **28**: 448-45.
- LI UM, SHIH CT, LAN WH, LIN CP (2006). Application of nondestructive testing in cyclic fatigue evaluation of endodontic ni-ti rotary instruments. *Dent Mater J.* **25**: 247-52.
- LOPES HP, MOREIRA EJ, ELIAS CN, ALMEIDA RA, NEVES MS (2007). Cyclic fatigue of ProTaper instruments. *J Endod.* **33**: 55-57.

- MELO CC, BAHIA GA, BUONO LVT (2002). Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* **28**: 765-769.
- MICCOLI G, AIMARI G, SERACCHIANI M, MORESE A, KHRENOVA T, DI NARDO D (2017). In vitro resistance to fracture of two nickel-titanium rotary instruments made with different thermal treatments. *Ann Stomatol (Roma)*. **2**: 53-58.
- MIZE SB, CLEMENT DJ, PRUETT JP, CARNES DL (1998). Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* **24**: 843-847.
- MOUNCE RE (2004). Rotary nickel-titanium instrumentation. A literature review. *Dent Today*. **23**: 119-128.
- MOUNCE RE (2008). A new method of canal enlargement. *Dent Today*. **27**: 94-98.
- NGUYEN NH, FONG H, PARANIPE A, FLAKE NM (2014). Evaluation of the resistance to cyclic fatigue among ProTaper Next, ProTaper Universal and Vortex Blue rotary instruments. *J Endod.* **40**: 1190-1193.
- OTSUKA K, WAYMAN CM (1998). SHAPE MEMORY MATERIALS. 1nd Ed. Cambridge Univ. p: 1-26.
- OTSUKA K, REN X (2005). Physical metallurgy of NiTi based shape memory alloys. *Prog Mater Sci.* **50**: 511-678.
- OUNSI HF, AL-SHALAN T, SALAMEH Z, GRANDINI S, FERRARI M (2008). Quantitative and qualitative elemental analysis of different nickel-titanium rotary instruments by using scanning electron microscopy and energy dispersive spectroscopy. *J Endod.* **34**: 53-55.
- OZYUREK T, YILMAZ K (2016). Protaper Universal, ProTaper Next ve Exteme CM R3 nikel titanyum eğelerinin döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerinin karşılaştırılması. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci.* **22**: 190-194.
- OZYUREK T, USLU G, YILMAZ K (2017). Influence of different movement kinematics on cyclic fatigue resistance of nickel-titanium instruments designed for retreatment. *Daudi Endodontic Journal.* **7**: 151-155.
- OZYUREK T, GUNDOGAR M, YILMAZ K, USLU G (2017). Bending resistance and cyclic fatigue life of Reciproc Blue, WaveOne Gold and Genius Files in a double (S-shaped) curved canal. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* **11**: 241-246.
- PEDULLA E, SAVIO FL, BONINELLI S, PLOTINO G (2016). Torsional and cyclic fatigue resistance of a new nickel-titanium instrument manufactured by electrical discharge machining. *J Endod.* **42**: 156-159.

- PEREIRA ES, VIANA ACD, BUONO VTL, PETERS OA (2015). Behavior of nickel-titanium instruments manufactured with different thermal treatments. *J Endod.* **41**: 67-71
- PERERIA AG, SANTOS RMF, AZEVEDO KCM (2012). Assesment of influence of flexion angels of files in apical stop preparation by using manual and rotary instrumentation techniques. *J Endod.* **38**: 1383-1386.
- PERERIA ES, SINGH R, ARIAS A, PETERS OA (2013). In vitro assesment of torque and force generated by novel ProTaper Next instruments during simulated canal preparation. *J Endod.* **39**: 1615-1619.
- PEREZ HIGUERSA JJ, ARIAS A, MACCORRA JC (2013). Cyclic fatigue resitance of K3, K3XF and twisted file nickel titanium files under continuous rotation or reciprocating motion. *J Endod.* **12**: 1585-1588.
- PERRARIA ES, VIANA ACD, BUONO VTL, PETERS OA (2015). Behavior of nickel-titanium instruments manufactured with different thermal treatments. *J Endod.* **41**: 67-71.
- PETERS OA, BOESSLER C, PAQUE F (2010). Root canal preparation with a novel nickel titanium instrument avaluted with micro computed tomography. *J Endod.* **36**: 1068-1072.
- PETERS OA, PETERS CI, BASRANI B (2016). Cleaning and shaping in the root canal system. Pathways at the Pulp. 11 th Ed. Mosby Elsevier. p: 209-279.
- PINHEIRO SR, ALCALDE MP, GOMES VIVACQUA N, BRAMANTE CM, VIVAN RR, DUARTE MAH, VASCONCELOS BC (2017). Evaluation of apical transportation and centring ability of five thermally treated ni-ti rotary systems. *Int End J.* **51**: 705-713.
- PIRANI C, RUGGERI O, CIRULLI PP, PELLICIONI GA, GANDOLFI MG, PRATI C (2014). Metallurgical analysis and fatigue resistance of WaveOne and ProTaper nickel-titanium instruments. *Odontology.* **102**: 211-216.
- PIRANI C, LACONO F, GENERALLI L (2016). HyFlex EDM: superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined ni-ti rotary instruments. *Int Endod J.* **49**: 483-493.
- PLOTINO G, GRANDE NM, SORCI E, MALAGNINO VA, SOMMA F (2006). A comprasionof cyclic fatigue between used and new Mtwo ni ti rotary instruments. *Int Endod J.* **39**: 716-723.
- PLOTINO G, GRANDE NM, SORCI E, MALAGNINO VA, SOMMA F (2007). Influence of brushing working motion on the fatigue life of ni ti rotary instruments. *Int Endod J.* **40**: 45-51.

