



T.C.

CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

FARKLI NİKEL TİTANYUM (Ni-Ti) KÖK KANAL EĞELERİNİN  
UZUN SÜRELİ KULLANIMI SONRASI OLUŞAN METAL  
YORGUNLUĞUNUN ARAŞTIRILMASI

Dt. Gizem KUTLU  
UZMANLIK TEZİ

SİVAS  
2016





T.C.

CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
ENDODONTİ ANABİLİM DALI




FARKLI NİKEL TİTANYUM (Nİ-Tİ) KÖK KANAL EĞELERİNİN  
UZUN SÜRELİ KULLANIMI SONRASI OLUŞAN METAL  
YORGUNLUĞUNUN ARAŞTIRILMASI

Dt. Gizem KUTLU  
UZMANLIK TEZİ

Doç. Dr. Kerem Engin AKPINAR  
DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ

SİVAS  
2016

“Farklı Nikel-Titanyum ( Ni-Ti ) kök kanal eğelerinin uzun süreli kullanımı sonrası oluşan metal yorgunluğunun araştırılması” adlı **Uzmanlık** Tezi, jürimiz tarafından Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalında **Uzmanlık** tezi olarak kabul edilmiştir.

	AD SOYAD	İMZA
Başkan	Doç. Dr. Kerem Engin AKPINAR	
Üye	Prof. Dr. Burak SAĞSEN	
Üye	Yrd. Doç. Dr. Demet ALTUNBAŞ	

ONAY

Bu tez çalışması, 15.03.2016 tarihinde Fakülte Yönetim Kurulu tarafından belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.



Prof. Dr. Sami HİZMETLİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
DEKAN V.

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimime başladığım günden bugüne, desteğini ve hoşgörüsünü hiçbir zaman benden esirgemeyen, bilgi, tecrübe ve klinik deneyimlerinden yararlandığım, tez çalışmalarım sırasında fikirleri ile her zaman bana yol gösteren, değerli danışman hocam Sayın Doç. Dr. Kerem Engin AKPINAR'a,

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmalarım süresince, değerli bilgileriyle her konuda bana yol gösteren, yardım, destek ve deneyimlerini hiçbir zaman esirgemeyen değerli hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Demet ALTUNBAŞ'a

Eğitimim ve tez çalışmalarım süresince ilgisini ve desteğini daima hissettiğim, mesleki bilgi ve tecrübeleriyle bana yol gösteren değerli hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Recai ZAN'a

Tanımdan ve birlikte çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum arkadaşım Dt. Zuhal ELMALI'ya

Yoğun çalışma tempomuzda gösterdikleri yardımlarıyla her zaman sevgiyle hatırlayacağım C.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti ailesine,

Her türlü zorlukta bana yardımcı olan ve desteğini esirgemeyen kıymetli arkadaşım Dt. Tuğba ARI'ya,

Sonsuz emek ve sevgileri ile beni günlere getiren, maddi ve manevi destekleriyle hep yanımda hissettiğim başta kıymetli annem Nurper KUTLU olmak üzere çok sevdiğim aileme,

Sevgisi ve anlayışı ile her zaman yanımda olan, varlığıyla güçlendiğim müstakbel eşim Dr. Eren CENGİZ'e

Tüm kalbimle teşekkürlerimi sunarım.

## ÖZET

### FARKLI NİKEL TİTANYUM (Nİ-Tİ) KÖK KANAL EĞELERİNİN UZUN SÜRELİ KULLANIMI SONRASI OLUŞAN METAL YORGUNLUĞUNUN

#### ARAŞTIRILMASI

**Dt. Gizem KUTLU**

**Endodonti Anabilim Dalı**

**Sivas**

**2016**

Nikel Titanyum ( Ni-Ti ) eğelerin kullanılmasıyla endodontide büyük gelişmeler elde edilmiştir. Ni-Ti eğelerinin süperelastisitesi, endodontik eğelerin paslanmaz çelik eğelere göre, kanal kurvatürüne daha uyumlu olmasına, kırılmaya karşı daha dirençli ve daha az aşınma göstermesine izin vermiştir.

Ni-Ti eğelerin avantajlarına rağmen, Ni-Ti eğeler hakkındaki en büyük endişelerden biri kırılmalarıdır ve bu kırılmalar, önceki kalıcı deformasyonun gözle görülebilir işaretleri olamadan meydana gelebilmektedir. Ni-Ti eğelerin kırılması, fleksural (döngüsel) yorgunluk ve torsiyonel kuvvetler olmak üzere iki şekilde oluşmaktadır. Metal yorgunluğu sonucu, fleksural yorgunluk sebebiyle kırılma meydana gelmektedir. Eğe kurvatürde sıkışmadan serbestçe rotasyon yapmakta ve eğenin üzerinde gerilme ve sıkışma stresleri oluşmaktadır.

Araştırmamızda, 6 farklı Ni-Ti eğenin (ProTaper, ProTaper Next, WaveOne, Reciproc, K3, K3XF) eğimli kök kanallarında tavsiye edilen kitlerinin, klinik kullanımlarında karşılaşılabilecek fleksural yorgunluklarının nasıl bir sonuç doğurabileceği konusunda bilgi sahibi olmayı ve kullanımları sonrasında meydana gelen metal yorgunluklarını araştırmayı amaçladık.

Araştırmamızda, ProTaper (120), ProTaper Next (40), WaveOne (20), Reciproc (20), K3 (120) ve K3XF (120) eğeleri eşit sayıda örnek içeren deney ve kontrol gruplarına ayrılmıştır. Deney grubu eğeleri 120 adet çekilmiş insan alt premolar ve alt molar dişlerinin şekillendirilmesinde kullanılmıştır. Sonrasında deney ve kontrol grubu kitleri test düzeneğine yerleştirilerek kırılana kadar gözlemlenmiştir. Kırılma süreleri kaydedilerek istatistiksel değerlendirmeleri yapılmıştır.

Çalışmamızın bulgularına göre, K3XF kontrol grubu 30/.04 numaralı eğe dışındaki tüm gruplarda eğe kalınlığındaki artışın kırılma süresini kısalttığı gözlenmiştir. Deney ve kontrol grubu eğelerinin bire bir karşılaştırmalarında ise deney ve kontrol grubu eğelerinin kırılma süreleri arasındaki farklılıklar Reciproc, WaveOne, ProTaper, ProTaper Next X1, K3 35/.04 ile K3 30/.04 numaralı eğelerde istatistiksel olarak önemsiz bulunurken ( $p>0,05$ ), ProTaper Next X2, K3 40/.04 ile K3 25/.04 ve K3XF eğelerinin tümünde kırılma süreleri farklılıkları istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ( $p<0,05$ ).

Anahtar Kelimeler: Alet kırılması, Fleksural yorgunluk, Ni-Ti döner aletler



**ABSTRACT****AN INVESTIGATION OF THE METAL FATIGUE OF DIFFERENT  
NICKEL-TITANIUM (Ni-Ti) ROTARY INSTRUMENTS AFTER  
PROLONGED USE****Dt. Gizem KUTLU****Department of Endodontics****Sivas****2016**

Introduction of Nickel-Titanium (Ni-Ti) instruments has been a major development in endodontics. The superelasticity of Ni-Ti allows endodontic files to better conform to canal curvature, resist fracture, and wear less than stainless steel files.

Despite the advantages of Ni-Ti instruments, one of the major concerns about Ni-Ti files is separation, and it can occur without any visible signs of previous permanent deformation. The separation of Ni-Ti instruments occurs in 2 ways: flexural (cyclic) fatigue or torsional failure. Fracture because of cyclic fatigue occurs as a result of metal fatigue. The instrument rotates freely at the curvature without binding, and the instrument experiences tensile and compressive stresses.

In our research; we aimed to have information about the results of the flexural fatigue that we can come across during clinical usage of six different NiTi instruments (ProTaper, ProTaper Next, WaveOne, Reciproc, K3, K3XF) advised for curved root canal and to investigate their metal fatigue after usage.

ProTaper (120) , ProTaper Next (40) , WaveOne (20) , Reciproc (20), K3(120) and K3XF(120) instruments were subdivided into examination and control groups which include equal number of samples. The examination groups were used for preparation of 120 extracted human mandibular premolar and molar teeth. After this, examination and control groups are observed until they are broken. The fracture time was saved and statistical evaluation was realized.

According to the findings of our research, except the K3XF 30/.04 instruments at control group, it was observed that increasing of instrument thickness decreased the fracture time. In the one by one comparison of examination and control group



instrument, the differences between the fracture times were not found statistically significant ( $p>0,05$ ) for the Reciproc, WaveOne, ProTaper, ProTaper Next X1, K3 35/.04 and K3 30/.04 instruments whereas Protaper Next X2, K3 40/.04, K3 25/.04 and K3XF all group instruments were statistically significant ( $p<0,05$ ).

**Keywords:** Instruments fracture, Flexural fatigue, Ni-Ti rotary instruments



## İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ .....	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	x
TABLolar DİZİNİ .....	xii
1. GİRİŞ .....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	3
2.1 Ni-Ti Alaşımlara Genel Bakış .....	4
2.1.1 Ni-Ti Alaşımların Metalurjileri .....	4
2.1.2 Ni-Ti Kök Kanal Eğelerinin Yapım Süreci.....	11
2.2 Çalışmamızda Kullanılan Ni-Ti Eğeler .....	15
2.2.1 ProTaper Sistemi .....	15
2.2.2 ProTaper Next Sistemi .....	16
2.2.3 K3 Sistemi .....	16
2.2.4 K3XF Sistemi .....	17
2.2.5 WaveOne Sistemi .....	17
2.2.6 Reciproc Sistemi.....	18
3. GEREÇ VE YÖNTEM .....	19
3.1 Model Oluşturulması .....	20
3.2 Kök Kanallarının Şekillendirilmesi.....	21
3.3 Fleksural Yorgunluğun Değerlendirileceği Deney Düzenine Hazırlanması.....	27
3.4 Grupların Test Edilmesi .....	29
3.5 Sonuçların İstatistiksel Yöntemlerle Değerlendirilmesi .....	29
4. BULGULAR.....	30
4.1. Deney ve Kontrol Grubu Bulgularının Değerlendirilmesi .....	39
4.1.1 ProTaper Deney ve Kontrol Grubu Bulguları .....	39
4.1.2 ProTaper Next Deney ve Kontrol Grubu Bulguları .....	42
4.1.3 K3 Deney ve Kontrol Grubu Bulguları .....	44
4.1.4 K3XF Deney ve Kontrol Grubu Bulguları .....	47
4.1.5 WaveOne Deney ve Kontrol Grubu Bulgularının Gruplar Arası Karşılaştırılması ve İstatistiksel Değerlendirmesi .....	50
4.1.6 Reciproc Deney ve Kontrol Grubu Bulgularının Gruplar Arası Karşılaştırılması ve İstatistiksel Değerlendirmesi .....	51
5. TARTIŞMA .....	52
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER .....	68
KAYNAKLAR .....	71
ÖZGEÇMİŞ .....	83

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

Ark.	Arkadaşları
CCW	Saatın Ters Yönü
CW	Saat Yönü
gcm	Grams-force per centimetre
Mak	Maksimum
Min	Minimum
Mm	Milimetre
NaOCl	Sodyum Hipoklorit
NCF	Kırılma Olana Kadar Gerçekleşen Tur Sayısı
Ni-Ti	Nikel Titanyum
Taramalı Elektron Mikroskobu	SEM
TTR	Dönüşüm Sıcaklık Aralığı
Rpm Revolutions per minute	Revolutions per minute
°	Derece
°C	Santigrat Derece
%	Yüzde

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<b>Şekil 2.1</b> Ni-Ti alaşımın ısıya bağlı martensitik dönüşüm ve şekil hafızası etkisinin diyagramı.....	5
<b>Şekil 2.2</b> Ni-Ti alaşım dönüşüm fazı eğrisi .....	6
<b>Şekil 2.3</b> Kuvvet altında paslanmaz çelik ve Ni-Ti alaşımların kristal kafeslerinin karşılaştırılması. Hookian elastiklik değeri paslanmaz çeliğin elastik davranışını (E) gösterirken, martensiteden östeniteye geri dönüşü ve Ni-Ti alaşımın süperelastik davranışını (SE) ikinci kristal kafes göstermektedir ..	7
<b>Şekil 2.4</b> Paslanmaz çelik ve Ni-Ti alaşımların, stres-gerilme eğrisi .....	7
<b>Şekil 2.5</b> Endodontik eğenin komponentleri.....	10
<b>Şekil 2.6</b> a) Eğimli metal tüp test düzeneği. b) Yivli blok ve çubuk takımı test düzeneği. ....	13
<b>Şekil 2.7</b> a) Eğimli yüzeyde rotasyonun yapıldığı test düzeneği. b) Üç adet pin kullanılarak hazırlanan fleksural yorgunluğun test edildiği deney düzene..	14
<b>Şekil 3.1</b> Çalışmamızda kullanılan akrilik modeller.....	20
<b>Şekil 3.2</b> Çalışmamızda kullanılan simülasyon hastalar ve rubber-dam uygulanmış hali.....	21
<b>Şekil 3.3</b> Çalışmamızda kullanılan ProTaper eğe sistemi.....	22
<b>Şekil 3.4</b> Çalışmamızda kullanılan ProTaper Next eğe sistemi .....	23
<b>Şekil 3.5</b> Çalışmamızda kullanılan WaveOne eğesi. ....	24
<b>Şekil 3.6</b> Çalışmamızda kullanılan Reciproc eğesi.....	25
<b>Şekil 3.7</b> Çalışmamızda kullanılan K3 eğe sistemi.....	25
<b>Şekil 3.8</b> Çalışmamızda kullanılan K3XF eğe sistemi.....	26
<b>Şekil 3.9:</b> Fleksural yorgunluğun değerlendirilmesi için kullanılan test düzeneği....	27
<b>Şekil 3.10:</b> Fleksural yorgunluğun değerlendirilmesi için kullanılan test düzeneği (a) ve düzeneğin şematize edilmiş şekli (b) .....	28
<b>Şekil 4.1:</b> ProTaper deney ve kontrol grubu eğelerine ait ortalama NCF değerlerinin karşılaştırılması .....	31
<b>Şekil 4.2:</b> ProTaper Next deney ve kontrol grubu eğelerine ait ortalama NCF değerlerinin karşılaştırılması. ....	33

<b>Şekil 4.3:</b> WaveOne Primary deney ve kontrol grubu eğelerine ait ortalama NCF değerlerinin karşılaştırılması.....	34
<b>Şekil 4.4:</b> Reciproproc deney ve kontrol grubu eğelerine ait ortalama NCF değerlerinin karşılaştırılması .....	36
<b>Şekil 4.5:</b> K3 deney ve kontrol grubu eğelerine ait ortalama NCF değerlerinin karşılaştırılması .....	37
<b>Şekil 4.6:</b> K3XF deney ve kontrol grubu eğelerine ait ortalama NCF değerlerinin karşılaştırılması .....	39



## TABLOLAR DİZİNİ

<b>Tablo 3.1:</b> ProTaper eğe sistemi kullanım şekli.....	23
<b>Tablo 3.2:</b> ProTaper Next eğe sistemi kullanım şekli.. .	24
<b>Tablo 3.3:</b> WaveOne eğesi kullanım şekli. ....	24
<b>Tablo 3.4:</b> Reciproc eğesi kullanım şekli. ....	25
<b>Tablo 3.5:</b> K3 eğe sistemi kullanım şekli.....	26
<b>Tablo 3.6:</b> K3XF eğe sistemi kullanım şekli.....	27
<b>Tablo 4.1:</b> ProTaper deney grubu eğelerine ait NCF değerleri..	30
<b>Tablo 4.2:</b> ProTaper kontrol grubu eğelerine ait NCF değerleri..	31
<b>Tablo 4.3:</b> ProTaper Next deney grubu eğelerine ait NCF değerleri. ....	32
<b>Tablo 4.4:</b> ProTaper Next kontrol grubu eğelerine ait NCF değerleri. ....	32
<b>Tablo 4.5:</b> WaveOne deney grubu eğelerine ait NCF değerleri .....	33
<b>Tablo 4.6:</b> WaveOne kontrol grubu eğelerine ait NCF değerleri .....	34
<b>Tablo 4.7:</b> Reciproc deney grubu eğelerine ait NCF değerleri .....	35
<b>Tablo 4.8:</b> Reciproc kontrol grubu eğelerine ait NCF değerleri .....	35
<b>Tablo 4.9:</b> K3 deney grubu eğelerine ait NCF değerleri. ....	36
<b>Tablo 4.10:</b> K3 kontrol grubu eğelerine ait NCF değerleri. .	37
<b>Tablo 4.11:</b> K3XF deney grubu eğelerine ait NCF değerleri.....	38
<b>Tablo 4.12:</b> K3XF kontrol grubu eğelerine ait NCF değerleri.....	38
<b>Tablo 4.13:</b> ProTaper deney grubu bulguları ve istatistiksel değerlendirmesi .....	39
<b>Tablo 4.14:</b> ProTaper kontrol grubu bulguları ve istatistiksel değerlendirmesi.....	40
<b>Tablo 4.15:</b> ProTaper deney grubu ve kontrol grubu eğelerinin NCF değerlerinin ikili karşılaştırmaları .....	41
<b>Tablo 4.16:</b> ProTaper Next deney grubu bulguları ve istatistiksel değerlendirmesi. ....	42
<b>Tablo 4.17:</b> ProTaper Next kontrol grubu bulguları ve istatistiksel değerlendirmesi.....	42
<b>Tablo 4.18:</b> ProTaper Next deney ve kontrol grubu bulgularının gruplar arası karşılaştırılması ve istatistiksel değerlendirmesi.....	43
<b>Tablo 4.19:</b> K3 deney grubu bulguları ve istatistiksel değerlendirmesi.....	44
<b>Tablo 4.20:</b> K3 kontrol grubu bulguları ve istatistiksel değerlendirmesi. ....	45
<b>Tablo 4.21:</b> K3 deney ve kontrol grubu bulgularının gruplar arası karşılaştırılması ve istatistiksel değerlendirmesi. ....	46

<b>Tablo 4.22:</b> K3XF deney grubu bulguları ve istatistiksel değerlendirmesi.....	47
<b>Tablo 4.23:</b> K3XF kontrol grubu bulguları ve istatistiksel değerlendirmesi.....	48
<b>Tablo 4.24:</b> K3XF deney ve kontrol grubu bulgularının gruplar arası karşılaştırılması ve istatistiksel değerlendirmesi .....	49
<b>Tablo 4.25:</b> WaveOne deney ve kontrol grubu bulgularının gruplar arası karşılaştırılması ve istatistiksel değerlendirmesi.....	50
<b>Tablo 4.26:</b> Reciproc deney ve kontrol grubu bulgularının gruplar arası karşılaştırılması ve istatistiksel değerlendirmesi.....	51



## 1.GİRİŞ

Günümüz diş hekimliğinin en önemli amacı, hastaların doğal dişlerinin eldeki olanaklar dahilinde ağızlarında uzun süre korunabilmesi ve bu sayede estetik, fonksiyon ve fonasyonun devamlılığının sağlanabilmesidir. Bu amaç doğrultusunda endodonti, cerrahi yöntemleriyle birlikte birçok tedavi şekli içine almaktadır.

Endodontik tedavinin başarısı, doğru teşhis, kök kanallarının etkin temizlenmesi, şekillendirilmesi, dezenfeksiyonu ve apikal foramenden koronale kadar hermetik bir biçimde doldurulmasına bağlıdır (1).

Kök kanal tedavilerinde klinik ve radyolojik olarak % 90'ın üzerinde başarı elde edilebilmesine rağmen, endodontik tedavi prensiplerine uyulmadan yapılan tedaviler sonucu başarısızlıklar da ortaya çıkabilmektedir (2). Bu başarısızlıkların büyük bir bölümünü, kök kanal sistemindeki şekillendirme yetersizliği sonucu oluşan hermetik dolumun yapılamaması oluşturmaktadır (3). Bu bilgiler doğrultusunda değişik teknikler ve aletlerle yapılan biyomekanik preparasyonun önemi artmaktadır.

Son yıllarda kök kanal eğeleri ve preparasyon tekniklerindeki gelişmeler ve yeni uygulamalarla kök kanallarının preparasyonunda karşılaşılan komplikasyonlar azaltılmaya veya ortadan kaldırılmaya çalışılmaktadır. Bu amaç doğrultusunda elle kullanılan kanal eğelerine alternatif olarak harici bir güç kaynağı ile kullanılan endodontik angl-druvalar ortaya çıkmış ve konuyla ilgili çalışmalar hız kazanmıştır (4-6).

Bu endodontik angl-druvalar ile kullanılan kanal eğelerinin enine kesitlerinde, kesici spirallerinin açı ve derinliklerinde yapılan modifikasyonlar sonucu değişik tipte kök kanal eğeleri ortaya çıkmıştır. Kanal eğelerinin yapısındaki bu modifikasyonlar eğenin kesme etkinliği, torsiyonel dayanıklılığı ve bükülebilirliği gibi fiziksel ve mekanik özelliklerinde önemli farklılıklara neden olmuştur (7).

İn vitro olarak gerçekleştirdiğimiz bu çalışmanın amacı; rotasyonel hareket ile kullanılan ProTaper, ProTaper Next, K3, K3XF ve resiprokal hareket ile kullanılan WaveOne ve Reciproc olmak üzere altı farklı nikel-titanyum (Ni-Ti) eğenin eğimli kök kanallarında tavsiye edilen protokoller doğrultusunda kullanımlarında



oluşabilecek fleksural yorgunluklarının nasıl bir sonuç doğurabileceği ve kullanımları sonrasında meydana gelen metal yorgunluklarının karşılaştırılmalı olarak incelenmesidir. Üretici firmaların üretmiş oldukları Ni-Ti kök kanal eğeleri üzerindeki değişikliklerin ve rotasyonel/resiprokal hareket şeklinin, kök kanal eğelerinin metal yorgunluğuna karşı dirençleri üzerinde meydana getirdiği farklılıklar incelenmiştir. Böylece Ni-Ti kök kanal eğelerinin preparasyon işleminde etkilenme düzeyleri öğrenilerek, kırılma davranışları hakkında bilgi edinilmesi ve dikkat edilmesi gereken durumların belirlenmesi amaçlanmıştır.



## 2.GENEL BİLGİLER

Endodontik tedavinin en önemli aşamalarından biri olan temizleme ve şekillendirme işlemi; kanal içerisindeki nekrotik ve enfekte pulpa dokusu, bakteriler ve endotoksinleri ile immünolojik faktörler gibi biyolojik faktörleri de içine aldığından biyomekanik preparasyon olarak adlandırılmaktadır (4).

Biyomekanik preparasyonun başarısını etkileyen ve ideal bir kök kanalının hazırlanmasına engel teşkil eden herhangi bir iatrojenik olaya sebep olmadan, kök kanal sisteminin orijinal yapısının korunması esastır (8). Bu sebeple özellikle dar ve eğri kök kanallarının biyomekanik preparasyonundan önce giriş kavitesi, kök kanal anatomisi, kanal kurvatur derecesi ve kanal çapı dikkatlice değerlendirilmelidir. Aksi takdirde kanal aletinin kırılması gibi ciddi komplikasyonlar meydana gelebilmektedir (1, 9, 10).

Bu tür komplikasyonlara engel olmak için seçilecek preparasyon yönteminin ve ege sistemlerinin belirlenmesi son derece önemlidir (11, 12).

Klinik ve radyografik olarak başarılı bir kök kanal tedavisi, büyük ölçüde kök kanal preparasyon metodlarına ve kullanılan egelere bağlıdır. Bu nedenle çeşitli alaşımlardan yapılmış, değişik boyutlara, şekillere ve farklı fiziksel özelliklere sahip çok sayıda kök kanal egesi geliştirilmiştir (13, 14).

Zamanla eğri kök kanallarının şekillendirilmesinde istenmeyen komplikasyonları azaltmak amacıyla, daha esnek kök kanal egelerinin üretilmesi gündeme gelmiştir. Esneklikteki bu artış, geleneksel paslanmaz çelik egelelerin modifiye edilmesiyle veya Ni-Ti gibi yeni alaşımların kanal egelelerinin yapımında kullanılmasıyla elde edilmiştir (15). Ni-Ti egelelerin gelişmesiyle beraber enstrümantasyon standardize edilebilmekte, eğri kanallarda preparasyon işlemi daha kısa sürede tamamlanabilmekte ve bu egelelerin yüksek süperelastisiteyi sayesinde kanal şekillendirme etkinliği artmaktadır (8, 16). Ni-Ti egelelerin paslanmaz çelik egelelere göre tüm bu olumlu özellikleri ve yüksek elastisiteyi rağmen, kanal içerisinde alet kırıkları meydana gelebilmektedir (7, 17).

## 2.1. Ni-Ti Alaşımlara Genel Bakış

Ni-Ti alaşımın şekil hafızası özelliği, 1961 yılında Naval Ordnance Laboratuvarında keşfedilmiş ve bu üstün özelliğinden dolayı F-14 savaş uçaklarının yapımı güvenlik sektörü, robot teknolojisi, tıp ve diş hekimliği gibi birçok alanda kullanılmaya başlanmıştır (18).

