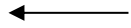
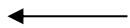


← Adınızı soyadınızı giriniz

Tez kabul edildikten sonra yapılan **sabit ciltte sırt yazısı**
bu şablona göre yazılacak. Yazılar tek satır olacak
Cilt sırtı yazıların yönü yukarıdan aşağıya
(sol yandaki gibi) olacak .



Tez, Yüksek Lisans'sa, YÜKSEK LİSANS TEZİ;
Doktora ise DOKTORA TEZİ ifadesi kalacak



Tez Sınavının yapılacağı yılı yazınız

T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

(DOKTORA TEZİ)

ORİJİNAL VE BENZER ÜRETİMLİ FARKLI NİKEL-
TİTANYUM ENSTRÜMANLARIN STANDARDİZASYON
VE MEKANİK DİRENÇ YÖNÜNDEN
KARŞILAŞTIRILMASI

ORKUN USLU

DANIŞMAN
PROF. DR. FARUK HAZNEDAROĞLU

ENDODONTİ ANABİLİM DALI
DOKTORA PROGRAMI

İSTANBUL-2022

TEZ ONAYI



BEYAN



İTHAF

Aileme ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Doktora eğitim hayatım süresince akademik ve klinik alanda bilgilerini benimle paylaşan, iyi bir hekim ve akademisyen olmayı öğreten, hem öğrencilik hem de özel hayatımda desteğini her zaman hissettiğim değerli hocam **Prof. Dr. Faruk Haznedaroğlu**'na,

Doktora eğitim hayatım süresince bilgilerini ve desteğini her zaman hissettiğim değerli hocam **Prof. Dr. Handan Ersev**'e,

Tez hazırlama sürecinde bana destek olan tez izleme komitesi üyesi Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı öğretim üyesi **Prof. Dr. R. Figen Kaptan**' a,

Öğrencilik yıllarımdan bugüne dek yardımlarını ve desteğini her zaman hissettiğim Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi öğretim üyesi **Dr. Güher Barut**'a ve İstanbul Atlas Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi öğretim üyesi **Dr. Gürkan Güneç**' e ,

Tez çalışmamda bana destek olan **Prof. Dr. Mustafa Lütfi Öveçoğlu**' ve **Doç. Dr. Cangül Keskin**' e,

Doktora eğitimimde ve hayatımda her zaman yanımda olan arkadaşlarım Osman Ünlü' ye ve Göktuğ Erkut' a,

Desteğini her zaman hissettiğim hayat arkadaşım Hilal Gamlı' ya,

Üzerimdeki emeklerini ve desteklerini ödeyemeyeceğim aileme çok teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ.....	X
ŞEKİLLER LİSTESİ	Xİ
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ.....	XİV
ÖZET.....	XV
ABSTRACT	XVİ
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1.Kemomekanik Preperasyonun Önemi.....	3
2.2.Kemomekanik Preperasyonda Kullanılan Endodontik Aletler.....	4
2.2.1.El Aletleri.....	5
2.2.1.1.Tirnerf.....	5
2.2.1.2.Reamer.....	5
2.2.1.3.Eğeler.....	6
2.2.1.3.1.K-Tipi Eğeler.....	6
2.2.1.3.2.Headstrom (H-Tipi) Eğeler.....	7
2.2.1.4.Nikel-Titanyum Eğeler.....	7
2.3.Nikel-Titanyum Alaşımı.....	8
2.3.1.Nikel-Titanyum Kök Kanalı Aletlerinin Metalürjik Özellikleri.....	8
2.3.2.Nikel-Titanyum Kök Kanalı Aletleri.....	11
2.3.2.1.Geleneksel Nikel-Titanyum Kök Kanalı Aletleri.....	11
2.3.2.2. Elektropolishing.....	12
2.3.2.3.M-Wire.....	13
2.3.2.4.R Fazı.....	13
2.3.2.5.CM (Control Memory) Wire.....	14