- PLOTINO G, GRANDE NM, CORDARO M, TESTARELLI L, GAMBARINI G (2009). A review of cyclic fatigue testing of nickel titanium rotary instruments. *J Endod.* **35**: 1469-76.
- PLOTINO G, GRANDE NM, COTTI E, TESTARELLI L (2014). Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of vortex nickel-titanium rotary files. *J Endod.* **40**: 1451-3
- PLOTINO G, GRANDE NM, BELLIDO M, TESTARELLI L, GAMBARINI G (2017). Influence of temperature on cyclic fatigue resistance of ProTaper Gold and ProTaper Universal rotary files. *J Endod.* **43**: 200-202.
- PRUETT JP, CLEMENT DJ, CARNES DL (1997). Cyclic fatigue testing of nickel titanium endodontic instruments. *J Endod.* **23**: 77-85.
- RODRIGUES RCV, LOPES HP, ELIAS CN, AMARAL G (2011). Influence of different manufacturing methods on the cyclic instruments. *J Endod.* **11**: 1553-1557.
- SANCHEZ CR, MATOSES VF, DOMINGO TA, MATOSES IF, LIACER VJF (2018). An in vitro cyclic fatigue resistance comparison of conventional and new generation nickel-titanium rotary files. *J Clin Exp Dent.* **10**: 805-809.
- SANTOS LA, BAHIA MG, BUONO VT (2013). Comparison of the mechanical behavior between controlled memory and superelastic nickel-titanium files via finite elements analysis. *J Endod.* **9**: 1444-1447.
- SATILLAN RM, DOMONGO TA, MATOSES VF, LIACER VF (2013). An invitrocomparison of cyclic fatigue resistance of ProTaper Universal and GT series X files. *Med Oral Patol Oral Cir Buccal.* **18**: 533-536.
- SATTAPAN B, NERVO GJ, PALAMARA JE, MESSER HH (2000). Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod.* **26**: 161-165.
- SATTAPAN B, PALAMAR JE, MESSER HH (2000). Torque during canal instrumentation using rotary ni ti files. *J Endod.* **26**: 156-160.
- SCHNEIDER SW (1971). A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* **32**: 271-275.
- SHEN Y, QIAN W, ABTIN H, GAO Y, HAAPASALO M (2011). Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* **37**: 97-1001.
- SHEN Y, ZHOU H, ZHENG YF, PENG B, HAAPASALO M (2013). Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod.* **39**: 163-7.

- SHEN Y, ZHOU H, WANG Z, CAMPBELL L, ZHENG Y (2013). Phase transformation behavior and mechanical properties of thermomechanically treated K3XF nickel-titanium instruments. *J Endod.* **39**: 919-923.
- SHEN Y, ZHOU H, CAMPBELL L, WANG Z, WANG R, DU T, HAAPASALO M (2014). Fatigue and nanomechanical properties of K3XF nickel titanium instruments. *Int Endod J.* **12**: 1160-1167.
- SHEN Y, HIEAWY A, HUANG X, WANG Z, MAEZONO H (2016). Fatigue resistance of a 3-dimensional conforming nickel-titanium rotary instrument in double curvatures. *J Endod.* **42**: 961-964.
- STOCK CJR, GULABILO K, WALKER RT, GOODMAN JR (1995). COLOUR ATLAS and TEXT at ENDODONTICS 2nd Ed. Mosby-Wolfe, London.
- TABASSUM S, ZAFAR K, UMER F (2019). Sadia Tabassum, Kamil Zafar, Fahad Umer. Nickel-Titanium rotary file systems: What's tNew ?. *European Endodontic Journal.* **3**: 111-117.
- TESTARELLI L, PLOTINO G, SUDANI DAL, VINCENZI V (2011). Bending properties of a new nickel-titanium alloy with a lower percent by weight of nickel. *J Endod.* **37**: 1293-1295.
- ULLMANN CJ, PETERS OA (2005). Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel titanium rotary instruments. *J Endod.* **31**: 183-186.
- USLU G, OZYUREK T, YILMAZ K (2018). . Comparision of alterations in the surface topographies of HyFlex CM and HyFlex EDM nickel titanium files after root canal preparation. *J Endod.* **44**: 115-119.
- UYGUN AD, KOL E, TOPCU MK, SECKIN F, ERSOY I, TANRIVER M (2016). Variations in cyclic fatigue resistance among ProTaper Gold, ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different leves. *Int Endod J.* **49**: 494-499.
- UYGUN AD, UNAL M, FALAKAOGLU S, GUVEN Y (2020). Comparison of the cyclic fatigue resistance of hyflex EDM, vortex blue, protaper gold, and onecurve nickel–titanium instruments. *Nigerian Journal of Clinical Practice.* **23**: 41-45.
- VASCONCELOS RA, MURPHY S, CARVALHO CAT (2016). Evidence for reduced fatigue resistance of contemporary rotary instruments exposed to body temperature. *J Endod.* **42**: 782-787.
- WALIA HM, BRANTLEY WA, GERSTEIN H (1988). An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod.* **14**: 346-351.