### 2.1.1. Ni-Ti Alaşımların Metalurjileri

Malzeme biliminde uygun bir ısıl prosedür ile gerçek şekline veya boyutuna geri dönebilme yeteneğine sahip metalik malzemeler, şekil hafızalı alaşımlar olarak isimlendirilir. Şekil hafızalı alaşımlar ısıl değişimlere duyarlı fonksiyonel malzemelerdir. Temel karakteristik özellikleri, kritik dönüşüm sıcaklığının üzerinde ve altında iki farklı şekil veya kristal yapısına sahip olmalarıdır. Nispeten düşük sıcaklıklarda deforme edilebilen bu malzemeler, daha yüksek sıcaklıklarda deformasyon öncesi şekillerine dönebilmektedirler. Bu malzemeler sadece ısıtma halinde "tek yönlü şekil hafızaya sahip malzemeler" olarak tanımlanırken, yeniden soğutma halinde ise "iki yönlü şekil hafızalı malzemeler" olarak tanımlanmaktadır (19).

Uygulamada şekil hafıza etkisi gösteren çok sayıda alaşımların olduğu bilinmekle birlikte bunlar arasında en çok ilgi görenler Ni-Ti alaşımları ve bakır esaslı alaşımlardır.

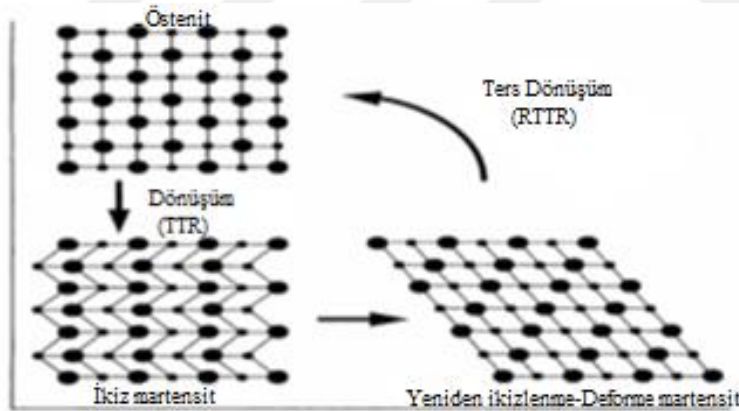
Kök kanallarında kullanılan Ni-Ti alaşımlar ağırlık olarak %56 nikel, %44 titanyum içermektedir ve 55-nitinol olarak adlandırılmaktadır. Bu Nitinol alaşımlarının atomik bağlantılarını değiştirebilme yetenekleri bulunmaktadır. Bu değişim alaşımın kristallografik düzeninde ve mekanik özelliklerinde belirgin ve eşsiz özellikler ortaya çıkarmaktadır. Isı ve stres fonksiyonuna bağlı olarak faz değişiklikleri oluşmakta, bu faz değişiklikleri martensite ve östenite olarak adlandırılmaktadır (20).

#### 2.1.1.1. Isıya Bağlı Martensitik Dönüşüm

Ni-Ti alaşımları 100 °C'ye kadar östenit yani ilk fazdır. Bu faz ebeveyn faz olarak da adlandırılmaktadır. Ni-Ti alaşımın soğutulup, ısının dönüşüm sıcaklık aralığına (TTR) düşürülmesi sonucunda kristal yapısında martensitik değişiklik oluşmaktadır. Bu durum alaşımın elastik modülü, akma dayanımı, elektrik direnci gibi fiziksel

özelliklerinde değişime sebep olmakta ve alaşıma şekil hafızası özelliğini kazandırmaktadır (21).

Alaşımındaki ikizlenme mekanizması sonucu martensitik faza doğru değişim oluşmakta ve sonrasında hekzagonal kafesli formdaki ikiz martensit ortaya çıkmaktadır. Dışarıdan kuvvet uygulanmadıkça gözle şekil farklılığı neredeyse hiç gözlenmemektedir. Martensit şekli tek bir oryantasyona yeniden ikizlenme adı verilen bir mekanizmayla çevrilebilir. Deformasyon sonrası alaşımanın TTR üzerine ısıtılmasıyla, alaşımanın özellikleri orijinal yüksek ısı değerlerine geri dönmektedir (Şekil 2.1). Alaşım yüksek ısı fazı olan östenit yapısını yani ilk yapısını ve oryantasyonunu geri kazanmış olmaktadır. Bu fenomene “şekil hafızası” adı verilmekte ve çok kısa süre içerisinde gerçekleşen, elektronların çekim gücü ile atomların eski konfigürasyonlarına tekrar dönmesi olarak tanımlanmaktadır. Şekil belleği özelliğiyle birlikte Ni-Ti alaşımı eğitmek ve belirli bir sıcaklıkta alaşıma şekil vermek mümkün olmaktadır. Endodontik tedavilerde kullanılan Ni-Ti alaşım eğelere de 125 C° sıcaklığın üzerinde eski şekilleri kazandırılabilir (20, 22, 23).



**Şekil 2.1:** Ni-Ti alaşımının ısıya bağlı martensitik dönüşüm ve şekil hafızası etkisinin diyagramı (20).

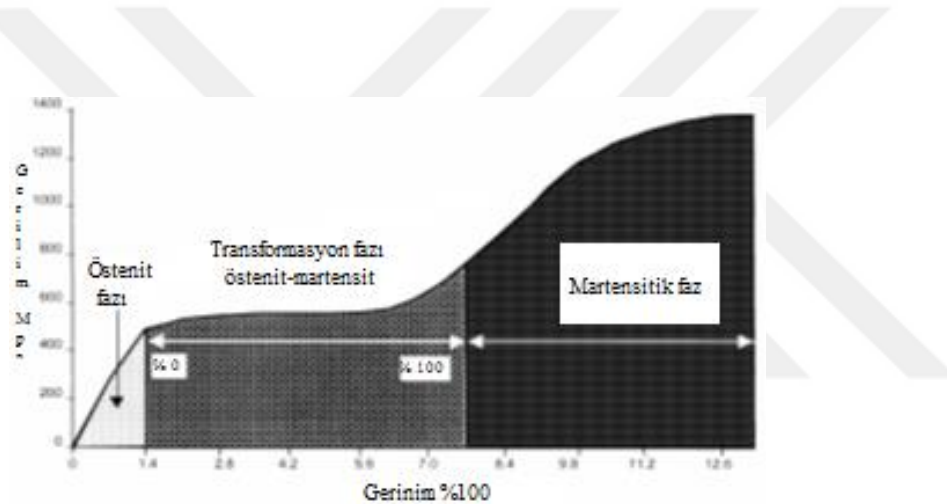
### 2.1.1.2. Strese Bağlı Martensitik Dönüşüm

Kök kanalının şekillendirilmesi sırasında ısı uygulanması haricinde, stres uygulanması sonucunda da östenit fazdan martensitik faza geçiş görülebilir. Birçok metalde belirli bir güçten fazla kuvvet uygulanması sonucunda, kayma meydana gelmekte ve sonuç olarak metalde kalıcı deformasyon oluşmaktadır. Ni-Ti alaşımlarda

ise strese bağımlı olan martensitik dönüşüm gerçekleşmektedir. Kuvvet uygulanmasıyla birlikte ilk fazdan martensitik faza geçiş olmakta, kuvvet ortadan kaldırıldığında ise alaşım östenit yapısına geri dönmektedir. Bu duruma “süper elastik davranış” adı verilmektedir (20).

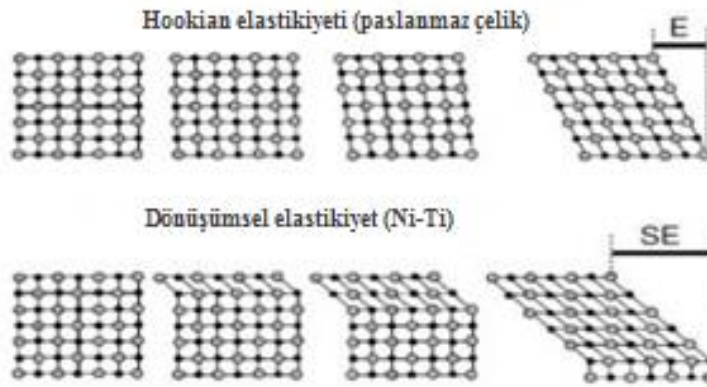
Ni-Ti alaşımlarda strese bağlı martensitik dönüşüm bazı sonuçları ortaya çıkarmaktadır.

Fazlar arası hacimsel bir dönüşüm olmakta ve uyumlanma ilişkisi ortaya çıkmaktadır. Elastik deformasyon sonrasında uygulanan kuvvet sonucu östenik fazdan martensitik faza dönüşüm olmaktadır. Bu sebeple deformasyon miktarı artmasına rağmen gerilimde ciddi bir artış gözlenmemektedir (Şekil 2.2).



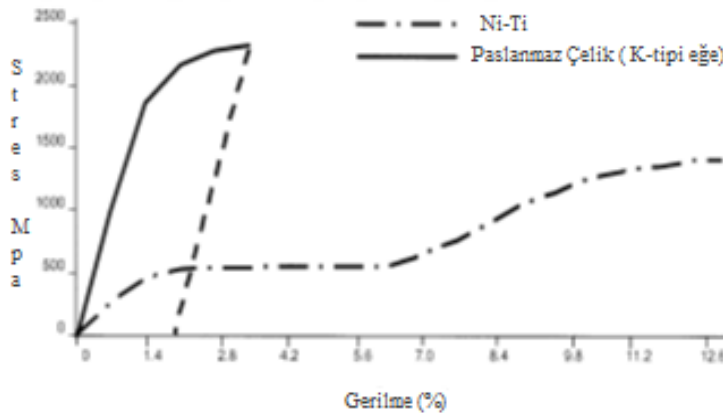
**Şekil 2.2:** Ni-Ti alaşım dönüşüm fazı eğrisi (20).

Östenitten martensite dönüşümünün gerçekleştiği transformasyon fazında, gerilim-gerinim eğrisi yatay seyretmektedir. %100 martensitik fazın olduğu son evrede ise alaşım gerilimin artmasıyla birlikte diğer metaller gibi tepki göstermektedir. Eğer gerilim artışı maksimum kritik değeri aşmaz ise, östenit faza geri dönüşüm meydana gelmektedir. Böylece deformasyon tamamen geri dönebilmektedir (Şekil 2.3) (20). Bu özellik, Ni-Ti alaşımlara paslanmaz çelik eğerlere göre üstün bir özellik olan süper elastiklik özelliğini kazandırmaktadır (24).



**Şekil 2.3:** Kuvvet altında paslanmaz çelik ve Ni-Ti alaşımların kristal kafeslerinin karşılaştırılması. Hookian elastiklik değeri paslanmaz çeliğin elastik davranışını (E) gösterirken, martensiteden östeniteye geri dönüşü ve Ni-Ti alaşımının süperelastik davranışını (SE) ikinci kristal kafes göstermektedir (20).

Ni-Ti alaşımların süperelastisitesi maksimum %8'e kadar olan bükülmelerin tamamen geri dönüşümüne olanak sağlamaktadır. Bu oran, paslanmaz çelik gibi diğer alaşımlarda maksimum %1 değerindedir (Şekil 2.4).



**Şekil 2.4:** Paslanmaz çelik ve Ni-Ti alaşımların, stres-gerilme eğrisi (20).

Ni-Ti alaşımlara benzer şekilde bakır-çinko, bakır- alüminyum, altın-kadmiyum ve nikel- nobium gibi bazı alaşımlar da süperelastik özellik göstermektedirler. Bununla birlikte, Ni-Ti alaşımlar süperelastik özelliklerine ilave olarak, en biyoyumlu ve korozyona karşı en yüksek dayanıklılığı gösteren materyallerdir(20).

Ni-Ti alaşımların tel olarak üretilmesi birçok prosedürü içeren kompleks bir sistemdir. Stokiyometrik bileşimli Ni-Ti alaşımlar eskiden, ark ve indüksiyon erime metotları ile kabul edilebilir ölçütlerde üretilmekteydi. Bu yöntemde kimyasal homojenitenin sağlanabilmesi için birçok yeniden eritme yapılması gerekliliği en önemli problemlerinden birini oluşturmaktaydı. Fakat alaşımın minimum derecede kontamine olmasını sağlayan tek uygulama da bu yöntemdi (25). Günümüzde Ni-Ti alaşımların tel olarak üretilmesi, vakum indüksiyonu kullanılarak grafit potalar içerisinde eritme yöntemini kapsamaktadır. Bu yöntem alaşımın etkili bir biçimde karışmasını ve az miktarda karbon kontaminasyonu ile eriyik oluşmasına olanak sağlamaktadır (26). Oksit kalıntıları Ni-Ti alaşımın içerisinde homojen dağıldıkları için, Ni-Ti alaşımın eşsiz özelliklerini etkilememektedir.

Çift vakum eritme yöntemi; alaşıma saflık, kalite sağlar ve alaşımın mekanik özelliklerini korur. Ham maddeler alaşım vakum indüksiyonu ile eritilmeden önce dikkatli bir biçimde formüle edilmelidir. Eritme işlemleri sonrasında, alaşımın kimyası, homojenliği ve yapısı geliştirilmiş olmaktadır. Daha sonra, iki kez eritilmiş alaşım klceleri sıcak arkasından soğuk işlemlere tabi tutulmaktadır. Sonucunda farklı Şekil ve boyutlardaki Ni-Ti teller ve barlar gibi spesifik malzemeler üretilmektedir (20).

Ni-Ti alaşımların üstün özelliklerinden dolayı kök kanal eğesi olarak da kullanılabileceği Civjan ve ark.(27) tarafından dşnlmş, Walia ve ark.(7) tarafından da tasarlanarak endodonti pratiğinde kullanıma sunulmuştur. Bu araştırmacılar, Ni-Ti alaşımından üretilen K-tipi eğelerin fiziksel özelliklerini incelemişlerdir. Elastiklik modülünün düşük olması sebebiyle Ni-Ti eğelerin geleneksel paslanmaz elik eğelerden 2-3 kat daha esnek olduğunu ve yüksek kırılma direnci gösterdiklerini bildirmiş, bu sebeple eğri kök kanallarında kullanılmasını tavsiye etmişlerdir.

Ni-Ti kök kanal eğelerinin eğri kök kanallarının preparasyonunda kullanımıyla ilgili birçok çalışma yapılmıştır. Bu alışmalarda, Ni-Ti eğelerin paslanmaz elik eğelere göre daha az kanal transportasyonuna sebep oldukları, preparasyon süresini kısalttıkları, orijinal kanal Őeklini koruyarak daha az perforasyon riski oluşturdukları bildirilmiştir (28-30).

Ni-Ti eğelerin günümüze kadar geliştirilmiş beş farklı nesli bulunmaktadır. Birinci nesil eğelerin ticari örneklerini; ProFile, LightSpeed, Quantec ve Grater Taper gibi eğeler oluşturmaktadır. Tüm birinci nesil eğelerin, çalışan kısımlarının uzunluğu boyunca sabit taperları ve pasif kesim yapan radyal alanları bulunmaktadır. Nötr veya hafif negatif rake açısına sahiptirler. Bu eğelerle preparasyon işleminin tamamlanması için belirli bir sayıda eğeye ihtiyaç duyulmaktadır.

İkinci nesil eğelerin ticari örneklerini; ProTaper Universal, K3, EndoSequance ve BioRace gibi eğeler oluşturmaktadır. İkinci nesil eğelerin, birinci nesil eğelerden farklılıkları, radyal alanları olmadan aktif kesim yapan kenarlarının olması ve bir kanalı tamamen hazırlamak için daha az eğeeye ihtiyaç duymalarıdır. Birçok ikinci nesil Ni-Ti eğe daha iyi kesme etkinliği sağlayan pozitif rake açısıyla tasarlanmıştır. Eğenin kesici bıçağı ile uzun eksenindeki aı birinci nesil eğelerin açısından daha düşüktür. Bu zellik, kullanım esnasında vidalama etkisini büyük oranda azaltmaktadır (31).

nc nesil eğelerin ticari örneklerini; HyFlex CM, K3XF, ProFile GT X serisi, ProFile Vortex ve Vortex Blue, TYPHOON Infinite Flex ve Twisted File gibi eğeler oluşturmaktadır. Ni-Ti metalurjisindeki ilerlemeler üçüncü nesil eğelerin mekanik niteliklerinin gelişmesini sağlamıştır. Isıtma işlemi (termal işleme) Ni-Ti alaşımların geçiş sıcaklıklarını ayarlayan ve Ni-Ti eğelerin yorulma dirençlerini etkileyen temel yaklaşımlardan biri olarak sunulmuştur. Ni-Ti alaşımların mikro yapılarını iyileştirmek için yeni termomekanik işleme ve üretim teknolojileri geliştirilmiştir (32). Bir ısıl işlem olan M-wire teknolojisi de, eğelerin fleksibilite ve fleksural yorgunluk direncini arttırmaktadır (33, 34).

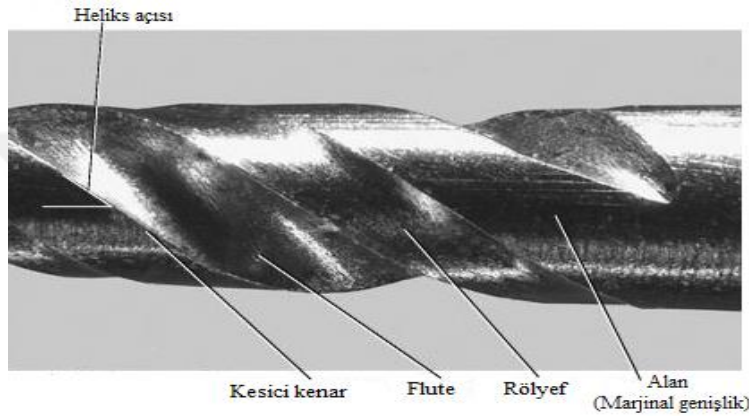
Dördüncü nesil eğelerin ticari örneklerini; WaveOne, Reciproc, M4, Endo-Eze AET ve Endo-Express gibi eğeler oluşturmaktadır. M-wire teknolojisinin gelişmesi ve resiprokasyon teknolojisindeki ilerlemeler kanalların şekillendirilmesi için kullanılan eğelerde dördüncü bir neslin yolunu açmıştır (31). Resiprokasyon hareketi ile kullanılan WaveOne ve Reciproc sistemleri, tek eğe ile şekillendirme tekniklerini başlatmışlardır.

Beşinci nesil eğeler; ağırlık merkezi veya rotasyon merkezi dengeli şekilde tasarlanmış eğelerden oluşmaktadır. Eğe rotasyon hareketi esnasında, dengeli bir tasarımı olan aktif uzunluğu boyunca dolanan mekanik bir hareket dalgası



oluşturmaktadır. Herhangi bir ProTaper eğesinin artan taperlı tasarımı gibi, bu dengeli tasarım eğe ile dentin yüzeyi arasındaki bağlanmayı daha da azaltmayı amaçlamaktadır. Bu teknolojinin varyasyonlarını sunan eğe sistemlerinin ticari örnekleri Revo-S, OneShape ve ProTaper Next gibi eğeler oluşturmaktadır (35).

Eğelerin en iyi şekilde kullanılabilmesi için klinisyenin, eğelerin bölümlerini ve dizaynlarındaki varyasyonların enstrümantasyonu nasıl etkilediğini bilmesi gerekmektedir (Şekil 2.5).



**Şekil 2.5:** Endodontik eğenin komponentleri (24).

Flute, yani yivler, çalışan yüzey üzerinde bulunan oluklar olup kanal duvarından ayrılan yumuşak doku ve dentin kırıntılarını toplamaktadır. Bu yivlerin etkinliği derinliğine, genişliğine, konfigürasyonuna ve yüzey bitimine bağlı olarak değişmektedir. Rotasyon sırasında oluştuğu takip eden en geniş çaplı yüzey (yiv ve alanın kesiştiği yer) öndeki kesici kenarı veya eğenin bıçak yüzeyini oluşturur. Kesici kısım kanal duvarından dentin talaşlarını toplar ve yumuşak dokuyu da keserek uzaklaştırır. Kesici kısmın etkinliği kanal duvarıyla yaptığı açığa ve keskinliğine bağlı olarak değişmektedir. Radyal alan, yivler arasında bulunan, mümkün olduğunca kesici kenardan uzak bir yüzeydir (18). Kesici olmayan uç ile birlikte radyal alan kombinasyonu, eğeyi kök kanalının merkezinde tutar. Böylece eğenin kanal duvarına saplanmasını ve egede oluşabilecek mikro çatlakları engeller. Kesici kısmı destekler, kesimin derinliğini sınırlar. Eğeler, tam radyal alanlara sahip olabildikleri gibi, radyal alanlar eğenin içine gömülü olarak da bulunabilir (18, 24). Sürtünme kuvvetini azaltmak için radyal alanların yüzeyinde rahatlatıcı alanlar (rölyef) bulunur.

Kesici köşenin eğenin uzun aksı ile oluşturduğu açıya helikal açı denir. Helikal açının değişken olmasıyla debris daha etkin uzaklaştırılır ve eğenin kanal içine vidalanma olasılığı azalır(18) . Herhangi bir eğenin, uzun eksenine dik olarak kesit alındığında, öndeki kenar ve ege yarıçapı ile oluşan rake açısını oluşturmaktadır. Öndeki kenar ve yüzey ile oluşan açı (teğeti) geniş ise rake açısı pozitif veya kesici, eğer bu açı dar ise rake açısı negatif olmakta ve kazıma yapmaktadır. Eğelerin uç dizaynları da kesici ve kesici olmayan uç tasarımı olacak şekilde farklılık göstermektedir (38). Kesici uca sahip eğeler dar ve kalsifiye kanallarda daha rahat ilerleseler de, agresif olduklarından perforasyon oluşturabilmektedirler (36).

### 2.1.2. Ni-Ti Kök Kanal Eğelerinin Yapım Süreci

Paslanmaz çelik eğeler bükülerek şekillendirilirken, çoğu Ni-Ti ege mekanik olarak şekillendirilmektedir. Bu sebeple Ni-Ti eğelerin üretimi, paslanmaz çelik eğelere göre daha komplekstir (37).

Ni-Ti tel makinede kök kanal egesine dönüştürülmeden önce birçok aşamadan geçirilmektedir. Döküm metal, pres içerisinde silindirik forma sokulduktan sonra çekme tel oluşturulur. Daha sonra tel basınç altında yuvarlatıcılara maruz bırakılır. Yuvarlatılmış tele konik form kazandırmak, tavlama, metal çapaklarını temizlemek gibi prosedürler arka arkaya tekrarlanır. Bu aşamadan sonra, gerçek profilin ve kesit şeklinin çizimi yapılır, temizleme ve tesviye işlemlerine devam edilir. En son CNC makinasında eğenin şekli, taperı ve sap kısmındaki uzunluk çizgileri oluşturulur.

Ni-Ti eğelerin üretilme işlemlerine bağlı olarak, ege yüzeylerinde düzensiz yüzey çatlakları, işleme (çekme) izleri ve metal çapakları gibi defektler oluşabilmekte, bu defektler sonucunda da alet kırılmaları gözlenebilmektedir.

Metalurjik olarak metallerin kırılması, gevrek ve sünek olarak sınıflandırılmaktadır (38).

Sünek tip kırılmada metalin kırılmadan önce plastik deformasyona maruz kalması söz konusudur. Gevrek tip kırılmada ise, plastik deformasyon azdır veya hiç olmamaktadır. Gevrek kırıkta metal yüzeyinde tipik olarak kırık başlar ve stres bu çatlakta yoğunlaşır. Stresin çatlakta yoğunlaşması nedeniyle çatlak büyüyerek metalin zayıflamasına ve kırılmaya neden olmaktadır. Taramalı elektron mikroskopunda (SEM) incelendiği zaman gevrek kırıkta çıkıntılar vardır, bunlar alaşım içerisinde farklı düzlemler boyunca ve genellikle orijin merkezinden ışınal şekilde yayılarak

zikzaklı model oluştururlar. Sünek tip kırıkta ise, metal içinde mikoboşluklar oluşmaktadır. Bu boşluklar birleşerek daha büyük boşluklara sebep olmakta, metalin güçsüzleşmesiyle birlikte kırık meydana gelmektedir. Ni-Ti eğerde hem sünek hem de gevrek kırık tipleri görülebilmektedir (39).

Klinik kullanım sırasında oluşan eğe kırıkları, fleksural yorgunluk ve torsiyonel kuvvetler sonucu iki mekanizma ile oluşabilmektedir (40).

Torsiyonel kırık, apikale basınç direkt olarak geldiği ve eğin uç kısmı kanal içinde sıkıştığı zaman oluşmaktadır (41). Angl-druvalar ile tork uygulanmasıyla birlikte, elastik limit aşılmakta ve eğe kırılması kaçınılmaz olmaktadır (42, 43). Torsiyonel kırıklardan önce genellikle eğe üzerinde plastik deformasyonun spesifik izleri gözlenebilmektedir (41).

Fleksural yorgunluk sonucu ortaya çıkan eğe kırıkları metal yorgunluğu sebebiyle gerçekleşmekte, metal yorgunluğu kırılmaları ise üç aşama sonucunda oluşabilmektedir (44).