2.3.2.6.EDM (Electrical Discharge Machining).....	14
2.3.2.7.Blue Wire- Gold Wire.....	15
2.3.2.8.Max Wire.....	15
2.3.3.Nikel-Titanyum Kök Kanalı Aletlerinin Çalışma Şekilleri.....	15
2.3.3.1.Rotasyonel Hareket.....	15
2.3.3.2.Resiprokal Hareket.....	16
2.3.3.3.Kombine Hareket (Merkezcil Rotasyon + Resiprokal Hareket).....	17
2.3.3.4.Eksantrik (Yılankavi) Hareket.....	18
2.3.3.5.Transaksiyal Hareket.....	18
2.4.Kök Kanalının Şekillendirilmesi Sırasında Meydana Gelen Komplikasyonlar.....	18
2.4.1.Perforsyon.....	19
2.4.2.Transportasyon.....	19
2.4.3.Zip.....	19
2.4.4.Dirsek (Elbow).....	20
2.4.5.Basamak (Ledge).....	21
2.4.6.Apikal Tıkanma.....	22
2.4.7.Alet Kırılması.....	22
2.5.Kök Kanallarında Alet Kırılması.....	22
2.5.1.Nikel-Titanyum Kök Kanalı Aletlerinin Kırılma Mekanizmaları.....	23
2.5.1.1.Torsiyonel Kırılma.....	23
2.5.1.2.Döngüsel Yorgunluğa Bağlı Kırılma.....	24
2.5.2.Kök Kanallarında Alet Kırılmasının Nedenleri.....	24
2.5.2.1.Hekime Bağlı Faktörler.....	24
2.5.2.2.Anatomiye Bağlı Faktörler.....	25
2.5.2.3.Kullanılan Alete ve Çalışma Tekniğine Bağlı Faktörler.....	25
2.5.2.4.Şekillendirme Tekniğine Bağlı Faktörler.....	28
2.5.2.5.Yıkama Solüsyonlarına Bağlı Faktörler.....	28
2.5.2.6.Sterilizasyon İşlemlerine Bağlı Faktörler.....	29
2.6.Çalışmamızda Kullanılan Orijinal Nikel-Titanyum Kök Kanalı Sistemleri.....	29

2.6.1.ProTaper Next Sistemi.....	29
2.6.2.Reciproc Sistemi.....	31
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	33
3.1.Grupların Oluşturulması	33
3.2.Tasarım ve Standardizasyon İncelemesi.....	36
3.2.1.Eğelerin Fiziksel Özelliklerinin Karşılaştırılması.....	36
3.2.2.Eğelerin Metalürjik Yapılarının Karşılaştırılması.....	38
3.3.Mekanik Direnç Testleri.....	38
3.3.1.Döngüsel Yorgunluk Testi.....	38
3.3.2.Torsiyonel Dayanım Testi.....	41
3.4.DSC (Diferansiyel Taramalı Kalorimetre) Analizi.....	42
3.5.İstatistiksel Analiz.....	43
4. BULGULAR.....	44
4.1.Tasarım ve Standardizasyon İncelemesi.....	44
4.1.1.Eğelerin Fiziksel Özelliklerinin Karşılaştırılması.....	44
4.1.2.Eğelerin Metalürjik Yapılarının Karşılaştırılması.....	52
4.2.Mekanik Direnç Testleri.....	53
4.2.1.Döngüsel Yorgunluk Testi Bulguları.....	53
4.2.2.Torsiyonel Dayanım Testi Bulguları.....	57
4.3.DSC (Diferansiyel Taramalı Kalorimetre) Analizi Bulguları.....	60
5. TARTIŞMA.....	62
5.1.Nikel-Titanyum Kök Kanalı Eğelerinin Tasarım ve Standardizasyon Özelliklerinin Karşılaştırılması	64
5.2.Mekanik Direnç Testleri.....	66
5.2.1.Döngüsel Yorgunluk Test Düzeneginin ve Koşullarının Seçimi.....	66
5.2.2.Nikel-Titanyum Kök Kanalı Eğelerinin Döngüsel Yorgunluk Dirençlerinin Karşılaştırılması.....	69
5.2.3.Torsiyonel Dayanım Test Düzeneginin ve Koşullarının Seçimi.....	73
5.2.4.Nikel-Titanyum Kök Kanalı Eğelerinin Torsiyonel Dayanımlarının Karşılaştırılması.....	74

KAYNAKLAR.....	79
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	97



TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 4-1: Eğelerin uç çapı (D0) (mm), koniklik açısı (D0-D2) ve standart sapma değerleri

Tablo 4-2: Gruplar arasında uç çapı (D0) ve koniklik açısı değerlerinin istatistiksel anlamlılık açısından karşılaştırılması

Tablo 4-3: Eğelerin ucundan ölçüm çizgilerine (18, 20 ve 22 mm) olan mesafe ölçümlerinde görülen sapma değerleri

Tablo 4-4: Gruplar arasındaki eğelerin ucundan ölçüm çizgilerine olan mesafe değerlerinin istatistiksel anlamlılık açısından karşılaştırılması

Tablo 4-5: Eğelerin EDS analizi sonuçları (Kütlesel %)

Tablo 4-6: Gruplar arasında Nikel içeriği değerlerinin istatistiksel anlamlılık açısından karşılaştırılması

Tablo 4-7: Eğelerin kırılma zamanı, kırık parça uzunluğu (mm) ve standart sapma değerleri

Tablo 4-8: Gruplar arasında kırılma zamanı ve kırık parça uzunluğu değerlerinin istatistiksel anlamlılık açısından karşılaştırılması

Tablo 4-9: Eğelerin ortalama kırılma anına kadar attıkları tur sayısı (NCF) ve standart sapma değerleri

Tablo 4-10: Eğelerin torsiyonel dayanım ve ortalama dönme açısı değerleri

Tablo 4-11: Gruplar arasında torsiyonel dayanım değerlerinin istatistiksel anlamlılık açısından karşılaştırılması

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Tirnerfin taramalı elektron mikroskopunda (SEM) alınmış mikro fotoğrafı (Moyco Union Broach, York, PA) (29).