- YAO JH, SCHWARTZ SA, BEESON TJ (2006). Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in dynamic model. *J Endod.* **32**: 55-57.
- YARED GM, BOU DAGHER FE, MACHTIU P (1999). . Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after simulated clinical use. *Int Endod J.* **32**: 115-119.
- YARED GM, BOU DAGHER FE, MACHTIU P (2000). . Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after simulated clinical use. *Int Endod J.* **33**: 204-207.
- YOLDAS O, YILMAZ S, ATAKAN G, KUDEN C, KASAN Z (2012). Dentinal microcrack formation during root canal preparations by different Ni Ti rotary instruments and the self-adjusting file. *J Endod.* **38**: 232-235.
- YONEYAMA T, MIYAZAKI S (2009). SHAPE MEMORY ALLOYS for BIOMEDICAL APPLICATIONS 2nd Ed. Cambridge: Woodhead Publishing Limited p: 297, 35.
- YOUNIS O (1997). The effects of sterilization techniques on the properties of intracanal instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, **43**: 130-134.
- ZINELIS S, ELIADES T, ELIADES G (2010). A metallurgical characterization of ten endodontic Ni-Ti endodontic instruments. *Int Endod J.* **43**: 125-134.
- ZUOLO ML, ZAIA AA, BELLADONNA FG, SILVA EJNL, SUZA EM, VERSIANI MA, LOPES RT, DE DEUS G (2018). Micro-CT assesment of the shaping ability of four root canal instrumentation system in oval-shaped canals. *Int Endod J.* **51**: 564-571.

## ÖZGEÇMİŞ

### I- Bireysel Bilgiler

Adı : Nilgün  
Soyadı : (AYDOĞDU ) BARUT  
Doğum yeri ve tarihi : Ankara, 1974  
Uyruğu : T.C.  
Medeni durumu : Evli, 1 çocuk sahibi  
İletişim adresi ve telefonu : Kent-Koop Mah. İlk-Umut 90 Sitesi F-2 Blok  
No: 5 BATIKENT/ ANKARA  
+90 530 310 74 80

### II- Eğitimi

2018-2020 : Ankara Üniv. Diş Hekimliği Fakültesi  
Endodonti Anabilim Dalı, Doktora  
1999–2002 : Ankara Üniv. Diş Hekimliği Fakültesi  
Endodonti Anabilim Dalı, Doktora (Tamamlanmadı)  
1991–1998 : Ankara Üniv. Diş Hekimliği Fakültesi, ANKARA  
1988–1991 : Yenimahalle Mustafa Kemal Lisesi, ANKARA  
Yabancı dili : İngilizce

### IV- Mesleki Deneyimi

2010–2016 : Öncü Dental A.Ş. Ankara Şube Müdürü  
2005–2010 : 3M Anadolu Bölge Satış Yöneticisi

### V- Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar

Ankara Diş Hekimleri Odası



## **VI- Bilimsel İlgi Alanları**

Dr. Dt. SEVİMAY S, Dt. AYDOĞDU (BARUT) N, Prof. Dr. Zaimoğlu L (2001).İki Farklı Vertikal Kondensasyon Tekniğinin Dentin Adaptasyonu ve Apikal Sızıntı Yönünden İncelenmesi. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 2. Uluslararası Bilimsel Kongre Poster sunumu.

Dr. Dt. SEVİMAY S, Dt. AYDOĞDU (BARUT) N, Prof. Dr. Zaimoğlu L (2004). Evaluation of Dentinal Adaptation and Apical Leakage of System B and Schilder Warm Vertical Condensation Techniques.2004. *Balkan Journal of Stomatology*. **8**: 205-209

## **VIII- Diğer Bilgiler**

Müşteri Odaklı Satış Eğitimi (3M, 2005)

Sunum Teknikleri (3M, 2005)

Finans Eğitimi (3M, 2005)

6 Sigma (3M, 2006)

Satış Koçluğu Eğitimi (3M, 2006)

Rekabet Kanunu Eğitimi (3M, 2006 ve 2007)

Müzakere Becerileri Eğitimi (3M, 2006 ve 2008)

İleri Pazarlık Teknikleri (3M, 2006)

Baybars Altuntaş Pazarlama ve Satış Konferansı (Öncü Dental, 2012)

İleri Satış Teknikleri ve İkna Becerileri (Novomed, 2012)