I. aşama, üretim sırasında (işleme sırasında, CNC tezgâhında, işleme sonrası paketleme işlemleri sırasında) eğe yüzeyinde oluşan ve çatlak inisiyasyonu olarak adlandırılan yüzey düzensizlikleri sonucu oluşabilir.

II. aşamada inisiyasyon noktası materyalin uygulanan fazla strese karşı koyamaması nedeniyle nokta halinden yüzey haline döner.

III. aşamada belirli bir açı ile bükülen eğin her rotasyonunda, eğe üzerinde fleksural stres oluşur, birikir ve bir süre sonra eğe kırılabilir.

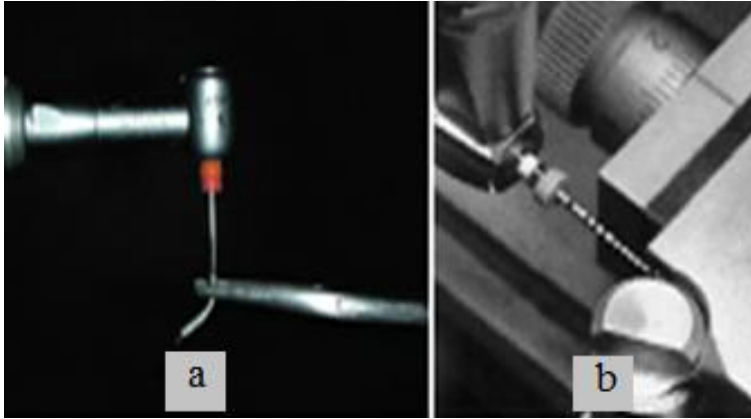
Fleksural yorgunluğa bağlı kırıklarda eğe kanalda sıkışmamakta, eğim bölgesinde serbestçe rotasyon yapmaktadır. Gerilme/sıkışma döngüsü sonucunda, maksimum gerilme noktasında kırık meydana gelmektedir. Rotasyon sırasında, eğe şaftının eğimin dış tarafındaki yarısında gerilme ve eğimin iç tarafındaki yarısında ise sıkışma kuvvetleri oluşmaktadır. Eğim bölgesinde oluşan ve tekrarlayan gerilme/sıkışma döngüsü, eğe kırıklarında önemli bir risk faktörü oluşturmaktadır (44, 45).

Fleksural yorgunluğun, eğe kırıkları üzerindeki önemli etkisi göz önünde bulundurularak, eğerin fleksural yorgunluk dirençlerini karşılaştırmak için birçok çalışma yapılmıştır (17, 39, 41, 46, 47).

Yapılan çalışmalarda fleksural yorgunluğu değerlendirmek amacıyla farklı test düzenekleri kullanılmıştır, fakat henüz kabul edilebilir standart bir test cihazı veya yöntemi bulunmamaktadır. Eğimin Ni-Ti eğeler üzerine etkisini değerlendirmek amacıyla;

- 1) Eğimli metal tüp (ya da bir hipodermik iğne)
- 2) Yivli blok ve çubuk takımı
- 3) Eğimli düzleme karşı rotasyon
- 4) Dönen eğenin üç noktalı eğimi olmak üzere 4 yöntem açıklanmıştır (48).

Fleksural metal yorgunluğunu değerlendirmek amacıyla Dederich ve Zakariasen (49), 1 mm çapında ince bir boruyu ısıtarak eğim vermiş ve orta şiddette eğime sahip suni bir kanal oluşturmuşlardır (Şekil 2.6). Benzer şekilde düzeneği Pruett ve ark.(44) geliştirerek kullanmışlardır. Test düzeneğinde kurvatür yarıçapını standardize etmişler, böylece Lightspeed eğelerini aynı kurvatür yarıçapına sahip metal tüplerde test edebilmişlerdir.

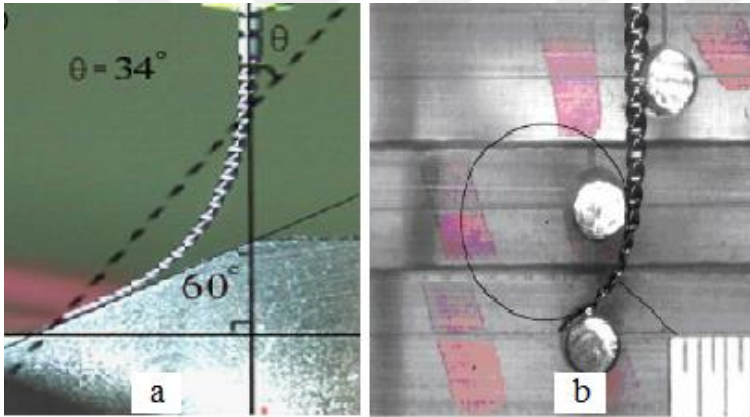


**Şekil 2.6:** a) Eğimli metal tüp test düzeneği (50). b) Yivli blok ve çubuk takımı test düzeneği (17).

Yivli blok ve çubuk takımı test düzeneği Haikel ve ark.(13) tarafından kullanılmıştır. Bu sistem, tavlanmış metal bloğun içindeki V şekilli yapay kanaldan oluşmaktadır. Kök kanal eğesi yapay kanalın içinde sınırlı kalmakta fakat serbestçe rotasyon yapabilmektedir. Gambarani (17) de ProFile eğelerinin uzun süreli klinik kullanımı sonucu oluşan fleksural yorgunluğunu test ettiği çalışmada bu test düzeneğini kullanmıştır (Şekil 2.6).

Li ve ark. (51) fleksural yorgunluğu değerlendirmek için yaptıkları çalışmada, ProFile eğelerini farklı hızlarda ve farklı “vertical pecking movement” (vertikal gagalama hareketi) mesafelerinde kullanarak, eğimli yüzeylerde rotasyon yaptırmışlardır. Bu düzenekte vertikal gagalama hareketi düzeneğe dahil edilebilmiştir. Test yapılmadan önce metal yüzey yağ kullanılarak kayganlaştırılmıştır (Şekil 2.7).

3 adet pin kullanılarak hazırlanan düzeneğin endodonti alanında kullanılması oldukça yenidir. Cheung ve Darvell’in (52) kullandığı bu yöntemde, Ni-Ti eğelere çapları 2mm olan, oldukça yüksek sertlikteki üç adet paslanmaz çelik pin arasında eğim verilerek fleksural yorgunluk testi uygulanmıştır. En alttaki pinin üzerine V şekilli oluk açılarak eğenin rotasyon sırasında eğim bölgesinden ayrılması engellenmiştir (Şekil 2.7).



**Şekil 2.7:** a) Eğimli yüzeyde rotasyonun yapıldığı test düzeneği (51). b) Üç adet pin kullanılarak hazırlanan fleksural yorgunluğun test edildiği deney düzeneği (52) .

Bazı çalışmalarda ise konkav şekilli tavlanmış çelik blok üzerine oluk açılmış ve bu çelik blok, konveks şekilli tavlanmış çelik bir silindir ile birlikte tutulup sabitlenmiştir. Test edilecek eğeye bu iki bloğun arasında istenilen eğim verilmiştir (17, 45, 53, 54).

Ni-Ti eğelerde kırılma; metal yorgunluğu, gerilme, sıkışma veya makaslama kuvvetleri sonucunda meydana geldiği gibi, korozyon, termal genişleme ve büzülme, eğenin dönüş hızı, kök eğiminin çapı ve derecesi, ege tasarımı, enstrümantasyon

tekniki, çalışılan tork değeri ve klinisyenin becerisi gibi predispozan faktörler sonucunda da meydana gelebilmektedir (17, 44, 55).

Kullanılan endodontik mikromotorların hızlarının eğeler üzerinde etkilerinin incelendiği birçok çalışma yapılmıştır (44, 56-58). Martin ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, kullanılan endodontik mikromotorun hızının, ege kırıkları üzerinde anlamlı bir etkisi olduğunu belirtirken, Zelada ve ark. (59), yaptıkları çalışmada kullanılan endodontik mikromotorun hızının ege kırığı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi olmadığını bildirmişlerdir (59, 60). Aynı şekilde Kitchens ve ark.'nın (58) yaptığı çalışmadan elde edilen sonuçlar da, kullanılan endodontik mikromotorun hızının ege kırılması üzerinde anlamlı etkisinin olmadığı yönündedir.

Kullanılan eğeler kanal duvarları ile sürekli temas halinde olduklarından zamanla aşınabilmekte ve esnedikleri zaman eğelerde yüzey çatlaklarıyla birlikte kırılmalar oluşabilmektedir. Eğelerin klinikte uzun süreli kullanımları sonucunda ise döngüsel yorgunluk direnci azalmaktadır (44, 61-63). Yared ve ark. (64) yaptıkları çalışmada, beş kullanımdan sonra K<sup>3</sup> eğelerinin torsiyonel kırılmalara karşı direncinin azaldığını bildirmişlerdir. Bu sebeplerden dolayı egenin kullanım sayısı önemli olmakla birlikte, kırılma üzerinde klinisyenin eğeye uyguladığı karakteristik güç de göz önünde bulundurulmalıdır (59).

Kullanılacak egenin çapı ve açısı da kırılma üzerinde etkili faktörlerdendir (8, 59). Geniş çaplı eğeler internal stres birikimine bağlı olarak, küçük çaplı olanlara göre fleksural yorgunluğa karşı daha dayanıksız bulunmuşlardır. Bununla birlikte ege çapının artması torsiyonel kuvvetlere karşı egenin dayanıklılığını arttırabilmektedir (45, 53, 64).

## **2.2. Çalışmamızda Kullanılan Ni-Ti Eğeler**

### **2.2.1. ProTaper Sistemi**

ProTaper eğeleri crown-down tekniğiyle kullanılan, üç şekillendirici; Sx, S1, S2 ve üç bitirme; F1, F2, F3 olmak üzere altı egeden oluşmaktadır. Egenin çapraz kesiti, radyal alanı olmayan ve keskin kesici kenarları bulunan modifiye edilmiş bir K-tip ege özelliği göstermektedir. Bu özellik küçük eğeler için sağlam kor ve yeterli fleksibilite sağlamaktadır. Konveks kesite, kesici olmayan değişen helikal açığa ve kesici olmayan modifiye rehber uçlara sahiptirler (4, 24). Farklılık oluşturan dizayn özelliği,

eğenin uzun aksı boyunca değişen taperlarının gözlenmesidir. Şekillendirici üç eğe koronale gittikçe artan tapera sahiptir. Bu özellik klinik olarak esnekliği artırmakta, bu sayede eğri kök kanallarında yapılması gereken rekaptülasyon sayısını azalmaktadır (65).

Şekillendirici eğeler, kontrollü bir kesme işlemine olanak sağlayan kesici bölümlerinin tüm uzunluğu boyunca artan taper yapısına sahipken, bitirme eğeleri apikal üç mm' de sabit taperlıdırlar (4).

### **2.2.2. ProTaper Next Sistemi**

ProTaper Next eğeleri nispeten yeni geliştirilmiş bir sistemdir. Eğeler asimetrik dikdörtgen kesite, değişken gerileyen tapera ve kesitine bağlı olarak gerçekleşen özel asimetrik yılan benzeri (snake-like swaggering movement) dönme hareketine sahiptirler. Bu özellik ile debris rahatlıkla koronale doğru taşınmakta, eğe ve kanal duvarları arasında temas noktaları azalmakta ve yapılan çalışmalarda belirttiği üzere daha az metal yorgunluğu oluşmaktadır (66-69).

ProTaper Next eğeleri, eğelerin fleksibilite ve fleksural yorgunluk direncini arttıran bir ısıl işlem uygulaması olan, M-wire teknolojisi ile üretilmiştir (33, 34).

Sistem beş egeden oluşmaktadır fakat birçok kanal çoğunlukla ilk iki eğe kullanılarak prepare edilebilmektedir. İlk eğe olan X1 0,17 mm çap ve .04 tapera sahiptir. X2 0,25 çap ve .06 taper, X3 0,30 mm çap ve .07 taper, X4 0,40 mm çap ve .06 taper ve son eğe olan X5 0,50 mm çap ve .06 tapera sahiptir.

### **2.2.3. K3 Sistemi**

K3 egesinde kesme etkinliğini belirleyen rake açısı nötre yakın pozitifdir. 3 adet asimetrik yerleştirilmiş radyal alana ve 3 adet radyal alanın ikisinin arasında bulunan rahatlatıcı bölgeye sahiptirler. Eşit olmayan alan genişliği, oluk genişliği ve derinliğine sahiptirler (70).

K3 eğeleri güvenli sonlanan uç tasarımına sahiptirler. Kesici olmayan uç tasarımı eğenin kanal içerisinde rahat ilerlemesini sağlarken, basamak, zip ve perforasyon meydana gelmesini de önlemektedir. K3 egesinin, gövde uzunluğu değişmemekle birlikte, diğer eğelere göre 4 mm kısa olarak üretilmiştir ve bu özellik posterior bölgede çalışma kolaylığı sağlamaktadır (4).

Dentin talaşları, K3 eğesinin kesme işlemi sonrası rahat bir biçimde kök kanalının içerisinden kanal ağzına doğru ulaştırılmaktadır. Bu özellikte, eğenin farklı helikal yiv açısına sahip olması önemli rol oynamaktadır. Eğelerin artırılmış radyal alanı rotasyon sırasındaki periferal dayanıklılığı, üçüncü radyal alan da eğenin kanal içerisinde kırılmaya karşı dayanıklılığını arttırmaktadır (65, 70).

K3 eğeleri .02, .04 ve .06 taperlı olarak üretilmiştir. .02 taperlı eğeler 15'ten 45 numaraya değişen uç boyutlarında ve 21 mm, 25 mm, 30 mm uzunluklarında, .04 ve .06 taperlı K3 eğeleri 15'ten 60 numaraya değişen uç boyutlarında ve 21 mm, 25 mm, 30 mm uzunluk seçenekleriyle üretilmiştir. .08, .10, .12 taperlı kanal şekillendirici orifice opener ve deep body shaper eğeleri de bulunmaktadır.

#### **2.2.4. K3XF Sistemi**

K3XF eğeleri K3 eğeleri ile şekil olarak aynıdırlar, fakat K3XF eğesi, K3 eğesinden farklı olarak R-faz teknolojisiyle üretilmiştir (71). K3XF eğesi de K3 eğesi gibi üç radyal alana ve değişken alan, oluk genişliğine sahiptir.

K3XF eğesi, K3 eğesinin güvenli ve kendine özgü geometrik yapısal özelliklerinin yanısıra, özel R-Faz teknolojisi sayesinde üstün bir esneklik ve kırılma dayanımı sunmaktadır (72, 73). K3 eğesi ile aynı apikal çap ve tapera sahip eğe seçenekleri bulunmaktadır.

#### **2.2.5. WaveOne Sistemi**

Çapraz kesitleri modifiye konveks üçgen şeklinde üretilen WaveOne eğeleri, tek eğe ile kök kanallarının şekillendirilmesine olanak sağlamaktadır. Eğeler programlanmış bir endodontik motor vasıtasıyla, dengeli kuvvet tekniğine benzeyen resiprokal hareket yaparak çalışırlar. Resiprokal harekette, saatin ters yönündeki (CCW) hareketin açısı, saat yönündeki (CW) hareketin açısından büyüktür. Eğe 120° CCW, 60° CW hareketleri ile rotasyon yapmaktadır (74). Eğe, CCW daki hareketinde kesme işlemi yaparken, CW daki hareketinde ise serbestleşmektedir. Üç ileri-geri hareketle tam tur tamamlanmaktadır. Bu ileri-geri hareketin devamlı rotasyona göre, eğenin ömrünü uzattığı yapılan çalışmalarla bildirilmiştir (75-77). WaveOne eğesi, fleksural yorgunluğa karşı dayanıklılığı arttıran M-wire teknolojisi ile üretilmiştir (78).



WaveOne eğelerininin small, primary ve large olmak üzere üç farklı boyutu bulunmaktadır. WaveOne Small .06 taper ve 0,21 mm apikal çapa, WaveOne Primary .08 taper ve 0,25 mm apikal çapa, WaveOne Large .08 taper ve 0,40 mm apikal çapa sahiptir.

### **2.2.6. Reciproc Sistemi**

Reciproc eğeleri de WaveOne eğeleri gibi M-wire teknolojisiyle üretilmiş ve M-wire teknolojisinin avantajlarına sahiptirler. Eğeler, S-şekilli enine kesite, kesici olmayan uç yapısına ve keskin 2 adet kesici kenara sahiptirler(79).

Eğeler resiprokasyon hareketiyle kullanılmak üzere dizayn edilmiştir ve kendilerine özgü dizayn özellikleriyle diğer eğelerden ayırt edilebilirler. Eğelerin spiralleri terstir ve bu özellik, eğelere CCW hareketinde kesme özelliği sağlamaktadır. Eğe CCW dönüşünü 150° olmak üzere daha geniş açıyla yaparken, CW açısını 30° olmak üzere daha dar açı ile yapmaktadır(80). CCW dönme açısı, eğenin elastik limitinden daha küçük olacak şekilde üretilmiştir. Eğe CCW hareketinde kanalda ilerler ve dentini kesmek için dentine saplanır. CW hareketinde ise tekrar serbest kalır. Sonuç olarak, farklı dönme açısı değerlerine bağlı olarak, eğe kanal içerisinde ilerler. İlerlemesi otomatik olarak gerçekleştiğinden eğeye çok hafif apikal basınç uygulanması yeterlidir.

Reciproc eğelerininin, R25, R40 ve R50 olmak üzere üç farklı boyutu bulunmaktadır. R25 eğeleri, apikal uçtan itibaren ilk 3 mm .08 sabit, 3 mm den sonra azalan tapera ve 0,25 mm apikal uç boyutuna, R40 eğeleri apikal uçtan itibaren ilk 3 mm .06 sabit, 3 mm den sonra azalan tapera ve 0,40 mm apikal uç çapına, R50 eğeleri ise apikal uçtan itibaren ilk 3 mm .05 sabit, 3 mm den sonra azalan tapera ve 0,50 mm apikal uç çapına sahiptir.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Cumhuriyet Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı'ndan 11.11.2014 tarih ve 2014-11/05 sayılı etik kurul onayı alındıktan sonra çalışmaya başlanmıştır. Çalışma, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti A.D. kliniğinde gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızın birinci aşaması Ni-Ti eğelerin klinik koşulları simüle eden yapay modellerde kullanılmasını, ikinci aşaması simüle modellerde kullanılan ve hiç kullanılmamış eğelerin test düzeneğinde kırılmaya tabi tutulmasını ve kırılmaya kadar geçen sürelerinin hesaplanmasını içermektedir.

Ni-Ti kök kanal eğelerinin kırılma riskine karşı, kök kanalı şekillendirme işlemi simülasyon hastalar üzerinde gerçekleştirilmiştir. Bu amaçla her bir modelin sağ ve sol alt premolar ve alt molar diş içerdiği, 30 adet simülasyon hasta alt çene modeli (fantom modeller) oluşturulmuştur. Model oluşturma işlemi için, çalışmaya dahil edilecek dişlerin seçiminde aşağıdaki kriterler dikkate alınmıştır.

- Dişlerin alt premolar ve alt molar dişlerden olmasına,
- Apeksi kapanmış, kök gelişimini tamamlamış dişler olmasına,
- Alt premolar dişin tek kök ve tek kanallı, alt molar dişin iki köklü ve üç kanallı (mesial kök iki kanallı, distal kök tek kanallı) olmasına,
- Kanal açısının Schneider'in sınıflandırmasına (81) göre eğri kök kanalları kriterlerine uymasına (30°-60° arasında),
- İnternal ve eksternal rezorpsiyon göstermemesine,
- Daha önceden kök kanal tedavisi yapılmamış olmasına,
- 10 veya 15 numaralı K tipi kanal eğesinin herhangi bir dirençle karşılaşmadan foramen apikaleye ulaşabilmesine,
- Kök yüzeylerinde kırık, çürük veya abrazyon kaviteilerinin olmamasına dikkat edilmiştir.

Bu radyografik ve klinik kriterlere uymayan dişler çalışma dışı bırakılmıştır. Dişler deneyin yapılacağı zamana kadar %100 nemli ortamda 37 °C'de saklanmıştır.

Her model için bir adet sağ, bir adet sol alt premolar ve bir adet sağ, bir adet sol alt molar diş rastgele dağıtılarak model oluşturma işlemi gerçekleştirilmiştir.

### 3.1. Model Oluşturulması

Simülasyon hastalara ait alt çene modeli üzerine (UK VZ-Kavo Dental GmbH, Biberach, İsviçre) plastik dişler yerleştirildikten sonra silikon esaslı ölçü maddesi (Zetaplus; Zhermack, Rovigo, İtalya) ile alt çene modeli ölçüsü alınmış ve ölçü maddesi sertleştikten sonra model ölçüden çıkarılmıştır. Elde ettiğimiz yeni alt çene modelini fantom kafalara monte edeceğimiz için, orijinal modelin alt kısmında bulunan oluk ve vida yerleri sert karton üzerine bastırılarak bir şablon elde edilmiştir.

Alt premolar ve alt molar dişlerin kök uçları; hem kök içerisine akrilik madde kaçmaması, hem de apikal açıklığın tıkanmaması için yumuşak dental mum (Cavex, Haarlem, Hollanda) ile kapatılmıştır. Sonrasında, hazırlanan dişler silikon esaslı ölçü maddesi içerisine alt premolar ve alt molar dişlerin yerlerine yerleştirilmiştir. Ölçü maddesi içerisinde geri kalan kısım tamamen otopolimerizan metil metakrilat (Meliodent, Bayer Dental, Newbury, İngiltere) ile doldurulmuş, porözite oluşmaması için bu aşamada vibrasyon uygulanmış ve polimerizasyon süreci beklenmiştir. Polimerizasyon tamamlanmadan önce, elde edeceğimiz modelin alt kısmına, daha önce orijinal modelden elde edilen karton şablon aracılığı ile simülasyon hastada bulunan vida mekanizması ile uyumlu, metal somun yerleştirilmiştir. Polimerizasyon tamamlandıktan sonra, model ölçüden uzaklaştırılmış, rehber karton yardımıyla vidalama olukları açılmıştır. Elde edilen modellerin tesviyesi ve polisajı yapılmıştır. Tüm modeller bu yöntem ile hazırlanmıştır (Şekil 3.1).



**Şekil 3.1:** Çalışmamızda kullanılan akrilik modeller.

### 3.2. Kök Kanallarının Şekillendirilmesi

Hazırlanan akrilik modeller simülasyon hastalara yerleştirilerek endodontik giriş kaviteleri açılmıştır. 10 numaralı K tipi eğe ile (Dentsply Tulsa, Oklahoma City, ABD) dijital radyografileri alınmış (Trophy Trex, CCX Digital, Marne-La-Vallée, Fransa) ve her dişin çalışma boyu belirlenerek kayıt edilmiştir. Tüm modeller üzerindeki dişlerin kök kanallarının mekanik preparasyonuna başlamadan önce, modellere rubber-dam (OptiDam Kerr, Bioggio, İsviçre) uygulanmıştır (Şekil:3.2).



**Şekil 3.2:** Çalışmamızda kullanılan simülasyon hastalar ve rubber-dam uygulanmış hali.

Tüm gruplardaki eğeler mekanik preparasyon işlemine başlamadan önce defekt veya deformasyon açısından dental operasyon mikroskobu ile incelenmiştir. Mekanik preparasyon işlemi için VDW Silver tork kontrollü elektrikli motor (VDW Silver Reciproc, Münih, Almanya) kullanılmıştır. Eğe grupları şu şekilde belirlenmiştir.

Deney grubu;

Grup 1: ProTaper eğesi (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) (60 adet)

Grup 2: ProTaper Next eğesi (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) (20 adet)

Grup 3: WaveOne eğesi (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) (10 adet)

Grup 4: Reciproc eğesi (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) (10 adet)

Grup 5: K3 eğesi (SybronEndo, Orange, Kaliforniya) (60 adet)

Grup 6: K3XF eğesi (SybronEndo, Orange, Kaliforniya)(60 adet) kitinden oluşmuştur.

Kontrol grubu;

Grup 7: ProTaper eğesi (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) (60 adet)

Grup 8: ProTaper Next eğesi (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) (20 adet)

Grup 9: WaveOne eğesi (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) (10 adet)

Grup 10: Reciproc eğesi (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) (10 adet)

Grup 11: K3 eğesi (SybronEndo, Orange, Kaliforniya) (60 adet)

Grup 12: K3XF eğesi (SybronEndo, Orange, Kaliforniya) (60 adet) kitinden oluşmuştur.

Grup 1 ProTaper eğesi (Şekil 3.3): İlk olarak S1 ve SX eğeleri ile kök kanalına giriş sağlandıktan sonra, sırasıyla S1, S2, F1, F2, F3 eğeleri tablo 3.1’de gösterilen tork ve hızlarda kullanılarak mekanik preparasyon tamamlanmıştır. Eğe değişimlerinde 2 ml %5,25’lik Sodyum Hipoklorit (NaOCl) (Spot Dental, İzmir, Türkiye) ile irrigasyon yapılmıştır.