Şekil 2-2: #30 Reamerın taramalı elektron mikroskopunda (SEM) alınmış mikro fotoğrafı (32).

Şekil 2-3: #40 K tipi eğenin taramalı elektron mikroskopunda (SEM) alınmış mikro fotoğrafı (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) (29).

Şekil 2-4: #50 H tipi eğenin taramalı elektron mikroskopunda (SEM) alınmış mikro fotoğrafı (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) (29).

Şekil 2-5: Nikel-titanyum alaşımının martensitik dönüşüm ve şekil hafızası etkisinin şematik gösterimi (10).

Şekil 2-6: Nikel-titanyum alaşımının şekil hafızası etkisinin şematik gösterimi (10).

Şekil 2-7: Nikel-titanyum alaşımının süperelastiklik özelliğinin şematik gösterimi (10).

Şekil 2-8: Nikel-titanyum alaşımının iki ana kristal yapısına dayalı psödoelastik davranışı (29).

Şekil 2-9: Kök kanalı sisteminde transportasyon oluşumu (96).

Şekil 2-10: (A, B) Enstrümantasyon öncesi ve sonrası plastik bloklarda simüle edilmiş kök kanallarında gözlenen zip oluşumu (3).

Şekil 2-11: Kök kanalı sisteminde dirsek oluşumu (97).

Şekil 2-12: Kök kanalı sisteminde basamak oluşumu (97).

Şekil 2-13: a)Enstrümantasyon sırasında oluşan apikal tıkaç nedeniyle kök kanalı boşluğunun devamlılığında kesinti olduğu gözlenmektedir. b)Apikal tıkaç oluşumu gözlenen bölgenin taramalı elektron mikroskopunda (SEM) alınmış mikro fotoğrafı x35 (99).

Şekil 2-14: Torsiyonel yük ve gerilme (dayanım) ilişkisini gösteren şematik diyagram (109).

Şekil 2-15: ProTaper Next sistemine ait bir eğenin yatay kesiti (Dentsply; ProTaper broşürü)

Şekil 2-16: ProTaper Next sisteminin yılankavi hareketini anlatan bir figür (91).

Şekil 2-17: ProTaper Next sistemindeki eğelerin uç boyutu ve koniklik açısı değerleri (Dentsply; ProTaper Next broşürü)

Şekil 2-18: Reciproc sistemindeki R25, R40 ve R50 eğeleri (VDW; Reciproc broşürü)

Şekil 2-19: (VDW; Reciproc broşürü)

Şekil 2-20: Reciproc sistemine ait bir eğenin yatay kesiti (93).

Şekil 3-1: ProTaper Next X2 eğesi

Şekil 3-2: X File X2 eğesi

Şekil 3-3: Reciproc R25 eğesi

Şekil 3-4: Only One File R25 eğesi

Şekil 3-5: Olympus SZX7 stereo mikroskop

Şekil 3-6: Taramalı elektron mikroskobu (SEM)

Şekil 3-7: Taramalı elektron mikroskobu (SEM) örnek tutucusu

Şekil 3-8: Şekil 3-8: Yapay kanal modelinin bulunduğu seramik blok

a: Yapay kanal modelinin kuronal giriş bölgesi b: Yapay kanal modelinin apikal bölgesi c: Yapay kanal modelinin apikal eğiminin başladığı bölge

Şekil 3-9: Şekil 3-9: Döngüsel yorgunluk testlerinde kullanılan seramik bloklar

a: Seramik bloğu test düzeneğine sabitleyen vidaların yuvası b: Seramik bloktaki yapay kanal modelinin apikal bölgesi c: Seramik bloktaki yapay kanal modelinin kuronal giriş bölgesi

Şekil 3-10: Döngüsel yorgunluk test cihazı

a: Endodontik motorun anguldurmasını sabitleyen sehpa b: Seramik yapay kanal modeli c: Su altı ısıtıcısı d: Solüsyonun sıcaklığını ölçen termokup e: Termostat f: Endodontik motor