**Şekil 3.3:** Çalışmamızda kullanılan ProTaper eğe sistemi.

**Tablo 3.1:** ProTaper eğe sistemi kullanım Şekli.

Eğe Sıralaması	Çalışma Uzunluğu	Tork (gcm)	Hız (rpm)
S1	2/3 ÇB	300	250
SX	Koronal geniŐletme	300	250
S1	ÇB	300	250
S2	ÇB	100	250
F1	ÇB	150	250
F2	ÇB	200	250
F3	ÇB	200	250

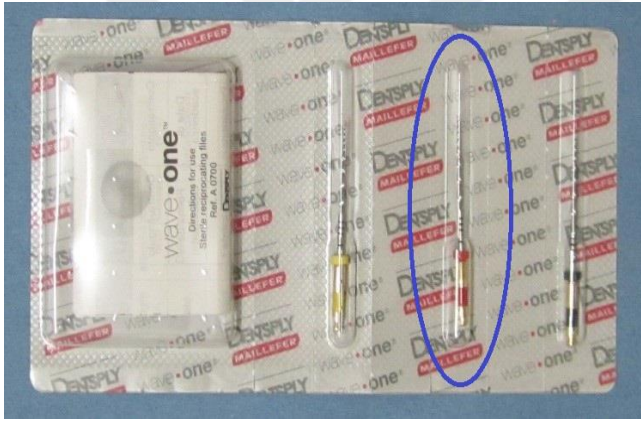
Grup 2 ProTaper Next eğesi (Şekil 3.4): Kök kanallarının mekanik preparasyonu sırasıyla X1 ve X2 eğeleri ile yapılmış ve eğeler tablo 3.2’de gösterilen tork ve hız değerlerinde kullanılmıştır. Preparasyon X2 eğesi ile bitirilmiŐtir. Eğe değişimlerinde 2 ml %5,25’lik NaOCl ile irrigasyon yapılmıştır.

**Şekil 3.4:** Çalışmamızda kullanılan ProTaper Next eğe sistemi.

**Tablo 3.2:** ProTaper Next eğe sistemi kullanım Şekli.

Eğe Sıralaması	Çalışma Uzunluğu	Tork (gcm )	Hız (rpm )
X1	ÇB	200	300
X2	ÇB	200	300

Grup 3 WaveOne eğesi (Şekil 3.5): Kkđk kanallarının mekanik preparasyonunda WaveOne Primary eğesi VDW Silver endodontik motor ile, programa y¼kl¼ bulunan ve tablo 3.3’de gkđsterilen hız değerinde kullanılmıştır (80). Her 3 ileri-geri hareketten sonra eğe kđk kanalından çıkarılarak, eğenin yivleri temizlenmiŐ ve bu sırada %5,25’lik NaOCl ile irrigasyon yapılmıştır.

**Şekil 3.5:** Çalışmamızda kullanılan WaveOne eğesi.**Tablo 3.3:** WaveOne eğesi kullanım Şekli.

Eğe Sıralaması	Çalışma Uzunluğu	Hız (rpm)
WaveOne Primary	ÇB	350

Grup 4 Reciproc eğesi (Şekil 3.6): Reciproc R25 eğesi VDW Silver endodontik motor ile programa y¼kl¼ bulunan ve tablo 3.4’de gkđsterilen hız değerinde kullanılmıştır (80). Her 3 ileri-geri hareketten sonra eğe kanaldan çıkarılarak, eğenin yivleri temizlenmiŐ ve bu sırada %5,25’lik NaOCl ile irrigasyon yapılmıştır.



**Şekil 3.6:** Çalışmamızda kullanılan Reciproc eğesi.

**Tablo 3.4:** Reciproc eğesi kullanım şekli.

Eğesi Sıralaması	Çalışma Uzunluğu	Hız (rpm)
Reciproc R25	ÇB	300

Grup 5 K3 eğesi (Şekil 3.7): 25/.10 ve 25/.08 numaralı orifice opener ile, kanal ağızları genişletildikten sonra 40/.04 numara eğesi ile mekanik preparasyona başlanmış ve çalışma boyutuna ulaşıncaya kadar sırasıyla 35/.04, 30/.04 ve 25/.04 numaralı eğeler tablo 3.5’de gösterilen tork ve hız değerlerinde kullanılarak preparasyon işlemi tamamlanmıştır. Eğesi değişimlerinde 2 ml %5,25’lik NaOCl ile irrigasyon yapılmıştır.



**Şekil 3.7:** Çalışmamızda kullanılan K3 eğesi sistemi.



**Tablo 3.5:** K3 eğe sistemi kullanım Şekli.

Eğe Sıralaması	Çalışma Uzunluğu	Tork (gcm)	Hız (rpm)
25/.10	Koronal geniŐletme	290	300
25/.08	Koronal geniŐletme	140	300
40/.04	1/2 ÇB	190	300
35/.04	2/3 ÇB	120	300
30/.04	2/3 ÇB	80	300
25/.04	ÇB	70	300

Grup 6 K3XF eğesi (Şekil 3.8): 25/.10 ve 25/.08 numaralı orifice openerlar ile kanal ağızları genişletildikten sonra 40/.04 numaralı eğe ile mekanik preparasyona başlanmış ve çalışma boyutuna ulaşıncaya kadar sırasıyla, 35/.04, 30/.04 ve 25/.04 numaralı eğeler tablo 3.6'da belirtilen tork ve hız değerlerinde kullanılarak mekanik preparasyon işlemi tamamlanmıştır. Preparasyon sırasında eğe değişimlerinde 2 ml %5,25'lik NaOCl ile irrigasyon yapılmıştır.

**Şekil 3.8:** Çalışmamızda kullanılan K3XF eğe sistemi.

**Tablo 3.6:** K3XF eğe sistemi kullanım Şekli.

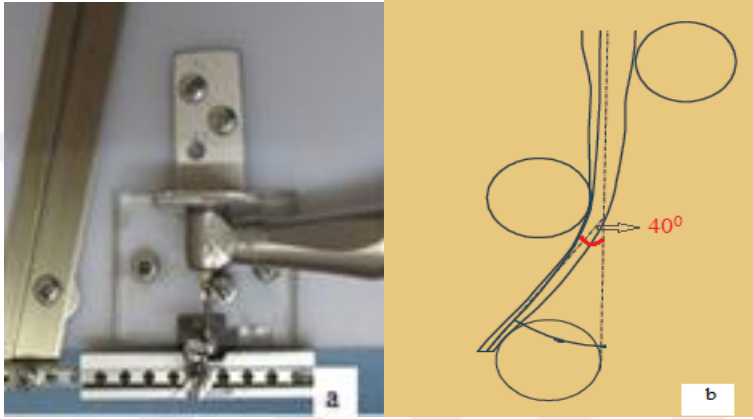
Eğe Sıralaması	Çalışma Uzunluğu	Tork (gcm)	Hız (rpm)
25/.10	Koronal geniŐletme	300	350
25/.08	Koronal geniŐletme	300	350
40/.04	1/2ÇB	300	350
35/.04	2/3 ÇB	300	350
30/.04	2/3 ÇB	300	350
25/.04	ÇB	300	350

### 3.3. Fleksural Yorgunluğun Değerlendirileceği Deney Düzeneğinin Hazırlanması

Deney düzeneğinin hazırlanması için konu ile ilgili araŐtırmalardaki düzenekler incelenmiŐ, sürtünmenin minimize edilmesi ve her eğenin belli açıda standardizasyonunu sağlamak amacıyla Cheung ve Darvell'in deney düzeneği (52) modifiye edilerek kullanılmıştır. Deney düzeneği Cumhuriyet Üniversitesi Sivas Meslek Yüksekokulu, Elektronik ve Otomasyon Bölümü Laboratuvarında hazırlanmıştır (Şekil 3.9).

**Şekil 3.9:** Fleksural yorgunluğun değerlendirilmesi için kullanılan test düzeneği.

Deney düzeneğinin hazırlanması için 13x25 cm sert plastik bir plaka kullanılmıştır. Bu plaka üzerine, eğelerin eğimli bir şekilde yerleştirilmesi için 5 mm çaplarında 3 adet alüminyum pin yerleştirilmiştir. En üst ve ortadaki pin sert plastik levhaya sabitlenmişken, en alttaki pin, kök kanal eğesine farklı eğimlerin verilebilmesi ve eğin düzeneğe rahatça yerleştirilebilmesi için hareketli metal bir mekanizmaya sabitlenmiştir. Mekanizma, kök kanal eğesine 0°, 20° ve 40° eğim verilebilecek şekilde kalibre edilmiştir (Şekil 3.10).



**Şekil 3.10:** Fleksural yorgunluğun değerlendirilmesi için kullanılan test düzeneği (a) ve düzeneğin şematize edilmiş şekli (b).

Pinlerde minimum düzeyde de olsa aşınma meydana gelebileceği için, istenildiği zaman değiştirilebilecek şekilde düzeneğe sabitlenmiştir. Pinler üzerine V şekilli oluklar açılarak eğin rotasyon ve resiprokasyon sırasında düzenekten ayrılmasının önüne geçilmiştir. Angl-druvanın yerleştirileceği bir düzenek hazırlanmış ve angl-druva sert plastik levhaya sabitlenebilmiştir.

Eğelerin kırılmasına kadar geçen sürenin daha hassas hesaplanabilmesi için, düzeneğe elektronik bir sistem kurularak 1/100 hassasiyetindeki kronometre eklenmiştir. Eğe pinlere temas ettiğinde devre tamamlanmakta, eğe kırığı gerçekleştiği anda ise devre kesilmekte ve aynı anda kronometre durarak kırılma süresini hassas bir biçimde hesaplamaktadır. Tüm deney ve kontrol grubu eğeleri üretici firmanın önerdiği tork ve hız değerlerinde kullanılarak düzenekte test edilmiştir.

### 3.4. Grupların Test Edilmesi

Deney grupları; Grup 1: ProTaper, Grup 2: ProTaper Next, Grup 3: WaveOne, Grup 4: Reciproc, Grup 5: K3 ve Grup:6 K3XF eğelerinden oluşmaktadır. Her gruptaki eğeler bir adet alt premolar ve alt molar dişte (dört adet kök kanalında) kullanılmıştır. Sonrasında, kullanılan eğeler, üretici firmaların önerdiği tork ve hız değerlerinde, 40° eğime sahip kök kanalı eğimini simüle eden cihazda teste tabi tutulmuştur. Sürtünmeye bağlı oluşabilecek ısı artışını önlemek için, test süresince hava soğutması uygulanmıştır. Kırılma anına kadar geçen süre, her bir ege için ayrı ayrı kaydedilmiştir. Her bir ege grubuna ait, kırılma olana kadar geçen saniye değerleri eğelerin saniyedeki dönme sayıları ile çarpılarak, eğelerin kırılma olana kadar gerçekleştirdikleri tur sayıları (NCF= Number of Cycles to Failure) hesaplanmıştır (Formül 3.1) (8, 82).

$$NCF = \frac{\textit{kırılma olana kadar geçen süre (saniye)} \times \textit{rpm}}{60}$$

**Formül 3.1:** NCF değerinin hesaplanması.

Kontrol grupları: Grup 7: ProTaper, Grup 8: ProTaper Next, Grup 9: WaveOne, Grup 10: Reciproc, Grup 11: K3 ve Grup 12: K3XF eğelerinden oluşmaktadır. Kontrol grubundaki hiç kullanılmamış eğeler, deney gruplarındaki eğeler gibi test düzeneğine yerleştirilmiş, üretici firmaların önerdiği tork ve hız değerlerinde hava soğutması altında kırılma testine tabi tutulmuştur. Kırılma anına kadar geçen süre, her bir ege için ayrı ayrı kaydedilmiş ve NCF değerleri hesaplanmıştır.

### 3.5.Sonuçların İstatistiksel Yöntemlerle Değerlendirilmesi

Çalışmamızdan elde edilen veriler SPSS (Statistical Package for Social Science) versiyon 22.0 programına yüklenmiştir. Verilerin değerlendirilmesinde parametrik test varsayımları yerine getirildiğinde, Kolmogorov-Smirnov bağımsız gruplarda iki ortalama arasındaki farkın önemlilik testi, Varyans analizi, Tukey testi, parametrik test varsayımları yerine getirilemediğinde Kruskal-Wallis testi ve Mann Whitney U testi kullanılmış ve yanılma düzeyi 0.05 olarak alınmıştır.

#### 4. BULGULAR

Çalışmamızda altı farklı Ni-Ti eğe seti, üretici firmaların önerdiği prosedürler doğrultusunda kullanılmıştır. Simülasyon hastaların alt premolar ve alt molar dişlerinin preparasyon işleminde kullanıldıktan sonra, deney düzeneğinde kırılana kadar test edilen deney grubu eğelerine ait bulgular ile kullanılmadan deney düzeneğinde test edilen kontrol grubu eğelerine ait bulgular aşağıdaki tablolarda belirtildiği gibidir.

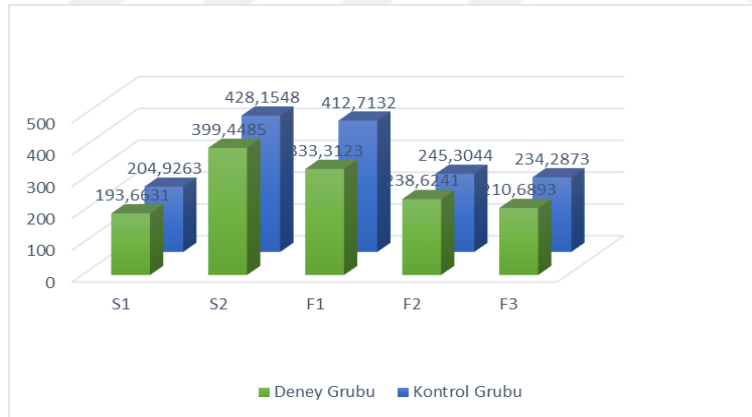
Altı farklı eğe kitinden, ProTaper eğe kiti deney grubuna ait bulgular tablo 4.1, ProTaper eğe kiti kontrol grubuna ait bulgular tablo 4.2, ProTaper deney ve kontrol gruplarına ait ortalama NCF değerlerinin karşılaştırılması şekil 4.1’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.1:** ProTaper deney grubu eğelerine ait NCF değerleri.

	S1	S2	F1	F2	F3
1	155,70	355,99	288,60	150,20	188,19
2	222,84	251,40	266,33	239,39	139,02
3	183,60	376,13	313,29	267,29	240,15
4	128,39	369,29	334,76	196,49	191,02
5	188,56	279,89	268,71	267,63	141,98
6	130,43	421,33	339,02	176,97	226,59
7	177,89	459,20	334,18	280,59	193,65
8	289,56	504,31	448,14	335,68	184,31
9	211,91	490,60	376,42	283,43	251,11
10	247,69	486,30	363,62	188,52	350,82
<b>ORTALAMA</b>	<b>193,66</b>	<b>399,44</b>	<b>333,31</b>	<b>238,62</b>	<b>210,68</b>

**Tablo 4.2:** ProTaper kontrol grubu eğelerine ait NCF değerleri.

	S1	S2	F1	F2	F3
1	157,04	304,95	236,48	132,27	156,12
2	201,86	409,95	221,63	99,57	237,10
3	246,69	394,48	292,27	144,36	145,15
4	180,72	467,79	269,21	131,10	173,55
5	263,87	328,01	279,51	183,22	212,92
6	154,41	403,19	464,82	270,79	231,56
7	153,74	479,92	921,57	314,29	241,73
8	226,34	564,36	455,57	422,08	356,28
9	227,64	544,72	415,41	356,66	284,31
10	236,89	384,14	570,62	398,65	304,11
<b>ORTALAMA</b>	<b>204,92</b>	<b>428,15</b>	<b>412,71</b>	<b>245,30</b>	<b>234,28</b>

**Şekil 4.1:** ProTaper deney ve kontrol grubu eğelerine ait ortalama NCF değerlerinin karşılaştırılması.

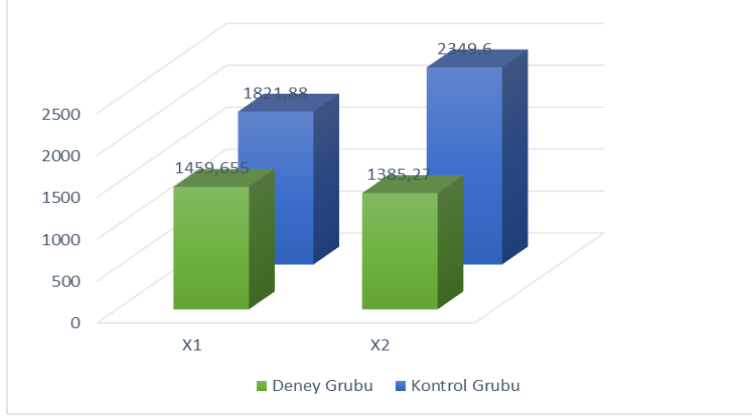
ProTaper Next eğe kiti deney grubuna ait veriler tablo 4.3, ProTaper Next eğe kiti kontrol grubuna ait veriler tablo 4.4, ProTaper Next deney ve kontrol gruplarına ait ortalama NCF değerlerinin karşılaştırılması şekil 4.2’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.3:** ProTaper Next deney grubu eğelerine ait NCF değerleri.

	X1	X2
1	1966,90	1456,85
2	3371,75	2287,05
3	922,20	1654,70
4	1065,50	1800,20
5	1385,00	1594,50
6	649,35	1037,35
7	1181,55	861,40
8	1073,15	1250,60
9	1180,15	959,25
10	1801,00	950,80
<b>ORTALAMA</b>	<b>1459,65</b>	<b>1385,27</b>

**Tablo 4.4:** ProTaper Next kontrol grubu eğelerine ait NCF değerleri.

	X1	X2
1	2007,35	2205,30
2	1811,00	1865,90
3	1276,40	1874,55
4	1848,00	1997,65
5	1879,70	2975,45
6	1548,15	2265,45
7	1504,55	3957,15
8	1544,40	2500,65
9	1728,45	1826,10
10	3070,80	2027,80
<b>ORTALAMA</b>	<b>1821,88</b>	<b>2349,60</b>



**Şekil 4.2:** ProTaper Next deney ve kontrol grubu eğelerine ait ortalama NCF değerlerinin karşılaştırılması.

WaveOne eğe kiti deney grubuna ait veriler tablo 4.5, WaveOne eğe kiti kontrol grubuna ait veriler tablo 4.6, WaveOne deney ve kontrol gruplarına ait NCF değerlerinin karşılaştırılması şekil 4.3’de gösterilmiştir.

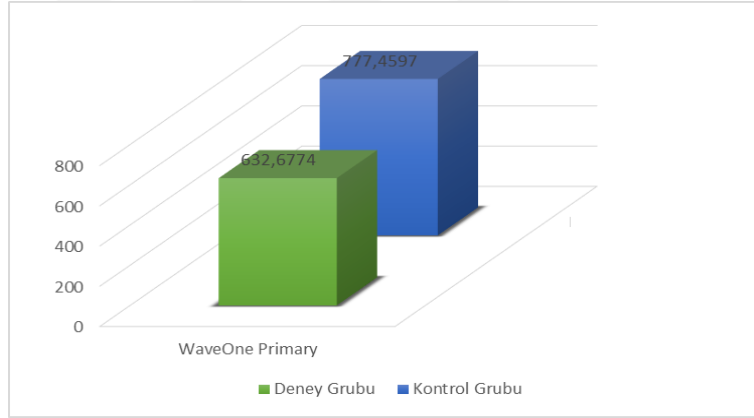
**Tablo 4.5:** WaveOne deney grubu eğelerine ait NCF değerleri.

	WaveOne Primary
1	399,12
2	351,02
3	389,15
4	753,81
5	643,04
6	921,66
7	804,71
8	800,16
9	624,39
10	639,66
<b>ORTALAMA</b>	<b>632,67</b>



**Tablo 4.6:** WaveOne kontrol grubu eğelerine ait NCF değerleri.

	WaveOne Primary
1	494,79
2	646,02
3	549,30
4	541,14
5	700,47
6	735,45
7	937,52
8	938,10
9	928,95
10	1302,83
<b>ORTALAMA</b>	<b>777,45</b>

**Şekil 4.3:** WaveOne Primary deney ve kontrol grubu eğelerine ait ortalama NCF değerlerinin karşılaştıırılması.

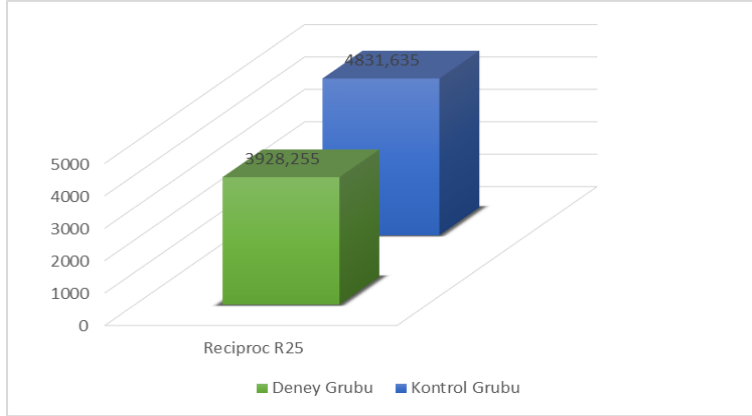
Reciproc eğe kiti deney grubuna ait veriler tablo 4.7, Reciproc eğe kiti kontrol grubuna ait veriler tablo 4.8, Reciproc deney ve kontrol gruplarına ait ortalama NCF değerlerinin karşılaştıırılması Şekil 4.4'de gösterilmiştir.

**Tablo 4.7:** Reciproc deney grubu eğelerine ait NCF değerleri.

	Reciproc
1	1196,85
2	3100,65
3	5000,10
4	3610,65
5	4503,60
6	5003,90
7	3002,50
8	4642,90
9	4621,05
10	4600,35
<b>ORTALAMA</b>	<b>3928,25</b>

**Tablo 4.8:** Reciproc kontrol grubu eğelerine ait NCF değerleri.

	Reciproc
1	4711,95
2	4952,60
3	3093,90
4	3966,90
5	4366,55
6	5000,15
7	4900,80
8	6304,10
9	5701,10
10	5318,30
<b>ORTALAMA</b>	<b>4831,63</b>



**Şekil 4.4:** Reciproc deney ve kontrol grubu eğelerine ait ortalama NCF değerlerinin karşılaştırılması.

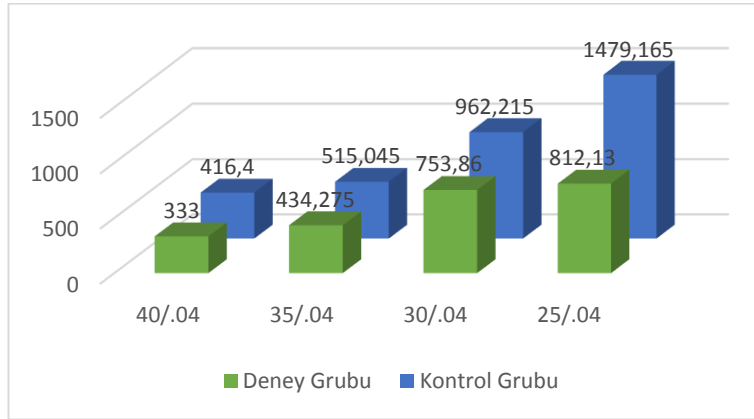
K3 ege kiti deney grubuna ait veriler tablo 4.9, K3 ege kiti kontrol grubuna ait veriler tablo 4.10, K3 deney ve kontrol gruplarına ait ortalama NCF değerlerinin karşılaştırılması şekil 4.5’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.9:** K3 deney grubu eğelerine ait NCF değerleri.

	40/.04	35/.04	30/.04	25/.04
1	307,65	351,80	1094,40	127,50
2	341,60	350,50	431,15	542,90
3	356,10	585,35	902,35	850,75
4	330,25	353,60	365,10	1090,65
5	351,10	356,70	801,25	1001,85
6	355,15	355,75	900,00	1050,15
7	360,20	602,65	567,65	552,40
8	300,30	500,65	903,45	1050,55
9	327,65	450,90	902,00	801,00
10	300,00	434,85	671,25	1053,55
<b>ORTALAMA</b>	<b>333,00</b>	<b>434,27</b>	<b>753,86</b>	<b>812,13</b>

**Tablo 4.10:** K3 kontrol grubu eğelerine ait NCF değerleri.

	40/.04	35/.04	30/.04	25/.04
1	392,60	545,50	1533,60	2860,15
2	358,60	454,20	1073,25	2100,30
3	407,50	461,95	905,35	1457,05
4	371,60	465,80	917,20	1173,90
5	376,25	751,40	820,25	817,15
6	423,55	624,70	798,60	1506,05
7	370,75	443,30	1149,65	927,65
8	581,30	358,25	686,05	1513,65
9	473,60	438,90	827,15	1092,05
10	408,25	606,45	911,05	1343,70
<b>ORTALAMA</b>	<b>416,40</b>	<b>515,04</b>	<b>962,21</b>	<b>1479,16</b>

**Şekil 4.5:** K3 deney ve kontrol grubu eğelerine ait ortalama NCF değerlerinin karşılaştıırılması.

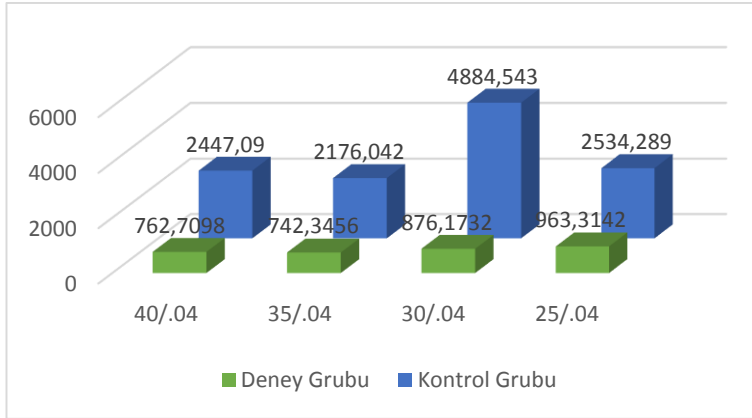
K3XF eğe kiti deney grubuna ait veriler tablo 4.11. K3XF eğe kiti kontrol grubuna ait veriler tablo 4.12, K3XF deney ve kontrol gruplarına ait ortalama NCF değerlerinin karşılaştıırılması Şekil 4.6'da gösterilmiştir.

**Tablo 4.11:** K3XF deney grubu eğelerine ait NCF değerleri.

	40/.04	35/.04	30/.04	25/.04
1	1866,18	856,07	1014,07	783,61
2	1091,49	1694,14	1350,57	1029,17
3	534,02	630,33	896,01	877,47
4	462,66	473,16	513,62	1111,54
5	579,03	680,41	533,27	967,08
6	887,09	700,35	912,22	920,96
7	690,50	550,00	882,37	1205,00
8	362,68	702,74	932,45	877,12
9	409,32	528,66	1044,85	992,38
10	744,08	607,54	682,28	868,78
<b>ORTALAMA</b>	<b>762,70</b>	<b>742,34</b>	<b>876,17</b>	<b>963,31</b>

**Tablo 4.12:** K3XF kontrol grubu eğelerine ait NCF değerleri.

	40/.04	35/.04	30/.04	25/.04
1	3260,07	3252,84	2967,99	2267,52
2	2537,68	2646,99	3917,76	2951,26
3	2372,98	4070,04	5599,01	3406,52
4	1777,80	3541,20	7695,60	1971,76
5	1523,43	1811,61	5911,67	3107,21
6	1818,43	840,80	5726,10	2555,58
7	1546,58	1226,80	5828,13	1597,42
8	3241,36	1357,28	3187,72	1750,22
9	4897,55	1050,50	3998,97	3081,44
10	1494,98	1962,32	4012,43	2653,93
<b>ORTALAMA</b>	<b>2447,09</b>	<b>2176,04</b>	<b>4884,54</b>	<b>2534,28</b>



**Şekil 4.6:** K3XF deney ve kontrol grubu eğelerine ait ortalama NCF değerlerinin karşılaştırılması.

#### 4.1. Deney ve Kontrol Grubu Bulgularının Değerlendirilmesi

Eğeler kitlerinden deney ve kontrol gruplarına ait bulgular ve istatistiksel değerlendirmeler aşağıda belirtildiği gibidir.

##### 4.1.1. ProTaper Deney ve Kontrol Grubu Bulguları

##### 4.1.1.1. ProTaper Deney Grubu Bulguları ve İstatistiksel Değerlendirmesi

**Tablo 4.13:** ProTaper deney grubu bulguları ve istatistiksel değerlendirilmesi.

	ProTaper Deney Grubu XF S
<b>S1</b> <b>Min-Mak</b>	193,66±50,96 128,39-289,56
<b>S2</b> <b>Min-Mak</b>	399,44±88,47 251,41-504,32
<b>F1</b> <b>Min-Mak</b>	333,31±54,83 266,34-448,15
<b>F2</b> <b>Min-Mak</b>	238,62±58,46 150,20-335,69
<b>F3</b> <b>Min-Mak</b>	210,68±61,57 139,03-350,82
<b>SONUÇ</b>	<b>F= 19,47</b> <b>P=0,001*</b>

\* p<0,05 önemli kabul edilmektedir.

ProTaper deney grubuna ait NCF bulguları değerlendirildiğinde, minimum değer S1 eğesine ait iken, maksimum değer S2 eğesine ait bulunmuştur. Ortalama değerleri incelendiğinde, en düşük ortalamaya sahip S1 eğesi, en yüksek ortalamaya sahip ise S2 eğesi bulunmuştur.

İstatistiksel olarak, S1, S2, F1, F2 ve F3 eğelerinin tur sayısı karşılaştırdığında, grup içi NCF değerleri arasındaki farklılık önemli bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Bu farklılık, eğelere ait değerler ikişerli karşılaştırdığında, S1 ile S2 ve F1, S2 ile F2 ve F3, F1 ile F2 ve F3 eğeleri arasında istatistiksel olarak önemli bulunmuştur. S1 ile F2 ve F3, S2 ile F1, F2 ile F3 grupları arasındaki farklılık ise istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur ( $p>0,05$ ).

#### 4.1.1.2. ProTaper Kontrol Grubu Bulguları ve İstatistiksel Değerlendirmesi

**Tablo 4.14:** ProTaper kontrol grubu bulguları ve istatistiksel değerlendirmesi.

	<b>ProTaper Kontrol Grubu</b> <b>XF S</b>
<b>S1</b>	204,92±41,19
<b>Min-Mak</b>	153,75-263,88
<b>S2</b>	428,15±85,39
<b>Min-Mak</b>	304,95-564,37
<b>F1</b>	412,71±213,13
<b>Min-Mak</b>	221,64-921,57
<b>F2</b>	245,30±121,87
<b>Min-Mak</b>	99,58-422,09
<b>F3</b>	234,28±67,10
<b>Min-Mak</b>	145,16-356,28
<b>SONUÇ</b>	<b>F= 7,68</b> <b>P=0,001*</b>

\*  $p<0,05$  önemli kabul edilmektedir.

ProTaper kontrol grubuna ait NCF bulguları değerlendirildiğinde, minimum değer F2 eğesine ait iken, maksimum değer F1 eğesine ait bulunmuştur. Ortalama değerleri

incelendiğinde, en düşük ortalamaya sahip S1 eğesi, en yüksek ortalamaya sahip ise S2 eğesi bulunmuştur.

İstatistiksel olarak, S1, S2, F1, F2 ve F3 eğelerinin NCF değerleri karşılaştırıldığında, grup içi NCF değerleri arasındaki farklılık önemli bulunmuştur ( $p < 0,05$ ). Bu farklılık, eğelere ait değerler ikişerli karşılaştırıldığında, S1 ile S2 ve F1, S2 ile F2 ve F3, F1 ile F2 ve F3 eğeleri arasında istatistiksel olarak önemli bulunmuştur. S1 ile F2 ve F3, S2 ile F1, F2 ile F3 eğeleri arasındaki farklılık ise istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur ( $p > 0,05$ ).

#### 4.1.1.3. ProTaper Deney ve Kontrol Grubu Bulgularının Gruplar Arası Karşılaştırılması ve İstatistiksel Değerlendirmesi

**Tablo 4.15:** ProTaper deney grubu ve kontrol grubu eğelerinin NCF değerlerinin ikili karşılaştırmaları.

	S1	S2	F1	F2	F3
<b>Deney Grubu</b>	193,66±50,96	399,44±88,47	333,31±54,83	238,62±58,46	210,68±61,57
<b>Min-Mak</b>	128,39-289,56	251,41-504,32	266,34-448,15	150,20-335,69	139,03-350,82
<b>Kontrol Grubu</b>	204,92±41,19	428,15±85,39	412,71±213,13	245,30±121,87	234,28±67,10
<b>Min-Mak</b>	153,75-263,88	304,95-564,37	221,64-921,57	99,58-422,09	145,16-356,28
<b>SONUÇ</b>	<b>t= 0,54</b> <b>P= 0,593</b>	<b>t= 0,73</b> <b>P= 0,470</b>	<b>t= 1,14</b> <b>P= 0,280</b>	<b>t= 0,15</b> <b>P= 0,878</b>	<b>t= 0,81</b> <b>P= 0,423</b>

Deney ve kontrol gruplarına ait S1, S2, F1, F2, F3 eğelerinin NCF değerleri karşılaştırıldığında, tüm kontrol grubundaki eğelerin NCF değerlerinin ortalamaları, deney grubundaki eğelerin NCF değerlerinin ortalamalarından fazla bulunmuştur.

Gruplar istatistiksel değerlendirme için iki ortalama arasındaki farkın önemlilik testine tabi tutulmuştur. Deney ve kontrol grupları arasındaki, NCF değerleri farklılığı tüm eğe numaraları için istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur ( $p > 0,05$ ).



#### 4.1.2. ProTaper Next Deney ve Kontrol Grubu Bulguları

##### 4.1.2.1. ProTaper Next Deney Grubu Bulguları ve İstatistiksel Değerlendirmesi

**Tablo 4.16:** ProTaper Next deney grubu bulguları ve istatistiksel değerlendirilmesi.

	<b>ProTaper Next Deney Grubu</b> <b><math>\bar{X}</math> S</b>
<b>X1</b>	1459,65±777,54
<b>Min-Mak</b>	649,35-3371,75
<b>X2</b>	1385,27±458,34
<b>Min-Mak</b>	861,40-2287,05
<b>SONUÇ</b>	<b>t= 0,26</b> <b>P=0,797</b>

ProTaper Next deney grubuna ait NCF bulguları değerlendirildiğinde, minimum ve maksimum değerler X1 egesine aittir. Ortalama değerleri incelendiğinde, X1 egesinin, NCF değeri X2 egesinden yüksek bulunmuştur. Fakat istatistiksel olarak, X1 ve X2 eğerlerinin NCF değerleri karşılaştırıldığında, grup içi NCF değerleri arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur ( $p>0,05$ ).

##### 4.1.2.2. ProTaper Next Kontrol Grubu Bulguları ve İstatistiksel Değerlendirmesi

**Tablo 4.17:** ProTaper Next kontrol grubu bulguları ve istatistiksel değerlendirilmesi.

	<b>ProTaper Next Kontrol Grubu</b> <b><math>\bar{X}</math> S</b>
<b>X1</b>	1821,88±489,58
<b>Min-Mak</b>	1276,40-3070,80
<b>X2</b>	2349,60±665,64
<b>Min-Mak</b>	1826,10-3957,15
<b>SONUÇ</b>	<b>t= 3,77</b> <b>P=0.001</b>

ProTaper Next kontrol grubuna ait NCF bulguları değerlendirildiğinde, minimum değer X1 eğesine ait iken, maksimum değer X2 eğesine aittir. Ortalama değerleri incelendiğinde, X2 eğesinin NCF değerı, X1 eğesinden yuğsek bulunmuştur. Fakat istatistiksel olarak, X1 ve X2 eğelerinin NCF değerleri karşılaştırıldığında, grup içi NCF değerleri arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur ( $p>0,05$ ).

#### 4.1.2.3. ProTaper Next Deney ve Kontrol Grubu Bulgularının Gruplar Arası Karşılaştırılması ve İstatistiksel Değerlendirmesi

**Tablo 4.18:** ProTaper Next deney ve kontrol grubu bulgularının gruplar arası karşılaştırılması ve istatistiksel değerlendirmesi.

	X1	X2
<b>Deney Grubu Min-Mak</b>	1459,65±777,54 649,35-3371,75	1385,27±458,34 861,40-2287,05
<b>Kontrol Grubu Min-Mak</b>	1821,88±489,58 1276,40-3070,80	2349,60±665,64 1826,10-3957,15
<b>SONUÇ</b>	<b>t= 1,24</b> <b>P= 0,229</b>	<b>t= 3,77</b> <b>P= 0,001</b>

Deney ve kontrol gruplarına ait X1 ve X2 eğelerinin NCF değerleri karşılaştırıldığında, minimum değerler deney grubunda gözlenmiştir. Kontrol grubundaki eğelerin NCF değerlerinin ortalamaları, deney grubundaki eğelerin NCF değerleri ortalamalarından fazla bulunmuştur.

Gruplar, istatistiksel değerlendirme için, iki ortalama arasındaki farkın önemlilik testine tabi tutulmuştur. Deney ve kontrol grupları arasındaki farklılık, X1 eğesi için istatistiksel olarak önemsiz bulunurken ( $p>0,05$ ), X2 eğesindeki farklılık istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ( $p<0,05$ ).

### 4.1.3. K3 Deney ve Kontrol Grubu Bulguları

#### 4.1.3.1. K3 Deney Grubu Bulguları ve İstatistiksel Değerlendirmesi

**Tablo 4.19:** K3 deney grubu bulguları ve istatistiksel değerlendirilmesi.

	<b>K3 Deney Grubu XF S</b>
<b>40/.04</b>	333,00±23,57
<b>Min-Mak</b>	300-360
<b>35/.04</b>	434,27±99,08
<b>Min-Mak</b>	350-602
<b>30/.04</b>	753,86±236,34
<b>Min-Mak</b>	365-1094,40
<b>25/.04</b>	812,13±315,45
<b>Min-Mak</b>	127,50-1090,65
<b>SONUÇ</b>	<b>KW=22,64</b> <b>P=0,001*</b>

\*  $p < 0,05$  önemli kabul edilmektedir.

K3 deney grubuna ait 40/.04, 35/.04, 30/.04, 25/.04 numaralı eğelerin NCF bulguları değerlendirildiğinde, minimum değer 25/.04 numaralı eğeye ait iken, maksimum değer 30/.04 numaralı eğeye ait bulunmuştur. Ortalama değerler incelendiğinde, en düşük ortalamaya sahip 40/.04 numaralı eğe bulunurken, en yüksek ortalamaya sahip ise 25/.04 numaralı eğe bulunmuştur.

Eğelerin NCF değerlerini karşılaştırmak için Kruskal-Wallis testi uygulanmıştır. İstatistiksel olarak, 40/.04, 35/.04, 30/.04 ve 25/.04 numaralı eğelerin tur sayısı karşılaştırıldığında, grup içi NCF değerleri arasındaki farklılık önemli bulunmuştur ( $p < 0,05$ ). Bu farklılık, eğelere ait değerler ikişerli karşılaştırıldığında, 40/.04 ile 35/.04, 30/.04, 25/.04 numaralı eğeler, 35/.04 ile 30/.04 ve 25/.04 numaralı eğeler arasında istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ( $p < 0,05$ ). 30/.04 ile 25/.04

numaralı eğeler arasındaki farklılık ise istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur ( $p>0,05$ ).

#### 4.1.3.2. K3 Kontrol Grubu Bulguları ve İstatistiksel Değerlendirmesi

**Tablo 4.20:** K3 kontrol grubu bulguları ve istatistiksel değerlendirmesi.

	<b>K3 Kontrol Grubu <math>\bar{X}</math> S</b>
<b>40/.04</b>	416,40±66,89
<b>Min-Mak</b>	358,60-581,30
<b>35/.04</b>	515,04±116,25
<b>Min-Mak</b>	358,25-751,40
<b>30/.04</b>	962,21±241,012
<b>Min-Mak</b>	680-1533,60
<b>25/.04</b>	1479,16±605,45
<b>Min-Mak</b>	817,15-2860,15
<b>SONUÇ</b>	<b>KW=30,03</b> <b>P=0,001*</b>

\*  $p<0,05$  önemli kabul edilmektedir.

K3 kontrol grubuna ait 40/.04, 35/.04, 30/.04, 25/.04 numaralı eğelerin NCF bulguları değerlendirildiğinde, minimum değer 35/.04 numaralı eğeeye ait iken, maksimum değer 25/.04 numaralı eğeeye ait bulunmuştur. Ortalama değerler incelendiğinde, en düşük ortalamaaya sahip 40/.04 numaralı eğe bulunurken, en yüksek ortalamaaya sahip ise 25/.04 numaralı eğe bulunmuştur.

Eğelerin NCF değerlerini karşılaştırmak için Kruskal-Wallis testi uygulanmıştır. İstatistiksel olarak 40/.04, 35/.04, 30/.04, 25/.04 numaralı eğelerin NCF değerleri karşılaştırıldığında, grup içi NCF değerleri arasındaki farklılık önemli bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Bu farklılık, eğelere ait değerler ikişerli karşılaştırıldığında, 40/.04 ile 35/.04, 30/.04, 25/.04 numaralı eğeler, 35/.04 ile 30/.04 ve 25/.04 numaralı eğeler arasında istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ( $p<0,05$ ). 30/.04 ile 25/.04 numaralı eğeler arasındaki farklılık ise istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur ( $p>0,05$ ).

#### 4.1.3.3. K3 Deney ve Kontrol Grubu Bulgularının Gruplar Arası Karşılaştırılması ve İstatistiksel Değerlendirmesi

**Tablo 4.21:** K3 deney ve kontrol grubu bulgularının gruplar arası karşılaştırılması ve istatistiksel değerlendirilmesi.

	40/.04	35/.04	30/.04	25/.04
<b>Deney Grubu</b>	333,00±23,57	434,27±99,08	753,86±236,34	812,13±315,45
<b>Min-Mak</b>	300,00-360,00	350,00-602,00	365,00-1094,40	127,50-1090,65
<b>Kontrol Grubu</b>	416,40±66,89	515,04±116,25	962,21±241,012	1479,16±605,45
<b>Min-Mak</b>	358,60-581,30	358,25-751,40	680,00-1533,60	817,15-280,15
<b>SONUÇ</b>	<b>P= 0,001*</b>	<b>P=0,052</b>	<b>P=0,075</b>	<b>P= 0,002*</b>

\*  $p < 0,05$  önemli kabul edilmektedir.

Deney ve kontrol gruplarına ait 40/.04, 35/.04, 30/.04, 25/.04 numaralı eğelerin NCF değerleri karşılaştırıldığında, tüm kontrol grubundaki eğelerin NCF değerlerinin ortalamaları, deney grubundaki eğelerin NCF değerlerinin ortalamalarından fazla bulunmuştur.

Gruplar, istatistiksel değerlendirme için, Mann Whitney U testine tabi tutulmuştur. Deney ve kontrol grupları arasındaki, NCF değerleri farklılığı, 40/.04 ve 25/04 numaralı eğerler için önemli bulunurken ( $p < 0,05$ ), 35/.40 ve 30/.40 numaralı eğerler için istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur ( $p > 0,05$ ).

#### 4.1.4. K3XF Deney ve Kontrol Grubu Bulguları

##### 4.1.4.1. K3XF Deney Grubu Bulguları ve İstatistiksel Değerlendirmesi

**Tablo 4.22:** K3XF deney grubu bulguları ve istatistiksel değerlendirilmesi.

	<b>K3XF Deney Grubu <math>\bar{X}</math> S</b>
<b>40/.04</b>	762,70±448,17
<b>Min-Mak</b>	362,00-1866,00
<b>35/.04</b>	742,34±351,48
<b>Min-Mak</b>	473,16-1694,14
<b>30/.04</b>	876,17±250,34
<b>Min-Mak</b>	513,62-1350,58
<b>25/.04</b>	963,31±126,22
<b>Min-Mak</b>	783,61-1205,00
<b>SONUÇ</b>	<b>KW=10,32</b> <b>P=0,016</b>

\*  $p < 0,05$  önemli kabul edilmektedir.

K3XF deney grubuna ait 40/.04, 35/.04, 30/.04, 25/.04 numaralı eğelerin NCF bulguları değerlendirildiğinde, minimum ve maksimum değer 40/.04 numaralı eğeye ait bulunmuştur. Ortalama değerler incelendiğinde, en düşük ortalamaya sahip 35/.04 numaralı eğe bulunurken, en yüksek ortalamaya sahip ise 25/.04 numaralı eğe bulunmuştur.

Eğelerin NCF değerlerini karşılaştırmak için Kruskal-Wallis testi uygulanmıştır. İstatistiksel olarak 40/.04, 35/.04, 30/.04, 25/.04 numaralı eğelerin NCF değerlerine ait değerler ikişerli karşılaştırıldığında, 40/.04 ile 25/.04 numaralı eğe, 35/.04 ile 25/.04 numaralı eğe arasındaki fark önemli bulunurken ( $p < 0,05$ ), 40/.04 ile 35/.04 ve 30/.04, 35/.04 ile 30/.04, 30/.04 ile 25/.04 numaralı eğe arasındaki farklılık ise önemsiz bulunmuştur ( $p > 0,05$ ).

#### 4.1.4.2. K3XF Kontrol Grubu Bulguları ve İstatistiksel Değerlendirmesi

**Tablo 4.23:** K3XF kontrol grubu bulguları ve istatistiksel değerlendirilmesi.

	<b>K3XF Kontrol Grubu</b> <b><math>\bar{X}</math> S</b>
<b>40/.04</b>	2447,08±1091,58
<b>Min-Mak</b>	1494,99-4897,55
<b>35/.04</b>	2176,04±1136,84
<b>Min-Mak</b>	840,80-4070,04
<b>30/.04</b>	4884,54±1494,35
<b>Min-Mak</b>	2968,00-7695,60
<b>25/.04</b>	2534,28±619,77
<b>Min-Mak</b>	1597,62-3406,53
<b>SONUÇ</b>	<b>KW=16,48</b> <b>P=0,001*</b>

\*  $p < 0,05$  önemli kabul edilmektedir.

K3XF kontrol grubuna ait 40/.04, 35/.04, 30/.04, 25/.04 numaralı eğerlerin NCF bulguları değerlendirildiğinde, minimum değer 35/.04 numaralı egeye ait iken, maksimum değer 30/.04 numaralı egeye ait bulunmuştur. Ortalama değerler incelendiğinde, en düşük ortalamaya sahip 35/.04 numaralı ege bulunurken, en yüksek ortalamaya sahip ise 30/.04 numaralı ege bulunmuştur.

Eğerlerin NCF değerlerini karşılaştırmak için Kruskal-Wallis testi uygulanmıştır. İstatistiksel olarak, 40/.04, 35/.04, 30/.04, 25/.04 numaralı eğerlerin NCF değerleri karşılaştırıldığında, grup içi NCF değerleri arasındaki farklılık önemli bulunmuştur ( $p < 0,05$ ). Bu farklılık, eğerlere ait değerler ikişerli karşılaştırıldığında, 40/.04 ile 30/.04, 35/.04 ile 30/.04, 30/.04 ile 25/.04 numaralı eğerler arasında istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ( $p < 0,05$ ). 40/.04 ile 35/.04 ve 25/.04, 35/.04 ile 25/.04 numaralı eğerler arasındaki farklılık ise istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur ( $p > 0,05$ ).

#### 4.1.4.3. K3XF Deney ve Kontrol Grubu Bulgularının Gruplar Arası Karşılaştırılması ve İstatistiksel Değerlendirmesi

**Tablo 4.24:** K3XF deney ve kontrol grubu bulgularının gruplar arası karşılaştırılması ve istatistiksel değerlendirilmesi.

	40/.04	35/.04	30/.04	25/.04
<b>Deney Grubu</b>	762,70±448,17	742,34±351,48	876,17±250,34	963,31±126,22
<b>Min-Mak</b>	362,00-1866,00	473,16-1694,14	513,62-1350,58	783,61-1205,00
<b>Kontrol Grubu</b>	2447,08±1091,58	2176,04±1136,84	4884,54±1494,35	2534,28±619,77
<b>Min-Mak</b>	1494,99-4897,55	840,80-4070,04	2968,00-7695,60	1597,62-3406,53
<b>SONUÇ</b>	<b>P= 0,001*</b>	<b>P= 0,001*</b>	<b>P= 0,001*</b>	<b>P= 0,001*</b>

\* p<0,05 önemli kabul edilmektedir.

Deney ve kontrol gruplarına ait 40/.04, 35/.04, 30/.04, 25/.04 numaralı eğerlerin NCF değerleri karşılaştırıldığında, kontrol grubundaki eğerlerin NCF değerlerinin ortalamaları, deney grubundaki eğerlerin NCF değerleri ortalamalarından fazla bulunmuştur.

Gruplar, istatistiksel değerlendirme için, Mann Whitney U testine tabi tutulmuştur. Deney ve kontrol grupları arasındaki, NCF değerleri farklılığı tüm eğerler için istatistiksel olarak önemli bulunmuştur (p<0,05).



#### 4.1.5. WaveOne Deney ve Kontrol Grubu Bulgularının Gruplar Arası Karşılaştırılması ve İstatistiksel Değerlendirmesi

**Tablo 4.25:** WaveOne deney ve kontrol grubu bulgularının gruplar arası karşılaştırılması ve istatistiksel değerlendirilmesi.

	WaveOne
<b>Deney Grubu</b>	632,67±196,98
<b>Min-Mak</b>	351,02-921,66
<b>Kontrol Grubu</b>	777,45±250,14
<b>Min-Mak</b>	494,79-1302,83
<b>SONUÇ</b>	<b>t= 1,43</b> <b>P= 0,168</b>

Deney ve kontrol gruplarına ait eğerlerin NCF değerleri karşılaştırıldığında, kontrol grubundaki eğerlerin NCF değerlerinin ortalamaları, deney grubundaki eğerlerin NCF değerlerinin ortalamalarından fazla bulunmuştur. En düşük NCF değeri deney grubundaki eğeye ait iken, en yüksek NCF değeri kontrol grubundaki eğeye ait bulunmuştur.

Gruplar, istatistiksel değerlendirme için, iki ortalama arasındaki farkın önemlilik testine tabi tutulmuştur. Deney ve kontrol grupları arasındaki, NCF değeri farklılığı istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur ( $p>0,05$ ).

#### 4.1.6. Reciproc Deney ve Kontrol Grubu Bulgularının Gruplar Arası Karşılaştırılması ve İstatistiksel Değerlendirmesi

**Tablo 4.26:** Reciproc deney ve kontrol grubu bulgularının gruplar arası karşılaştırılması ve istatistiksel değerlendirilmesi.

	<b>Reciproc</b>
<b>Deney Grubu</b>	3928,25±1210,26
<b>Min-Mak</b>	1196,85-5003,90
<b>Kontrol Grubu</b>	4831,63±894,85
<b>Min-Mak</b>	3093,90-6394,10
<b>SONUÇ</b>	<b>P= 0,082</b>

Deney ve kontrol gruplarına ait eğelerin NCF değerleri karşılaştırıldığında, kontrol grubundaki eğelerin NCF değerlerinin ortalamaları, deney grubundaki eğelerin NCF değerleri ortalamalarından fazla bulunmuştur. En düşük NCF değeri deney grubundaki eğeye ait iken, en yüksek NCF değeri kontrol grubundaki eğeye ait bulunmuştur.

Gruplar, istatistiksel değerlendirme için, Mann Whitney U testine tabi tutulmuştur. Deney ve kontrol grupları arasındaki, NCF değerleri farklılığı istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur ( $p>0,05$ ).

## 5.TARTIŞMA

Klinik ve radyografik olarak başarılı bir kök kanal tedavisi, büyük ölçüde kök kanal preparasyon metodlarına ve kullanılan eğelere bağlıdır. Bu nedenle çeşitli alışimlardan yapılmış, değişik boyutlara, şekillere ve farklı fiziksel özelliklere sahip çok sayıda farklı kök kanal eğesi geliştirilmiştir (13, 14).

Kanal anatomisinde yer alan varyasyon ve düzensizliklerin giderilmesinde, günümüze kadar pek çok kanal eğesi ve kanal şekillendirme yöntemi kullanılmasına karşın, endodontik yaklaşımda bu yöntemlerden hangisinin klinik olarak üstün olduğuna dair fikir birliğine varılamamıştır. Güncel endodontide kök kanalının mekanik preparasyonunda farklı eğeler kullanılabilir. Bu sistemlerden, geliştirilen Ni-Ti eğeler sayesinde enstrümantasyon standardize edilebilmekte, eğri kanallarda preparasyon işlemi daha kısa sürede tamamlanabilmekte ve bu eğelerin yüksek süperelastisiteyi sayesinde kanal şekillendirme etkinliği artmakta, kanal içi komplikasyonlar azaltılmaktadır (8, 16).

Çalışmamızda kullandığımız Ni-Ti döner eğelerin kullanımları sırasında, eğenin yaptığı rotasyona bağlı olarak oluşan döngüsel stres ve deformasyonlar, eğelerin fiziksel ve mekanik özelliklerini etkilemektedir. Bu sebeplerden dolayı Ni-Ti dönen eğelerin kırılmaları ve defektleri birçok araştırmaya konu olmuş, eğelerin metalürjileri ile performansları arasındaki ilişkisi araştırılmıştır (7, 44, 47, 83-85).

Ni-Ti eğelerin metal yorgunluğu değerlendirmeleri, torsiyonel ve fleksural yorgunluk olmak üzere iki şekilde deney düzeneklerinde değerlendirilebilmektedir. Yapılan bazı çalışmalarda, fleksural yorgunluk sebebiyle oluşan eğe kırılmalarının, torsiyonel stresler sonucu gerçekleşen kırılmalardan daha fazla olduğu bildirilmiştir (17, 52, 86, 87). Bu sebepten dolayı bizim çalışmamızda da klinik tedavilerde sıklıkla karşımıza çıkan ve eğelerin ömrünü kısaltarak, eğe kırılmaları için risk faktörü oluşturan fleksural yorgunluk araştırılmıştır.

Fleksural yorgunluk, klinik olarak hasta üzerinde yapılan çalışmalarda değerlendirilebildiği gibi, çekilmiş dişler üzerinde yapılan çalışmalar ile de değerlendirilmiştir. Ayrıca eğelerin klinik olarak veya çekilmiş dişler üzerinde kullanım sayılarıyla ilgili de farklı çalışmalar yapılmıştır.

Gambarini (17) yaptığı çalışmada otuz adet ProFile eğesinin uzun süreli klinik kullanımını sonrası fleksural yorgunluğunu araştırmıştır. Deney grubunu oluşturan yirmi

adet ProFile eğesini, altı-yedi adet molar ve üç-dört adet tek köklü diş olmak üzere, toplam 10 diş ve ortalama 26,7 adet kanalda kullanmıştır.

Aydın ve ark. (88) kullanılmış ve yeni RaCe eğelerinin fleksural yorgunluklarını değerlendirdikleri çalışmada, deney grubu RaCe eğelerini, klinik olarak beş adet molar dişin kök kanallarında kullanmışlardır.

Yared ve ark. (89) yaptıkları çalışmada ProFile eğelerinin metal yorgunluklarını klinik olarak 4 adet molar dişin preparasyonunda kullandıktan sonra değerlendirmişlerdir. Aynı araştırıcılar, yaptıkları bir başka çalışmada (90) ProFile eğelerinin fleksural yorgunluklarını, klinik şartları simüle eden koşullarda kullanımlarından sonra değerlendirmişlerdir. Eğeleri çekilmiş alt molar dişlerin mesial kanallarının preparasyonunda kullanmışlardır. Giriş kavitesinin açılması, kanal boyutunun tespiti ve preparasyon işlemlerinin tümünü elde yapmışlardır.

Bu çalışmalarda görüldüğü gibi eğelerin kök kanallarının preparasyon işlemi için, klinik olarak hasta üzerinde veya çekilmiş insan dişlerinde kullanılması, eğe üzerinde oluşacak stresleri en doğal şekilde yansıtmaktadır. Ancak çekilmiş dişlerin elde kullanımıyla yapılan araştırmalarda işlemler direk görme ile yapılmakta ve tam olarak klinik şartları sağlayamamaktadır. Bu sebeple eğelerin klinik olarak kullanımlarından sonra test düzeneklerine aktarılması daha doğru sonuçlar verebilmektedir. Ancak klinik kullanımlar sırasında ise, eğelerin ilk kullanımlarında dahi kırılmalarının olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Bu nedenlerle çalışmamızda, klinik koşulların laboratuvar ortamına aktarılmasına çalışılmıştır. Çekilmiş dişler kullanılarak akrilik alt çene modelleri elde edilmiş ve fantom kafalara yerleştirilmiştir. Böylece klinik koşullardaki çalışma pozisyonlarında ve aynı görme şartlarında preparasyon işlemi in vitro olarak simülasyon hastalar üzerinde gerçekleştirilmiştir.

WaveOne eğelerinin farklı klinisyenler tarafından klinik olarak tek kullanımları sonrası oluşan defektlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, tek kullanımda dahi 438 adet eğenin, 42 adetinde (%9.6) defekt, 40 adetinde (%9.1) distorsiyon ve 2 adetinde (0.5%) alet kırılması olduğu bildirilmiştir (91).

Yared ve ark. yaptıkları çalışmada beş kullanımdan sonra K3 eğelerinin torsiyonel kırılmalara karşı direncinin azaldığını bildirmişlerdir (64).

Arens ve ark. (92) yaptıkları klinik çalışmada ProFile eğelerinin, tek kullanım sonrası defekt oranlarını araştırmışlardır. Kullanılan 786 adet eğenin 115 adetinde (14.63%) defekt, 7 adetinde (%0.89) ise kırılma gerçekleştiğini bildirmişlerdir. Sonuç olarak, maksimum güvenlik için eğelerin bir kez kullanılması gerektiğini önermişlerdir.

Altun ve Uzun (93) Reciproc ve WaveOne eğeleri ile ProTaper eğesini şekillendirme süresi, çalışma boyu değişimi ve alet kırılması açısından eğri kanallı akrilik bloklarda karşılaştırmışlardır. Her bir akrilik bloğun şekillendirilmesinde yeni bir eğe kullanmışlardır. Çünkü Reciproc ve WaveOne eğelerinin birden fazla eğe görevi yaptığını ve bu nedenle fazla döngüsel yorgunluğa maruz kaldıklarını bildirmişlerdir. Ayrıca üretici firmaların önerisi doğrultusunda birden fazla vakada tekrarlayan kullanım nedeniyle oluşabilecek alet kırığı ve kontaminasyon riskinin ortadan kaldırılması amacıyla Reciproc ve WaveOne eğelerinin bir vakanın tamamlanmasının ardından atılması gerektiğini bildirmişlerdir. Bu sebeplerden dolayı eğenin kullanım sayısı alet kırıklarında önemli rol oynamaktır. Ayrıca kullanım sayısı önemli olmakla birlikte, kırılma üzerinde klinisyenin eğeye uyguladığı karakteristik gücün etkisi de göz önünde bulundurulmalıdır (59). Çalışmamızda eğeler tek bir klinisyen tarafından kullanıldığı için, uygulanan gücün homojen olduğunu düşünmekteyiz.

Bizim çalışmamızda da, yapılan çalışmaların sonuçları doğrultusunda (91, 94, 95) tek kullanımda dahi eğelerde deformasyon olabileceğinden dolayı, eğelerin kırılma riski göz önünde bulundurularak, eğeler bir adet alt premolar ve alt molar diş olmak üzere toplam 4 kök kanalının mekanik preparasyonunda kullanıldıktan sonra kırılma testine tabi tutulmuştur.

Eğelerin fleksural yorgunluklarının değerlendirilmesinde farklı test düzenekleri ve çalışma metodları kullanılmıştır. Serene ve Saxena (96) kırılmaya kadar gerçekleşen rotasyon sayısını belirlemek amacıyla yaptıkları çalışmada, Ni-Ti eğeler ile K tipi paslanmaz çelik eğeleri eğimli metal tüp içerisinde karşılaştırmışlardır. Ne yazık ki bu metot erken fleksural yorgunluğunun neden kaynaklandığını açıklamakta yetersiz kalmıştır.

Pruett ve ark. (44) Lightspeed eğelerinin fleksural yorgunluklarını 30°, 45° ve 60° eğimlere sahip metal tüp kullanarak değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda,

kurvatür yarıçapının fleksural yorgunluk üzerinde, eğenin rotasyon yaptığı eğimli bölgenin açısından daha önemli etkisinin olduğunu ve kök kanal eğimindeki artışın fleksural yorgunluğu olumsuz yönde etkilediğini bildirmişlerdir.

Yared ve ark. (90) yaptıkları çalışmada, ProFile eğelerini kullanarak beş adet ve on adet insan alt molar dişlerine mekanik preparasyon yapmışlar ve sonrasında eğelerin metal yorgunluklarını araştırmışlardır. Yared ve ark. (89) yaptıkları başka bir çalışmada da ProFile eğelerini kullanarak, 60 adet üst ve alt molar dişe kanal tedavisi uyguladıktan sonra eğelerin metal yorgunluklarını araştırmışlardır. Her iki çalışmada da aynı şekilde 2 mm çapında ve 90° eğim açısına sahip metal tüpleri test düzeneği olarak kullanmışlardır.

Yao ve ark. da (97) Profile, K3 ve RaCe eğelerinin fleksural yorgunluğunu değerlendirmek için 5 mm kurvatür yarıçapına ve 60° eğime sahip, metal tüp test düzeneğini kullanmışlardır.

Metal tüp test düzenekleri araştırmacılar tarafından başka çalışmalarda da takip eden yıllarda kullanılmıştır (54, 98-101), fakat metal tüp kullanılarak yapılan çalışmalarda bazı limitasyonlar bulunmaktadır. Eğenin kırılış anı net bir biçimde gözlenememekte ve tüp içerisinde eğeye istenilen eğim verilememektedir (101).

Metal tüpün iç çapı kullanılan eğenin çapından geniştir. Bu sebeple eğe, rotasyonu sırasında metal tüpün önceden belirlenmiş kurvatür yarıçapı ve açısına uymadan, öngörülemeyen bir yörüngeyi izleyebilmektedir. Eğe ve metal tüp arasındaki genişlik farkı eğe üzerinde titreşimler oluşturmakta ve eğenin yörüngesinde sapmalar olabilmektedir. Ayrıca eğe orijinal şekline geri dönme eğilimi sergilemekte ve sonuç olarak tüpün eğim dışında kalan duvarını takip ederek, daha büyük yarıçapa sahip olan yörüngede rotasyon yapabilmektedir. Kullanılan eğenin kalınlığı ve taperi değiştikçe tüp içerisinde izlediği yörünge de değişebilmekte, bu eşit olmayan şartlar da elde edilen sonuçların güvenilirliğini etkileyebilmektedir (101).

Haikel ve ark. (13) metal tüp test düzeneğine alternatif olarak ilk kez yivli blok ve çubuk takımı test düzeneğini kullanılmışlardır. Bu sistem, tavllanmış metal bloğun içindeki V şekilli oluktan yani yapay kanaldan oluşmaktadır.

Gambarani (17) yaptığı çalışmada, ProFile eğelerinin klinik olarak uzun süreli kullanımını sonucu oluşan metal yorgunluğunu araştırmıştır. Test düzeneği olarak metal tüp yerine, 5 mm eğrilik yarıçapına sahip yivli blok ve çubuk takımı test düzeneğini

kullanmıştır. Test sırasında ısınmayı önlemek amacıyla hava spreyi ile test cihazına soğutma uygulamıştır. Bizim çalışmamızda da ısınmayı ve ısınmaya bağlı egede oluşabilecek faz değişimlerini engellemek amacıyla hava soğutması kullanılmıştır. Gambarini yaptığı çalışmada eğenin kırılma anını gözlemleyerek kaydetmiştir. Bizim çalışmamızda ise elektronik bir düzenek oluşturulmuş ve bu düzeneğe 1/100 saniye hassasiyetindeki kronometre dahil edilmiştir. Böylece ege kırıldığı anda devrenin kesilmesiyle birlikte kronometre otomatik olarak durmuş ve kırılma süresi daha hassas bir biçimde kaydedilebilmiştir. Çalışmamızda eğeler üretici firmaların önerisi doğrultusunda farklı hız değerlerinde kullanılmıştır. Dolayısıyla farklı gruplardaki eğelerin saniyede gerçekleştirdikleri tur sayısı değerleri de farklılık göstermektedir. Bu sebepten dolayı, kırılma süresi belirlendikten sonra eğelerin NCF değerleri hesaplanmış ve istatistiksel değerlendirme NCF değerleri üzerinden yapılmıştır. Resiprokal hareket ile kullanılan eğelerin NCF değerleri Higuera ve ark.'nın (8) yapmış olduğu çalışmada olduğu gibi, kinematik farklılığı göz önünde bulundurulmadan üretici firmanın belirttiği rpm değerleri üzerinden hesaplanmıştır.

Yapılan başka bir çalışmada, eğelerin metal yorgunlukları eğenin eğimli, cilalı metal bir yüzeye karşı yaptığı rotasyonla test edilmiştir (51). Metal yüzeyin eğim açısı eğenin kurvatür yarıçapını kontrol etmek için kullanılmıştır. Bu test düzeneğini kurmak kolaydır ve dikey gagalama hareketi bu sisteme dahil edilebilmektedir, fakat bu sistemde yüzey gerilme genliğini tahmin etmek oldukça güçtür. Çünkü kurvatür yarıçapı yüzeyin eğim açısından değil, Ni-Ti ege tarafından oluşturulmaktadır. Bu yarıçap bir egeden başka bir eğeye göre farklılık gösterebilmektedir. Nitekim, yatay metal plağın açısıyla, eğenin metal yorgunluğu arasında kesin tanımlanmış bir ilişki elde edilememiştir (102).

Bazı çalışmalarda ise, bu yöntemlere alternatif olarak metal blok üzerine istenilen çap ve derinliklerde oluklar hazırlanarak yapay kanallar oluşturulmuştur (103). Bu düzeneklerde, eğenin kırılma anı net bir şekilde takip edilebilmektedir, fakat silindirik formdaki kanal, eğeyi her zaman sabit bir yörüngede tutamamaktadır. Eğelerin metal bloğa her zaman aynı derinlikte yerleştirilmesi de mümkün olamamaktadır (101).

Plotino ve ark. (104) metal blok içerisine açılmış yapay kanallardaki boyut uyumsuzluğunu gidermek için, kullanılacak eğenin boyutu ve taperi ile uyumlu yapay

kanallar üretmişlerdir. Kullanılmış ve kullanılmamış Mtwo eğelerini karşılaştırdıkları çalışmada, her eğenin boyutuna özel olarak 60° eğrilik açısı ve 5 mm kurvatur yarıçapına sahip yapay kanallar oluşturmuşlardır. Böylece eğenin tekrarlanabilir bir yörüngeyi takip etmesini sağlanmışlardır (105). Düzeneğin üzeri, eğenin rotasyonu ve kırılma anının gözlenebilmesi için güçlendirilmiş cam ile kapatılmıştır. Aynı tip test düzeneği Gambarini ve ark. (106) tarafından da kullanılmıştır.

Castello-Escriva ve ark.(74) in vitro olarak, ProTaper, WaveOne ve Twisted File eğelerinin fleksural yorgunluğa karşı dirençlerini, dört farklı açı ve kurvatur yarıçapına sahip yapay kanallarda araştırmışlardır. Her bir eğeyi üretici firmanın önerdiği hız değerlerinde ve kendi özel hareketlerinde kullanmışlardır. Aynı şekilde Bhagabati ve ark.(107) ProFile, Mtwo, K3 ve Twisted File eğelerinin, 45 ° ve 90° kurvatur açısına sahip yapay kanallarda kullanımları sonucu oluşan fleksural yorgunluklarını araştırdıkları çalışmalarında, eğeleri üretici firmanın önerdiği hız değerlerinde kullanmışlardır. Bizim çalışmamızda da, bu çalışmalarla paralel olarak standardizasyonu sağlamak amacıyla eğeler tek bir hız ve tork değerinde kullanılmak yerine, üretici firmanın önerdiği hız ve tork değerlerinde kendi özel hareketlerinde kullanılmıştır. Böylece klinik koşullardaki kullanım şartlarının tam olarak sağlanabilmesi amaçlanmıştır.

Yao ve ark. (97) ProFile, K3 ve RaCe eğelerinin fleksural yorgunluğunu araştırdıkları çalışmalarında, dinamik model test düzeneğini kullanmışlardır. Dinamik model test düzeneğinde instron cihazıyla birlikte, ege aşağı yukarı hareket edebilmektedir. Böylece klinikte kullanılan gagalama hareketini test düzeneğine aktardıklarını bildirmişlerdir.

Higuera ve ark. (8) WaveOne, Reciproc ve Twisted File eğelerinin fleksural yorgunluklarını değerlendirmek için yaptıkları çalışmada, dinamik testin limitasyonlarından dolayı statik testin kullanılmasına karar vermişlerdir. Çünkü dinamik testte aksiyel hareketin hızının ve genliğinin standardize edilebilmesine rağmen, bu değişkenlerin tamamen göreceli olduğunu bildirmişlerdir.

Cheung ve Darvell (52), Ni-Ti eğelerin metal yorgunluklarını kuru ve sulu ortamlarda karşılaştırdıkları çalışmalarında, diğer test düzeneklerindeki olumsuzlukları gidermek amacıyla yeni bir test düzeneği geliştirmişlerdir.



Geliştirdikleri düzenekte eğeye istenilen eğimi vermek amacıyla üç adet 2 mm çapına sahip yüksek sertlikteki metal pini, akrilik plak üzerine yerleştirmişlerdir. En alttaki pin üzerine, eğelerin rotasyon sırasında pozisyonunu koruması amacıyla V şekilli oluk açılmıştır. V şekilli olukların açılmaması halinde, eğelerin rotasyon sırasında sağa sola hareket edebileceğini ve sürtünmeye bağlı olarak eğe üzerinde farklı noktalarda değişken ve öngörülemeyen kuvvetler olabileceğini bildirmişlerdir. Bu yöntemin avantajları mühendislik bölümlerinde sıklıkla kullanılmasına rağmen, endodonti literatüründe kullanımı oldukça yenidir.

Bizim çalışmamızda da, diğer test düzeneklerindeki olumsuzluklar göz önünde bulundurularak, Cheung ve Darvell' in (52) üç adet pin ile eğim verilen statik test düzeneği modifiye edilerek kullanılmıştır. Test düzeneğinde pinler, Schneider'e göre (81) eğri kök kanalları sınıflamasına dahil edilen 40° eğim oluşturacak şekilde düzeneğe yerleştirilmiştir. Test sırasında eğenin rotasyon ve resiprokasyon hareketi esnasında, sabit bir yörüngede kalarak değişen kuvvetlere maruz kalmaması amacıyla paslanmaz çelik pinler üzerine V şekilli oluklar açılmıştır ve eğeler hava soğutması altında kırılma testine tabi tutulmuştur.

Çalışmamızda kullandığımız eğeler ile yapılan, eğelerin fleksural yorgunluklarının değerlendirildiği çalışmaları incelediğimizde, Lopes ve ark. (108) yaptıkları çalışmada ProTaper F3 eğelerini aynı kurvatür yarıçapına sahip fakat farklı ark uzunluğundaki test düzeneklerinde rotasyona maruz bırakmışlar ve kırılma olana kadar geçen süreyi hesaplamışlardır. Sonuç olarak; kurvatür uzunluğu daha fazla olan düzenekte test edilen eğenin NCF değeri, kurvatür uzunluğu kısa olan düzenekte test edilen eğeden daha az bulunmuş ve sonucun istatistiksel olarak da anlamlı olduğu bildirilmiştir.

Lee ve ark. (109) farklı geometrik kesitlere sahip fakat karşılaştırılabilir boyutlardaki ProTaper, ProFile, HeroShaper ve Mtwo eğelerinin fleksural yorgunluğa karşı dirençlerini farklı kurvatürlere sahip test cihazında karşılaştırmışlardır. Tüm eğeleri 300 rpm hızda ve 5.2 Ncm maksimum tork değerinde kullanarak, teste tabi tutmuşlardır. Sonuç olarak ProTaper eğesi her kurvatür derecelerinde fleksural yorgunluğa karşı en düşük direnci gösterirken, Mtwo eğesi fleksural yorgunluğa karşı en yüksek direnci göstermiştir.

Nguyen ve ark. (68) yaptıkları çalışmada, ProTaper Next, ProTaper ve VortexBlue eğelerinin fleksural yorgunluğunu değerlendirmişlerdir. VortexBlue ve ProTaper eğeleri crown-down tekniğiyle kullanılmasına rağmen, ProTaper Next eğelerinde apikal şekillendirme önce yapılmaktadır. Ayrıca ProTaper eğesi geleneksel Ni-Ti alaşımdan üretilmesine rağmen, ProTaper Next eğesi M-wire teknolojisiyle üretilmiştir. Bu farklılıklardan dolayı aslında bu çalışma ProTaper Next ve VortexBlue eğeleri ile ProTaper eğesinin fleksural yorgunluğa karşı direncinin karşılaştırılmasını amaçlamaktadır. Sonuç olarak; VortexBlue eğesi ProTaper Next eğesinden ve ProTaper Next eğesi, ProTaper eğesinden fleksural yorgunluğa karşı daha dirençli bulunmuştur.

Çalışmamızda da Nguyen ve ark.'nın (68) yaptığı çalışmayla paralel olarak ProTaper Next eğesi ProTaper eğesine göre daha fazla NCF değeri sonucunda kırılmıştır.

Castello-Escriva ve ark. (74) ProTaper, WaveOne ve Twisted File eğelerinin fleksural yorgunluğa karşı dirençlerini karşılaştırdıkları çalışmanın sonucunda, M-wire teknolojisiyle üretilen WaveOne eğesini fleksural yorgunluğa karşı diğer eğelerden daha dirençli bulmuşlardır. Twisted File eğesi ise ısıyla işlenmiş telin bükülme yöntemi olan R-faz teknolojisiyle üretilmiştir ve fleksural yorgunluğa karşı ProTaper eğesinden daha dirençli bulunmuştur. Bizim çalışmamızda, bu çalışmalara paralel olarak WaveOne eğesi ProTaper eğesinden daha fazla NCF değeri sonucunda kırılmıştır.

Bhagabati ve ark. (107) yaptıkları çalışmada 45° ve 90° kurvatür açısına sahip yapay kanallarda ProFile, Mtwo, K3 ve Twisted File eğelerinin fleksural yorgunluğa karşı dirençlerini karşılaştırmışlardır. R-faz teknolojisiyle üretilen Twisted File eğesi fleksural yorgunluğa karşı tüm gruplardan daha dayanıklı bulunurken, K3 eğesi de Mtwo eğesinden daha dayanıklı bulunmuştur.

Higuera ve ark. (72) K3, K3XF ve Twisted File eğelerini kullanarak yaptıkları çalışmada, ege dizaynı ve üretim teknolojisi farklılıklarının fleksural yorgunluk üzerindeki etkisini değerlendirmeyi amaçlamışlardır. Sonuç olarak R-faz teknolojisiyle üretilen K3XF ve Twisted File eğelerinin fleksural yorgunluk direncinin K3 eğesinden daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda K3XF eğesi K3

eğesine göre daha uzun tur sayısı sonucunda kırılmıştır ve bu çalışmayla paralellik göstermektedir.

Çalışmamızda aynı boyutlarda kullanılan ProTaper Next, WaveOne, Reciproc olmak üzere M-wire teknolojisiyle üretilen eğeler ile R-faz teknolojisiyle üretilen K3XF eğeleri, geleneksel Ni-Ti alaşımından üretilen ProTaper egesinden daha fazla NCF değerleri sonucunda kırılmışlardır. Bu sonuç diğer çalışmalarda olduğu gibi M-wire üretim teknolojisinin fleksural yorgunluğa dayanımı arttırdığı bulgusunu desteklemektedir. Çalışmamızda, Reciproc egesi en fazla NCF değeri sonucunda kırılırken, ProTaper egesi en az NCF değeri sonucunda kırılmıştır.

Deney ve kontrol grubu bulgularının gruplar arası NCF değerleri karşılaştırıldığında, Reciproc, WaveOne ve ProTaper eğeleri için farklılık istatistiksel olarak önemsiz bulunurken, K3XF egesinin deney ve kontrol grubu arasındaki farklılık, her ege için istatistiksel olarak önemli bulunmuştur. ProTaper Next egesinde bu farklılık X1 egesinde önemsizken, daha kalın olan X2 egesinde önemli bulunmuştur. K3 egesinde ise 40/.04 ve 25/.04 numaralı eğerlerde farklılık önemli bulunurken, 35/.04 ve 30/.04 numaralı eğerlerde farklılık istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur. Reciproc ve WaveOne egesi aynı kinematikle kullanılmaktadır ve aynı alaşım teknolojisiyle üretilmiştir. ProTaper egesi ise farklı kinematiğe ve alaşım teknolojisine sahiptir. Fakat her üç grupta da alt premolar ve alt molar dişlerin mekanik preparasyonundan sonra, kullanılmış ve kullanılmamış eğeler arasında fleksural yorgunluk açısından bir farklılık oluşmadığı bulgusu elde edilmiştir. Farklı üretim teknolojilerine sahip eğerlerdeki bu benzer sonucun, üretim teknolojisi dışında kullanım kinematiği, kor kalınlığı ve çapraz kesit gibi torsiyonel kırılmalara ve fleksural yorgunluğa karşı direnci etkileyen diğer faktörlerden dolayı kaynaklandığını düşünmekteyiz (110-114).

Kök kanal eğerlerinin kor kalınlığı ve çapraz kesitleri gibi faktörlerle ilgili araştırmalar incelendiğinde, kor kalınlığı arttıkça fleksural yorgunluğa karşı direnç azalırken torsiyonel kırılmalara karşı direncin arttığı bildirilmiştir. Bazı araştırmacılar geniş çaplı eğerlerin, internal stres birikimine bağlı olarak küçük çaplı eğerlere göre fleksural yorgunluğa karşı daha dayanıksız olduğunu bildirilmişlerdir (10, 17, 45, 53).

Chaves Craveiro de Melo ve ark. (10) farklı taperlı eğeleri kullanarak eğerler arasındaki metal yorgunluğu farkını araştırdıkları çalışmada, en yüksek taperlı egeenin

en kısa sürede kırıldığını bildirmişlerdir. Bu sonucu, kurvatürün eğim derecesi aynı kalsa dahi eğenin çapındaki artışa bağlı olarak gerilme kuvvetinin artışına ve küçük taperlı eğenin kanal içerisinde büyük taperlı eğeye oranla daha serbest hareket etmesine bağlamışlardır.

Bizim çalışmamızda da ProTaper eğelerinin NCF değerleri grup içi değerlendirildiğinde hem deney hem de kontrol grubunda, bitirme eğeleri olan F1, F2 ve F3 eğelerinden en yüksek apikal çapa sahip F3 eğesi en az tur sayısı sonucunda kırılırken, en düşük apikal çapa sahip F1 eğesi en fazla NCF değeri sonucunda kırılarak diğer çalışmalarla paralellik göstermiştir.

Fife ve ark.(115) ProTaper eğelerinin uzun süreli kullanımları sonucu oluşan fleksural yorgunluklarını araştırdıkları çalışmalarında, S1 eğelerinin S2 eğelerinden daha kısa sürede kırıldığını bildirmişlerdir. Bu çalışmayla paralel olarak bizim çalışmamızda da şekillendirici eğeler karşılaştırıldığında en küçük apikal çapa sahip S1 eğesi en az NCF değeri sonucunda kırılırken ikinci en küçük apikal çapa sahip S2 eğesinin en fazla NCF değeri sonucunda kırıldığı tespit edilmiştir. Bu sonucun S1 eğesinin ilk kullanılan eğe olmasından ve kanal ağzlarının darlığı sebebiyle eğelerin daha fazla deformasyona uğramasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Çalışmamızda üretici firmanın önerileri doğrultusunda S1 eğesi en yüksek tork değerinde kullanılırken, S2 eğesi en düşük tork değerinde kullanılmıştır. Gambarini (54) düşük tork değerlerinin uygulandığı endodontik motorların kullanımının, Ni-Ti eğelerin fleksural yorgunluğa karşı dirençlerini arttırdığını bildirmiştir. Ni-Ti eğeler üzerine gelen mekanik stresin motorun torkuyla orantılı olduğunu, yüksek torklu motorlar kullanıldığında eğenin spesifik tork limitinin sıklıkla aşıldığını böylece mekanik stres sonucunda deformasyon veya kırılma riskinin arttığını belirtmiştir.

Yared ve Kulkarni (116) farklı türde motorları kullanarak yaptıkları çalışmanın sonucunda, düşük tork kontrollü motorların diğer motorlardan daha güvenilir olduğunu belirtmişler ve apikale uygulanan basıncın daha hafif olmasının kırılma riskini azaltabileceğini bildirmişlerdir.

Sattapan ve ark. (117) kanal preparasyonu sırasında oluşan tork değerlerini ve tork değeriyle birlikte apikale uygulanan basınçtan kaynaklanan, eğeler üzerindeki torsiyonel başarısızlıkları değerlendirmek üzere 5 adet dar, 5 adet orta genişlikteki düz kök kanallarında preparasyon yapmışlardır. Sonuç olarak, torkun eğelerin taperına ve

kanal genişliğine bağlı olduğunu, dar kanallarda kullanılan eğeler üzerinde geniş kanallarda kullanılanlara oranla daha yüksek tork değerlerinin saptandığını bildirmişlerdir.

Yapılan çalışmalara paralel olarak, S1 ve S2 eğeleri arasındaki tur sayısı farklılığının tork değerlerindeki farklılıklardan da kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Deney ve kontrol grupları arasındaki NCF değerleri karşılaştırıldığında, grupların tüm eğeleri arasındaki farklılık bir tek K3XF ege grubunda istatistiksel olarak önemli bulunmuştur. Bu sonucun K3XF eğelerinin, çalışmamızda kullanılan diğer eğelerden daha yüksek tork değerinde kullanılmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

ProTaper Next egesinin NCF değerleri grup içi karşılaştırıldığında, hem deney hem de kontrol grubunda X1 ve X2 egesi arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemli bulunmamıştır. Fakat eğelerin gruplar arası istatistiksel olarak karşılaştırılmasında, X1 eğeleri için gruplar arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemsiz bulunurken, X2 eğeleri için gruplar arasındaki farklılık kontrol grubu yönünde istatistiksel olarak önemli bulunmuştur. Sonuç olarak bir adet alt premolar ve alt molar dişin preparasyonu sonrasında X1 egesi fleksural yorgunluktan önemli ölçüde etkilenmezken, X2 egesi önemli ölçüde etkilenmiştir. Kalın olan X2 egesinin, daha fazla internal stres birikimine bağlı olarak kullanımdan daha çok etkilendiğini ve böylece daha kısa sürede kırıldığını düşünmekteyiz.

K3 deney ve kontrol grubu eğelerinin NCF değerleri grup içi karşılaştırıldığında, sonuçlar diğer gruplarla paralel bulunmuştur. Deney ve kontrol grubun her ikisinde 25/.04 numaralı ege en çok tur sayısı sonucunda kırılırken, bu eğeyi 30/.04, 35/.04 ve en az tur sayısı sonucu kırılan 40/.04 numaralı ege takip etmektedir. İstatistiksel olarak her iki grupta da 25/.04 ve 30/.04 numaralı eğeler arasındaki farklılık önemsiz bulunurken diğer tüm gruplar arasındaki farklılık önemli bulunmuştur.

K3 egesinin deney ve kontrol grupları arasındaki NCF değerleri karşılaştırıldığında ise farklılık 40/.04 ve 25/.04 numaralı eğeler arasında istatistiksel olarak önemli bulunmuştur. Fleksural yorgunluktan en çok en kalın ve en ince eğeler etkilenmiştir. Kalın olan 40/.04 numaralı egeenin, yapılan çalışmalarda da belirtildiği

gibi, daha fazla internal stres birikimine bağı olarak kullanımdan daha çok etkilendiğini ve böylece daha kısa sürede kırıldığını düşünmekteyiz (45).

K3 eğeleri çalışmamızda crown-down tekniğiyle kullanılmaktadır ve apikal şekillendirmeyi yaptığımız ilk ege 25/.04 numaralı egedir. Apikale ulaşan ilk ege olmasından dolayı 25/.04 numaralı egenin deney ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak önemli bir farklılık bulunduğunu düşünmekteyiz.

K3XF deney ve kontrol grubu eğelerinin NCF değerleri grup içi karşılaştırıldığında, deney grubunda en fazla dönme sayısı sonucu 25/.04 numaralı ege kırılırken, bu eğeyi 30/.04, 40/.04 ve 35/.04 numaralı eğeler takip etmektedir. Kalınlık sıralamasını 40/.04 numaralı ege bozmaktadır fakat 40/.04 ve 35/.04 numaralı eğeler arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemli bulunmamıştır. Aynı şekilde kontrol grubunda da 40/.04 numaralı ege 35/.04 numaralı egeden daha uzun tur sayısı sonucunda kırılmıştır fakat istatistiksel olarak önem teşkil etmemektedir. 25/.04 numaralı ege ile 35/.04 ve 40/.04 numaralı eğeleri arasındaki fark istatistiksel olarak önemli bulunurken, diğer eğeler arasındaki farklılık önemsiz bulunmuştur. K3XF deney grubu eğelerinin hepsi aynı tork ve hız değerlerinde kullanılmışlardır ve tek farklılıkları apikal çap kalınlıklarıdır. Bu durum kalınlık artışıyla birlikte kırılma riskinin arttığı bulgusunu diğer çalışmalarda olduğu gibi desteklemektedir.

Alet kırılmaları üzerinde kullanım kinematiğinin etkisinin araştırıldığı birçok çalışma yapılmıştır (50, 76, 77, 118).

De-Deus ve ark. (77) yaptıkları çalışmada ProTaper eğelerini farklı hız ve kinematiklerde kullanarak fleksural yorgunluğa karşı dirençlerini araştırmışlardır. Eğeleri 250 ve 400 rpm hızlarda farklı kinematik hareketlerde kullanarak karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak resiprokasyon hareketiyle kullanılan ege grubu istatistiksel olarak anlamlı derecede fleksural yorgunluğa karşı dirençli bulunmuştur. Aynı şekilde Kiefner ve ark. (119) Mtwo ve Reciproc eğelerini rotasyonel ve resiprokal hareket ile kullanarak, eğelerin fleksural yorgunluğa karşı dirençlerini araştırmışlar ve sonucunda resiprokal hareketin fleksural yorgunluğa karşı direnci arttırdığını bildirmişlerdir.

Higuera ve ark. (72) K3, K3XF ve Twisted File eğelerini rotasyonel ve resiprokal hareketlerde kullanarak fleksural yorgunluğa karşı dirençlerini

araştırmışlardır. Sonuç olarak tüm eğeler resiprokal hareket ile kullanıldığında, rotasyonel harekete oranla fleksural yorgunluğa karşı daha dirençli bulunmuştur.

Bizim çalışmamızda da resiprokal hareket ile kullanılan ve M-wire teknolojisi ile üretilen Reciproc ve WaveOne eğeleri, ayrıca rotasyonel hareketle kullanılan ve M-wire teknolojisiyle üretilen ProTaper Next eğesi kullanılmış, böylece aynı alaşım teknolojisiyle üretilen fakat farklı kinematiklerde kullanılan eğeler karşılaştırılabilmiştir.

Castello-Escriva ve ark.(74) ProTaper, WaveOne ve Twisted File eğelerinin fleksural yorgunluğa karşı dirençlerini karşılaştırdıkları çalışmada, her bir eğeyi üretici firmanın önerdiği özel hareketlerinde ve önerilen hızlarda kullanmışlardır. Her bir eğenin NCF değeri hesaplandıktan sonra istatistiksel değerlendirmeleri yapılmış ve sonuç olarak resiprokal hareketle kullanılan WaveOne eğesi fleksural yorgunluğa karşı diğer eğelerden daha dirençli bulunmuştur. WaveOne eğesi 60° CW , 120° CCW'nde rotasyon yaparak tam döngüsünü altı turda tamamlamaktadır. Böylece resiprokasyon hareketi ile kullanılan eğenin daha kısa açısal mesafe katetmesine bağlı olarak metal yorgunluğuna karşı direnci artmaktadır (50, 76, 77, 118). Çalışmamızda da WaveOne eğesi ProTaper eğesinden daha fazla tur sayısı sonucunda kırılmıştır.

Kim ve ark. (80) resiprokal hareket ile kullanılan Reciproc R25 ve WaveOne Primary eğelerini devamlı rotasyon hareketiyle kullanılan ProTaper F2 eğesiyle, fleksural yorgunluğa ve torsiyonel kırılmalara karşı dirençleri açısından karşılaştırmışlardır. ProTaper F2 eğesini kontrol grubu olarak kullanmışlardır. Çalışmamızla paralel olarak, standardizasyonu sağlamak amacıyla aynı apikal çapa sahip eğeler kullanılmış ve üretici firmanın önerdiği hız değerleri dikkate alınmıştır. Çalışmanın sonucunda, resiprokal hareketle ile kullanılan Reciproc ve WaveOne eğelerini, rotasyonel hareketle kullanılan ProTaper eğesine göre, fleksural ve torsiyonel yorgunluğa karşı daha dayanıklı bulmuşlardır. Reciproc eğesi en fazla NCF değeri sonucunda kırılarak fleksural yorgunluğa karşı en dirençli eğe olarak tespit edilirken, WaveOne eğesi ise torsiyonel kırılmalara karşı en dirençli eğe olarak tespit edilmiştir.

Çalışmamızda da diğer çalışmalara paralel olarak Reciproc eğesi tüm gruplar arasında en fazla NCF değeri sonucunda kırılmıştır. Çalışmamızın sonucunda, gruplar arası NCF değerleri karşılaştırıldığında rotasyonel hareket ile kullanılan eğelerin

bazılarında, deney ve kontrol grupları arasındaki farklılık önemli bulunurken, resiprokal hareket ile kullanılan Reciproc ve WaveOne eğelerinin deney ve kontrol grupları arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur. Bu bulgular doğrultusunda, resiprokal sistem ile kullanılan WaveOne ve Resiproc eğelerinin, alt premolar ve alt molar dişlerde kullanımları sonrası fleksural yorgunluk bakımından güvenli eğeler olduğunu düşünmekteyiz. Bu sonucun; Reciproc ve WaveOne eğelerinin, çeşitli çalışmalarda eğelere artmış döngüsel yorgunluk direnci sağladığı gösterilen M-wire teknolojisi ile üretilmiş olmasından ve CW ve CCW'da gerçekleşen resiprokasyon hareketinin, eğelerin kanal içinde vidalanma riskini, maruz kaldıkları sıkışma ve gerilme kuvvetlerini ve döngüsel yorgunluk riskini azaltmış olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz (93, 120, 121).

Yapılan çalışmalarda, üretici firmaların endodontik motorlara programlanmış oldukları rpm değerleri, endodontik motor rotasyonel hareket ile kullanıldığında gerçeği yansıtırken, resiprokal hareket ile kullanıldığında hem gerçek değer ile endodontik motora programlanmış değer hem de gerçek CW ve CCW'da gerçekleşen hareket açısı ile programlanmış açı arasında farklılıkların bulunduğu bildirilmiştir (122, 123).

Fidler (122) yapmış olduğu çalışmada, yüksek hızlı kamera kullanarak VDW Silver Reciproc ve ATR Tecnika endodontik motorlarının programlanmış ve gerçek değerleri arasındaki farklılığı araştırmıştır. Resiprokal hareket sırasında, CW ve CCW'da gerçekleşen hareket olmak üzere iki faz beklenirken, yönler arası geçiş sırasında duraksama dönemlerinin gerçekleştiğini ve toplam hareketin 4 fazlı olduğunu bildirmiştir. Bu duraksamaların, dönüş yönleri sırasında motor ünitesinin durup tekrar çalışmasından ve dönüş yönüne bağlı olarak motor içerisindeki düzenekler arasında oluşan boşluklardan kaynaklanabileceğini açıklamıştır. Sonuç olarak rotasyonel hareket güvenli bulunurken, resiprokal hareketin üretici firmalar tarafından geliştirilmesi gerektiği bildirilmiştir.

Çalışmamızda da olduğu gibi rotasyonel ve resiprokal harekette NCF değeri eğenin belirtilen rpm değeri üzerinden belirlenmektedir. Dolayısıyla üretici firmaların endodontik motorlar üzerinde belirttikleri hız değerlerinin doğruluğu fleksural yorgunluğa bağlı kırılmaların güvenli bir biçimde karşılaştırılabilmesi açısından önemlidir (80). Bu sebeplerden dolayı çalışmamızda resiprokal hareket ile kullanılan



WaveOne ve Reciproc eğelerinin gerçek NCF değerlerinin belirlenmesinde ilave çalışmalara ve kullanılan endodontik motorların geliştirilmesine ihtiyaç olduğunu düşünmekteyiz.

Aynı kinematikte kullanılan, aynı üretim teknolojileriyle üretilen ve tek ege sistemi olan WaveOne ve Reciproc eğelerinin torsiyonel kırılmalara ve fleksural yorgunluğa karşı dirençleri birbirleriyle karşılaştırıldığında Kim ve ark. (80) tarafından farklı bulunmuştur. Çalışmamızın sonucunda da Reciproc ve WaveOne eğesinin, deney ve kontrol grupları arasındaki NCF değerleri farklılığı istatistiksel olarak önemsiz bulunurken, Reciproc eğesi WaveOne eğesinden daha fazla tur sayısı sonucunda kırılmıştır. Bu sonucun, eğelerin metal yorgunluklarını etkileyen bir başka faktör olan enine kesit geometrisinden kaynaklandığını düşünmekteyiz (110-114, 124).

Schafer ve ark. (112) Flexmaster, Hero642, K<sup>3</sup>, ProFile ve RaCe eğeleriyle yaptıkları çalışmada esnekliğin kesit alanıyla ilişkisi olduğunu tespit etmişlerdir. Yapılan başka çalışmalarda da enine kesit alanlarının, eğelerin torsiyonel kuvvetlere karşı dayanıklılıklarını etkileyen bir faktör olduğu ve eğelerin enine kesit alanı arttıkça, esnekliklerinin azaldığı fakat dış kuvvetlere direnç gösterme yeteneklerinin arttığı gösterilmiştir (64, 95).

U-oluklu ve küçük enine kesite sahip eğelerin, üçgen triple-heliks tasarıma sahip eğelere göre daha esnek oldukları, fakat torsiyonel kuvvetlere karşı daha dayanıksız oldukları bildirilmiştir (94).

Enine kesit alanları incelendiğinde, çalışmamızda en az tur sayısı sonucunda kırılan ProTaper eğesinin konveks üçgen, en fazla tur sayısı sonucunda kırılan Reciproc eğesinin ise S-şekilli enine kesite sahip olduğu görülmektedir. Bu sonucun ProTaper eğesinin Reciproc eğesine göre daha geniş enine kesit alanına sahip olmasından kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz(93).

Çalışmamızda aynı kinematikte kullanılan ve aynı alıştırma teknolojisine sahip, tek ege sistemlerinden WaveOne ve Reciproc eğeleri karşılaştırıldığında, Reciproc eğesi, ProTaper eğesiyle benzer geometride modifiye konveks üçgen enine kesite sahip WaveOne eğesinden daha fazla tur sayısı sonucunda kırılma göstermiştir. Bu benzer sonuçların, Reciproc eğesinin diğer iki egeden farklı olarak, iki kesici kenarlı

S-şekilli geometrisine, daha küçük enine-kesit alanına ve bu özelliklerinden dolayı sahip olduğu esneklik artışına bağlı olduğunu düşünmekteyiz (79).

Higuera ve ark. (69) ProTaper ve ProTaper Next eğelerini farklı kurvatür uzunluklarında karşılaştırdıkları çalışmada, ProTaper Next eğesini, her kurvatür uzunluğunda ProTaper eğesine göre fleksural yorgunluğa karşı daha dayanıklı bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda da ProTaper Next eğeleri daha fazla NCF değerleri sonucunda kırılmıştır. Bu sonucun ProTaper Next eğesinin M-wire teknolojisi ile üretilmiş olmasının yanı sıra, asimetrik dikdörtgen kesitinden ve bu özel kesitine bağlı olarak gerçekleştirdiği asimetrik yılan benzeri hareketinden kaynaklandığını düşünmekteyiz.



## 6.SONUÇLAR VE ÖNERİLER

ProTaper, ProTaper Next, K3, K3XF, WaveOne ve Reciproc eğelerinin fleksural yorgunluğa karşı dirençlerini araştırdığımız çalışmadan elde ettiğimiz bulgulara dayanarak aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır.

1. ProTaper deney ve kontrol grubu eğeleri grup içi karşılaştırıldığında tork değerinin ve ege çapının artmasıyla birlikte kırılma sürelerinde kısalma meydana gelmiştir.

2. ProTaper Next deney ve kontrol grubu eğeleri grup içi karşılaştırıldığında deney ve kontrol grubundaki eğeler arası farklılık istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur.

3. K3 eğelerinin deney ve kontrol grubu değerleri grup içi karşılaştırıldığında deney grubunda; 40/.04 ile 35/.04, 30/.04, 25/.04 numaralı eğeler ile 35/.04 ile 30/.04 ve 25/.04 numaralı eğeler arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemli bulunurken, kontrol grubunda, 35/.04 ile 30/.04 ve 25/.04 numaralı eğeler arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ( $p<0,05$ ).

4. K3XF eğelerinin deney ve kontrol grubu değerleri grup içi karşılaştırıldığında deney grubunda; 40/.04 ile 25/.04 numaralı ege ve 35/.04 ile 25/.04 numaralı eğeler arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemli bulunurken, kontrol grubunda, 40/.04 ile 25/.04 numaralı ege ve 35/.04 ile 25/.04 numaralı eğeler arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ( $p<0,05$ ).

5. Geleneksel Ni-Ti alaşımından üretilen ProTaper ve K3 eğelerinin deney ve kontrol grubu bulguları her bir ege için karşılaştırıldığında, ProTaper egesinin deney ve kontrol grupları arasındaki farklılık tüm eğeler için önemsiz bulunurken, K3 egesinde 30/.04 ve 35/.04 eğeleri arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur ( $p>0,05$ )

6. M-wire teknolojisiyle üretilen ve rotasyonel hareket ile kullanılan K3XF ve ProTaper Next eğelerinin deney ve kontrol grupları, gruplar arası karşılaştırıldığında ProTaper Next X1 egesinde gruplar arası farklılık istatistiksel olarak önemsiz bulunurken ( $p>0,05$ ), X2 egesinde gruplar arası farklılık istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ( $p<0,05$ ). K3XF grubunda ise, gruplar arası farklılık tüm egelelerde istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ( $p<0,05$ ).

7. Deney ve kontrol gruplarının ikili karşılaştırılması sonucunda, resiprokal hareket ile kullanılan WaveOne ve Reciproc eğelerinin deney ve kontrol grupları arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur ( $p>0,05$ ). Resiprokal hareket ile kullanılan eğeler, rotasyonel hareket ile kullanılan diğer eğelerle preparasyon sonrası karşılaştırıldığında, metal yorgunluğu açısından daha güvenli bulunmuştur.

Elde ettiğimiz bu sonuçları genel olarak değerlendirdiğimizde, kök kanalının şekillendirilmesi işlemi endodonti pratiğinde önemli bir yer kapsamaktadır. Bu işlemler için kullanılan kök kanal eğeleri teknolojik ilerlemelere paralel olarak her geçen gün yenilenmektedir. Özellikle Ni-Ti kanal eğesinin, üretim aşamasında bazı işlemlere tabi tutulması, eğelerin şekil ve enine kesit geometrilerinde bazı değişikliklerin oluşturulması ve kullanım protokollerinin geliştirilmesi ile fleksural yorgunluğa dayanıklılığı arttırılmaya çalışılmaktadır.

Bir ısıl işlem olan M-wire teknolojisi, eğelerin fleksural yorgunluğa karşı dirençlerini arttırabilmektedir. Fakat ege dizaynı ve eğelerin enine kesiti gibi faktörler de ege kırılmaları üzerinde etkili olmaktadır. Çalışmamızda da geleneksel ve M-wire teknolojisi ile üretilen Ni-Ti eğelerin fleksural yorgunluğa karşı dirençleri karşılaştırıldığında M-wire teknolojisi ile üretilen eğelerin fleksural yorgunluğa karşı daha dayanıklı olduğu görülmüştür.

Kullandığımız Ni-Ti kanal eğelerinin çapları arttıkça fleksural yorgunluğa karşı dirençlerinin azaldığı görülmüştür. Geniş çaplı eğelerin, internal stres birikimine bağlı olarak küçük çaplı eğelere göre fleksural yorgunluğa karşı daha dayanıksız olduğunu düşünmekteyiz.

Çok dar ve eğri kanallarda geniş çaplı eğelerin direk kullanımı yerine, bu gibi kanallarda önce düşük taperlı, daha sonra yüksek taperlı eğelerin kullanımını daha güvenli bulmaktayız ve bu şekilde kullanımın daha çabuk bir şekillendirme sağlayacağını düşünmekteyiz.

Çalışmamızda resiprokal hareketin, eğelerin kanal içerisinde maruz kaldıkları sıkışma ve gerilme kuvvetlerini ve eğelerin kanal içerisinde vidalanma risklerini azalttığı, resiprokal hareket ile kullanılan eğelerin fleksural yorgunluğa karşı dirençlerinin diğer Ni-Ti eğelerle karşılaştırıldığında daha fazla olduğu tespit edilmiştir.

Teknolojideki gelişmelerle birlikte, endodonti alanında daha dayanıklı ve etkin eğeler üretilmekte ve bu eğelerin daha üstün fiziksel özelliklere sahip olduğu üretici firmalar tarafından belirtilmektedir. Bu konu ile ilgili yapılacak bilimsel araştırmaların, klinikte kök kanal tedavisinin başarısını etkileyen bir faktör olan alet kırılması gibi ciddi komplikasyonları daha da azaltılacağını ve klinisyenin kullandığı kanal eğesini kök kanalının zorluğuna göre hangi protokolde, hangi kinematikte ve kaç defa kanal içerisinde kullanması gerektiği hakkında bilgi vereceğini düşünmekteyiz.



**KAYNAKLAR**

1. Deplazes P, Peters O, Barbakow F. Comparing apical preparations of root canals shaped by nickel-titanium rotary instruments and nickel-titanium hand instruments. *J Endod*, 27(3):196-202, 2001.
2. Smith CS, Setchell DJ, Harty FJ. Factors influencing the success of conventional root canal therapy -a five-year retrospective study. *Int Endod J*, 26(6):321-333, 1993.
3. Mayo CV, Montgomery S, de Rio C. A computerized method for evaluating root canal morphology. *J Endod*, 12(1):2-7, 1986.
4. Alaçam T, Uzel İ, Alaçam A, Aydın M, Tınaz C, Ömürlü H ve ark. *Endodonti*, II. Baskı, Barış Yayınları, Ankara, 375,377,405 s., 2000.
5. Fairbourn DR, McWalter GM, Montgomery S. The effect of four preparation techniques on the amount of apically extruded debris. *J Endod*, 13(3):102-108, 1987.
6. Reddy SA, Hicks ML. Apical extrusion of debris using two hand and two rotary instrumentation techniques. *J Endod*, 24(3):180-183, 1998.
7. Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod*, 14(7):346-351, 1988.
8. Higuera O, Plotino G, Tocci L, Carrillo G, Gambarini G, Jaramillo DE. Cyclic fatigue resistance of 3 different nickel-titanium reciprocating instruments in artificial canals. *J Endod*, 41(6):913-915, 2015.
9. Mader CL, Baumgartner JC, Peters DD. Scanning electron microscopic investigation of the smeared layer on root canal walls. *J Endod*, 10(10):477-483, 1984.
10. Chaves Craveiro de Melo M, Guiomar de Azevedo Bahia M, Lopes Buono VT. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*, 28(11):765-769, 2002.

11. Dietz DB, Di Fiore PM, Bahcall JK, Lautenschlager EP. Effect of rotational speed on the breakage of nickel-titanium rotary files. *J Endod*, 26(2):68-71, 2000.
12. Dummer PM, Alodeh MH, Doller R. Shaping of simulated root canals in resin blocks using files activated by a sonic handpiece. *Int Endod J*, 22(5):211-215, 1989.
13. Haikel Y, Gasser P, Allemann C. Dynamic fracture of hybrid endodontic hand instruments compared with traditional files. *J Endod*, 17(5):217-220, 1991.
14. Stenman E, Spangberg LS. Machining efficiency of endodontic K files and Hedstrom files. *J Endod*, 16(8):375-382, 1990.
15. Tepel J, Schafer E, Hoppe W. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 3. Resistance to bending and fracture. *J Endod*, 23(3):141-145, 1997.
16. Anderson ME, Price JW, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*, 33(10):1212-1216, 2007.
17. Gambarini G. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *Int Endod J*, 34(5):386-389, 2001.
18. Küçükay E, Küçükay K, Küçükay B. Kök Kanalı Şekillendirme Yöntemleri. Promat Matbaası, İstanbul, 15-25, 75 s., 2004.
19. Akdoğan A, Nurveren K. Akıllı Malzemeler ve Uygulamaları. *Makina Tek*, 57:34-39, 2002.
20. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J*, 33(4):297-310, 2000.
21. Wang FE AH, Pickart SJ. Mechanism of Tini Martensitic Transformation and Crystal-Structures of Tini-ii and Tini-iii Phases. *J Appl Phys*, 43:97-112, 1972.
22. Otsuka K RX. Physical metallurgy of Ti-Ni-based shape memory alloys. *Prog Mater Sci*, 50:511-678, 2005.

23. Serene TP AJ, Saxena A. *Nicel-Titanium Instruments: Applications in Endodontics*. Ishiyaku Euro America Inc., St Louis MO, 1995.
24. Cohen S, Hargreaves M K. *Pathways of the pulp* 9th ed, Mosby Elsevier Inc, St. Louis, 324-335 s., 2006.
25. Buehler WJ, Wang FE. A summary of recent research on the Nitinol alloys and their potential application in ocean engineering. *Ocen Engineering*, 1:105-20, 1968.26. Buehler WJ, Cross WB. 55-Nitinol unique wire alloy with a memory. *Wire J*, 2: 41–49, 1969.
27. Civjan S, Huget EF, DeSimon LB. Potential applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. *J Dent Res*, 54(1):89-96, 1975.
28. Bishop K, Dummer PM. A comparison of stainless steel Flexofiles and nickel-titanium NiTiFlex files during the shaping of simulated canals. *Int Endod J*, 30(1):25-34, 1997.
29. Carvalho LA, Bonetti I, Borges MA. A comparison of molar root canal preparation using stainless-steel and nickel-titanium instruments. *J Endod*, 25(12):807-810, 1999.
30. Garip Y, Gunday M. The use of computed tomography when comparing nickel-titanium and stainless steel files during preparation of simulated curved canals. *Int Endod J*, 34(6):452-457, 2001.
31. Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel-titanium instruments: from past to future. *Endodontic topics*, 29(1): 3-17, 2013.
32. Liu Y, McCormick PG. Thermodynamic analysis of the martensitic transformation in NiTi-II. Effect of transformation cycling. *Acta Metall Mater*, 7: 2407–2413, 1994.
33. Gao Y, Gutmann JL, Wilkinson K, Maxwell R, Ammon D. Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. *J Endod*, 38(3):398-401, 2012.



34. Ye J, Gao Y. Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *J Endod*, 38(1):105-107, 2012.
35. Hashem AA, Ghoneim AG, Lutfy RA, Foda MY, Omar GA. Geometric analysis of root canals prepared by four rotary NiTi shaping systems. *J Endod*, 38(7):996-1000, 2012.
36. Glickman GN, Koch KA. 21st-century endodontics. *JADA*, 131:39-46, 2000.
37. Schafer E. Root canal instruments for manual use: a review. *Endod Dent Traumatol*, 13(2):51-64, 1997.
38. Askeland D, Phule P. *The science of engineering of materials*, 4th ed, Brooks/Cole thompson learning, California, 2003.
39. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Nusstein JM, Daehn GS. SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical Use. *J Endod*, 31(1):40-43, 2005.
40. Berutti E, Chiandussi G, Paolino DS, Scotti N, Cantatore G, Castellucci A, Pasqualini D. Canal shaping with WaveOne Primary reciprocating files and ProTaper system: a comparative study. *J Endod*, 38(4):505-509, 2012.
41. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod*, 26(3):161-165, 2000.
42. Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod*, 30(8):559-567, 2004.
43. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod*, 32(11):1031-1043, 2006.
44. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL, Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*, 23(2):77-85, 1997.
45. Haikel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*, 25(6):434-440, 1999.

46. Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod*, 30(10):722-725, 2004.
47. Cheung GS, Peng B, Bian Z, Shen Y, Darvell BW. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *Int Endod J*, 38(11):802-809, 2005.
48. Cheung G.S.P. Instrument fracture: mechanisms of, and clinical outcomes. *Endodontic Topics*, 16:1-26, 2009.
49. Dederich DN, Zakariasen KL. The effects of cyclical axial motion on rotary endodontic instrument fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 61(2):192-196, 1986.
50. Wan J, Rasimick BJ, Musikant BL, Deutsch AS. A comparison of cyclic fatigue resistance in reciprocating and rotary nickel-titanium instruments. *Aust Endod J*, 37(3):122-127, 2011.
51. Li UM, Lee BS, Shih CT, Lan WH, Lin CP. Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *J Endod*, 28(6):448-451, 2002.
52. Cheung GS, Darvell BW. Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 1: Strain-life relationship. *Int Endod J*, 40(8):612-618, 2007.
53. Ullmann CJ, Peters OA. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 31(3):183-186, 2005.
54. Gambarini G. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low- and high-torque endodontic motors. *J Endod*, 27(12):772-774, 2001.
55. Roos B. Investigating mechanical failure: the metallurgist's approach. 1st ed., Chapman et hall, London, 1995.
56. Poulsen WB, Dove SB, del Rio CE. Effect of nickel-titanium engine-driven instrument rotational speed on root canal morphology. *J Endod*, 21(12):609-612, 1995.

57. Bortnick KL, Steiman HR, Ruskin A. Comparison of nickel-titanium file distortion using electric and air-driven handpieces. *J Endod*, 27(1):57-59, 2001.
58. Kitchens GG, Liewehr FR, Moon PC. The effect of operational speed on the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 33(1):52-54, 2007.
59. Zelada G, Varela P, Martin B, Bahillo JG, Magan F, Ahn S. The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments. *J Endod*, 28(7):540-542, 2002.
60. Martin B, Zelada G, Varela P, Bahillo JG, Magan F, Ahn S, Rodriguez C. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J*, 36(4):262-266, 2003.
61. Bahia MG, Martins RC, Gonzalez BM, Buono VT. Physical and mechanical characterization and the influence of cyclic loading on the behaviour of nickel-titanium wires employed in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Int Endod J*, 38(11):795-801, 2005.
62. Yared G. In vitro study of the torsional properties of new and used ProFile nickel titanium rotary files. *J Endod*, 30(6):410-412, 2004.
63. Eggert C, Peters O, Barbakow F. Wear of nickel-titanium lightspeed instruments evaluated by scanning electron microscopy. *J Endod*, 25(7):494-497, 1999.
64. Yared G, Kulkarni GK, Ghossayn F. An in vitro study of the torsional properties of new and used K3 instruments. *Int Endod J*, 36(11):764-769, 2003.
65. Guelzow A, Stamm O, Martus P, Kielbassa AM. Comparative study of six rotary nickel-titanium systems and hand instrumentation for root canal preparation. *Int Endod J*, 38(10):743-752, 2005.
66. Gagliardi J, Versiani MA, de Sousa-Neto MD, Plazas-Garzon A, Basrani B. Evaluation of the Shaping Characteristics of ProTaper Gold, ProTaper NEXT, and ProTaper Universal in Curved Canals. *J Endod*, 41(10):1718-1724, 2015.
67. Elnaghy AM. Cyclic fatigue resistance of ProTaper Next nickel-titanium rotary files. *Int Endod J*, 47(11):1034-1039, 2014.

68. Nguyen HH, Fong H, Paranjpe A, Flake NM, Johnson JD, Peters OA. Evaluation of the resistance to cyclic fatigue among ProTaper Next, ProTaper Universal, and Vortex Blue rotary instruments. *J Endod*, 40(8):1190-1193, 2014.
69. Perez-Higueras JJ, Arias A, de la Macorra JC, Peters OA. Differences in cyclic fatigue resistance between ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels. *J Endod*, 40(9):1477-1481, 2014.
70. Ayar LR, Love RM. Shaping ability of ProFile and K3 rotary Ni-Ti instruments when used in a variable tip sequence in simulated curved root canals. *Int Endod J*, 37(9):593-601, 2004.
71. Gutmann JL, Gao Y. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *Int Endod J*, 45(2):113-128, 2012.
72. Perez-Higueras JJ, Arias A, de la Macorra JC. Cyclic fatigue resistance of K3, K3XF, and twisted file nickel-titanium files under continuous rotation or reciprocating motion. *J Endod*, 39(12):1585-1588, 2013.
73. Shen Y, Riyahi AM, Campbell L, Zhou H, Du T, Wang Z, Qian W, Haapasalo M. Effect of a combination of torsional and cyclic fatigue preloading on the fracture behavior of K3 and K3XF instruments. *J Endod*, 41(4):526-530, 2015.
74. Castello-Escriba R, Alegre-Domingo T, Faus-Matoses V, Roman-Richon S, Faus-Llacer VJ. In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of ProTaper, WaveOne, and Twisted Files. *J Endod*, 38(11):1521-1524, 2012.
75. Pedulla E, Grande NM, Plotino G, Gambarini G, Rapisarda E. Influence of continuous or reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of 4 different nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 39(2):258-261, 2013.
76. You SY, Bae KS, Baek SH, Kum KY, Shon WJ, Lee W. Lifespan of one nickel-titanium rotary file with reciprocating motion in curved root canals. *J Endod*, 36(12):1991-1994, 2010.

77. De-Deus G, Moreira EJ, Lopes HP, Elias CN. Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *Int Endod J*, 43(12):1063-1068, 2010.
78. Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. Comparison between a Novel Nickel-Titanium Alloy and 508 Nitinol on the Cyclic Fatigue Life of ProFile 25/.04 Rotary Instruments. *J Endod*, 34(11):1406-9, 2008.
79. Dobo-Nagy C, Serban T, Szabo J, Nagy G, Madlena M. A comparison of the shaping characteristics of two nickel-titanium endodontic hand instruments. *Int Endod J*, 35(3):283-288, 2002.
80. Kim HC, Kwak SW, Cheung GS, Ko DH, Chung SM, Lee W. Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc versus WaveOne. *J Endod*, 38(4):541-544, 2012.
81. Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 32(2):271-275, 1971.
82. Capar I D, Ertaş H, Arslan H. Cyclic fatigue resistance of ProTaper Universal, Twisted File Adaptive, Reciproc and WaveOne systems, *Turk Endod J* 2016;1(1):30–34, 2016.
83. Kuhn G, Jordan L. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*, 28(10):716-720, 2002.
84. Peng B, Shen Y, Cheung GS, Xia TJ. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: longitudinal examination. *Int Endod J*, 38(8):550-557, 2005.
85. Cheung GS, Darvell BW. Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 2: Fractographic analysis. *Int Endod J*, 40(8):619-625, 2007.
86. O'Hoy PY, Messer HH, Palamara JE. The effect of cleaning procedures on fracture properties and corrosion of NiTi files. *Int Endod J*, 36(11):724-732, 2003.
87. Shen Y, Cheung GS, Bian Z, Peng B. Comparison of defects in ProFile and ProTaper systems after clinical use. *J Endod*, 32(1):61-65, 2006.

88. Aydın C, Inan U, Tunca YM. Comparison of cyclic fatigue resistance of used and new RaCe instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 109(3):131-134, 2010.
89. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use. *Int Endod J*, 33(3):204-207, 2000.
90. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. *Int Endod J*, 32(2):115-119, 1999.
91. Shen Y, Coil JM, Mo AJ, Wang Z, Hieawy A, Yang Y, Haapasalo M. WaveOne Rotary Instruments after Clinical Use. *J Endod*, 42(2):186-189, 2016.
92. Arens FC, Hoen MM, Steiman HR, Dietz GC, Jr. Evaluation of single-use rotary nickel-titanium instruments. *J Endod*, 29(10):664-666, 2003.
93. Altun F, Uzun Ö. Resiprokasyon ve dönme hareketi yapan eğe sistemlerinin karşılaştırılması: şekillendirme süresi, çalışma boyu değişimi ve alet kırılması. *Acta Odontol Turc*, 31(2):61-7, 2014.
94. Berutti E, Chiandussi G, Gaviglio I, Ibba A. Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments: ProTaper versus ProFile. *J Endod*, 29(1):15-19, 2003.
95. Guilford WL, Lemons JE, Eleazer PD. A comparison of torque required to fracture rotary files with tips bound in simulated curved canal. *J Endod*, 31(6):468-470, 2005.
96. Serene TP AJ, Saxena A. *Nickel–titanium Instruments. Applications in Endodontics*. St. Louis: Ishiyaku EuroAmerica, 1995.
97. Yao JH, Schwartz SA, Beeson TJ. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *J Endod*, 32(1):55-57, 2006.
98. Lopes HP, Ferreira AA, Elias CN, Moreira EJ, de Oliveira JC, Siqueira JF, Jr. Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*, 35(7):1013-1016, 2009.

99. Lopes HP, Britto IM, Elias CN, Machado de Oliveira JC, Neves MA, Moreira EJ, Siqueira JF, Jr. Cyclic fatigue resistance of ProTaper Universal instruments when subjected to static and dynamic tests. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 110(3):401-404, 2010.
100. Kim HC, Yum J, Hur B, Cheung GS. Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files. *J Endod*, 36(1):147-152, 2010.
101. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 35(11):1469-1476, 2009.
102. Low D, Ho AW, Cheung GS, Darvell BW. Mathematical modeling of flexural behavior of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*, 32(6):545-548, 2006.
103. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J Endod*, 35(3):401-403, 2009.
104. Plotino G, Grande NM, Sorci E, Malagnino VA, Somma F. A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo Ni-Ti rotary instruments. *Int Endod J*, 39(9):716-723, 2006.
105. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. Measurement of the trajectory of different NiTi rotary instruments in an artificial canal specifically designed for cyclic fatigue tests. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 108(3):e152-156, 2009.
106. Gambarini G, Grande NM, Plotino G, Somma F, Garala M, De Luca M, Testarelli L. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod*, 34(8):1003-1005, 2008.
107. Bhagabati N, Yadav S, Talwar S. An in vitro cyclic fatigue analysis of different endodontic nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 38(4):515-518, 2012.

108. Lopes HP, Moreira EJ, Elias CN, de Almeida RA, Neves MS. Cyclic fatigue of ProTaper instruments. *J Endod*, 33(1):55-57, 2007.
109. Lee M, Versluis A, Kim B, Lee C, Hur B, Kim H. Correlation between Experimental Cyclic Fatigue Resistance and Numerical Stress Analysis for Nickel-Titanium Rotary Files. *J Endod*, 37(8):1152-1157, 2011.
110. Xu X, Eng M, Zheng Y, Eng D. Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel-titanium root canal instruments with different cross-sections. *J Endod*, 32(4):372-375, 2006.
111. Turpin YL, Chagneau F, Vulcain JM. Impact of two theoretical cross-sections on torsional and bending stresses of nickel-titanium root canal instrument models. *J Endod*, 26(7):414-417, 2000.
112. Schafer E, Dzepina A, Danesh G. Bending properties of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 96(6):757-763, 2003.
113. Kim TO, Cheung GS, Lee JM, Kim BM, Hur B, Kim HC. Stress distribution of three NiTi rotary files under bending and torsional conditions using a mathematic analysis. *Int Endod J*, 42(1):14-21, 2009.
114. Capar I D, Ertas H, Arslan H. Comparison of cyclic fatigue resistance of novel nickel-titanium rotary instruments. *Aust Endod J*, 41(1):24-28, 2015.
115. Fife D, Gambarini G, Britto Lr L. Cyclic fatigue testing of ProTaper NiTi rotary instruments after clinical use. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 97(2):251-256, 2004.
116. Yared GM, Kulkarni GK. Failure of ProFile Ni-Ti instruments used by an inexperienced operator under access limitations. *Int Endod J*, 35(6):536-541, 2002.
117. Sattapan B, Palamara JE, Messer HH. Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *J Endod*, 26(3):156-160, 2000.



118. Varela-Patino P, Ibanez-Parraga A, Rivas-Mundina B, Cantatore G, Otero XL, Martin-Biedma B. Alternating versus continuous rotation: a comparative study of the effect on instrument life. *J Endod*, 36(1):157-159, 2010.
119. Kiefner P, Ban M, De-Deus G. Is the reciprocating movement per se able to improve the cyclic fatigue resistance of instruments?. *Int Endod J*, 47(5):430-436, 2014.
120. Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instruments. *J Endod*, 34(11):1406-1409, 2008.
121. da Cunha Peixoto IF, Pereira ES, da Silva JG, Viana AC, Buono VT, Bahia MG. Flexural fatigue and torsional resistance of ProFile GT and ProFile GT series X instruments. *J Endod*, 36(4):741-744, 2010.
122. Fidler A. Kinematics of 2 reciprocating endodontic motors: the difference between actual and set values. *J Endod*, 40(7):990-994, 2014.
123. Ertaş H, Capar İ D, Arslan H. Cyclic fatigue resistance of ProTaper Universal, Twisted File Adaptive, Reciproc and WaveOne systems. *Turk Endod J*, 1(1):30–34, 2016.
124. Tripi TR, Bonaccorso A, Condorelli GG. Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 102(4):106-114, 2006.

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

Adı, Soyadı: Gizem KUTLU

Uyruğu: Türkiye (TC)

Doğum Tarihi ve Yeri: 27 Eylül 1989, Ankara

Medeni Durumu: Bekâr

Tel: +90 346 21910 10

e-mail: gizemkutlu\_89@hotmail.com

Yazışma Adresi: Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Endodonti A.D.  
Merkez/SİVAS

### Eğitim

Derece	Kurum	Mezuniyet Tarihi
Uzmanlık Eğitimi	Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hek. Fak.	2012-halen
Yüksek Lisans	Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hek. Fak.	2012
Lise	Gazi Anadolu Lisesi, Ankara	2007

### Yabancı Dil

İngilizce

### Katıldığı Bilimsel Aktiviteler

- Türk Endodonti Derneği 12. Uluslararası Kongresi (15-17 Mayıs 2014, İstanbul )
- Türk Endodonti Derneği 6. Uluslararası Bilimsel Sempozyumu (6-8 Mart 2015, Erzurum )

### **Makaleler**

- R Zan, G Kutlu, İ Hubbezoğlu, Z Sümer, T Tunç, Z Mutlu. Bactericidal Effects of Various Irrigation Solutions Against Staphylococcus Aureus in Human Root Canal. J Istanbul Univ Fac Dent. 49(1):19-26, 2015.

- A Altunbaş, B Kütük, M Toyoğlu, G Kutlu, A Kuştarıcı, K Er. Reciproc Versus Twisted File for Root Canal Filling Removal: Assesment of Apically Extruded Debris. J Istanbul Univ Fac Dent. 50(2):31-37, 2016.

### **Poster Sunumları:**

Çeşitli İrrigasyon Solüsyonlarının İnsan Kök Kanallarındaki Staphylococcus Aureus'a Karşı Bakterisit Etkileri (Türk Endodonti Derneği 12. Uluslararası Kongresi, 15-17 Mayıs 2014)

Kök Kanal Tedavisinin Yenilenmesi Sırasında Guta-Perkanın Uzaklaştırılmasında Kullanılan Resiprokal Hareketli Tek Eğe ve 2 Döner NiTi Preparasyon Sistemi Kullanılarak Apikalden Taşan Debrisin İncelenmesi (Türk Endodonti Derneği 12. Uluslararası Kongresi,15-17 Mayıs 2014)

The roughening effects of Er:YAG, Nd:YAG and KTP laser systems on root dentin surface (Türk Endodonti Derneği 6. Uluslararası Bilimsel Sempozyumu, 6-8 Mart 2015)

Examination of flexural strength incidence of root dentin after various disinfection procedures: in-vitro study (Türk Endodonti Derneği 6. Uluslararası Bilimsel Sempozyumu, 6-8 Mart 2015)

Flexural strenght of root dentin after root canal preparation using One-Shape New Generation, K3XF, Twisted File Adaptive, and Protaper Next instrumentation systems (Türk Endodonti Derneği 6. Uluslararası Bilimsel Sempozyumu, 6-8 Mart 2015)

Evaluation of root dentin surface roughness caused by different endodontic irrigants (Türk Endodonti Derneği 6. Uluslararası Bilimsel Sempozyumu, 6-8 Mart 2015)