Şekil 3-11: Dijital kumpas

Şekil 3-12: Özel olarak tasarlanmış torsiyonel test cihazı

a-b: Test edilecek eğenin uç ve sap kısımlarının kelepçelendiği bölgeler c: Cihazın eğeye torsiyonel kuvveti uygulayan bölümü d: Kırılma anındaki torsiyonel dayanımı ve dönme açısını gösteren dijital ekran

Şekil 3-13: Test edilecek eğenin torsiyonel test cihazında yerleştirildiği bölüm

a-b: Test edilecek eğenin uç ve sap kısımlarının kelepçelendiği bölgeler c: Cihazın eğeye torsiyonel kuvveti uygulayan bölümü

Şekil 4-1: Eğelerin koniklik açısı (D0-D2) ve standart sapma değerleri

Şekil 4-2: Eğelerin uç çapı (D0) (mm) ve standart sapma değerleri

Şekil 4-3: ProTaper Next X2 (A) ve X File X2 (B) eğelerinin makro fotoğrafları

Şekil 4-4: A)ProTaper Next X2 eğesinin kullanım öncesi alınan mikro fotoğrafında sarmal yapısı görülmektedir. B)X File X2 eğesinin kullanım öncesi alınan mikro fotoğrafında sarmal yapısı görülmektedir. X20

Şekil 4-5: A)ProTaper Next X2 eğesinin pasif uç tasarımı görülmektedir. B)X File X2 eğesinin aktif uç tasarımı görülmektedir. X150

Şekil 4-6: A)ProTaper Next X2 eğesinin yüzey yapısı görülmektedir. B)X File X2 eğesinin yüzey yapısı görülmektedir. X270

Şekil 4-7: A)ProTaper Next X2 eğesinin kesici kenarı görülmektedir. B)X File X2 eğesinin kesici kenarı görülmektedir. X600

Şekil 4-8: Reciproc R25 (A) ve Only One File R25 (B) eğelerinin makro fotoğrafları

Şekil 4-9: A)Reciproc R25 eğesinin kullanım öncesi alınan mikro fotoğrafında sarmal yapısı görülmektedir. B)Only One File R25 eğesinin kullanım öncesi alınan mikro fotoğrafında sarmal yapısı görülmektedir. X20

Şekil 4-10: Reciproc R25 (A) ve Only One File R25 (B) eğelerinin uç dizaynları arasındaki farklılık görülmektedir. X150

Şekil 4-11: A)Reciproc R25 eğesinin yüzey yapısı görülmektedir. B)Only One File R25 eğesinin yüzey yapısı görülmektedir. X270

Şekil 4-12: A)Reciproc R25 eğesinin kesici kenarı görülmektedir. B)Only One File R25 eğesinin kesici kenarı görülmektedir. X600

Şekil 4-13: Eğelerin EDS analizi sonuçları (Kütleli %)

Şekil 4-14: Eğelerin kırılma zamanı ve standart sapma değerleri

Şekil 4-15: Eğelerin kırık parça uzunluğu (mm) ve standart sapma değerleri

Şekil 4-16: A)ProTaper Next X2 eğesinin kırık yüzeyinden alınan mikro fotoğraf. B) X File X2 eğesinin kırık yüzeyinden alınan mikro fotoğraf. C) Reciproc R25 eğesinin kırık yüzeyinden alınan mikro fotoğraf. D) Only One File R25 eğesinin kırık yüzeyinden alınan mikro fotoğraf.

Şekil 4-17: Eğelerin torsiyonel dayanım ve standart sapma değerleri

Şekil 4-18: Eğelerin ortalama dönme açısı ve standart sapma değerleri

Şekil 4-19: A)ProTaper Next X2 eğesinin kırık yüzeyinden alınan mikro fotoğraf. B) X File X2 eğesinin kırık yüzeyinden alınan mikro fotoğraf. C) Reciproc R25 eğesinin kırık yüzeyinden alınan mikro fotoğraf. D) Only One File R25 eğesinin kırık yüzeyinden alınan mikro fotoğraf.

Şekil 4-20: Eğelerin diferansiyel taramalı kalorimetre eğrileri.

a) ProTaper Next X2, b) X File X2, c) Reciproc R25, d) Only One File R25

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

ISO: International Organization for Standardization- Uluslararası Standardizasyon Örgütü

%: Yüzde

As: Östenit dönüşüm başlangıç sıcaklığı

Af: Östenit dönüşüm bitiş sıcaklığı

Ms: Martensit dönüşüm başlangıç sıcaklığı

Mf: Martensit dönüşüm bitiş sıcaklığı

EP: Electropolishing

Ni: Nikel

Ti: Titanyum

CM: Control Memory- Hafıza Kontrollü

EDM: Electrical Discharge Machining

Max: Martensite-Austenite-Electropolish

OTR: Optimum Torque Reverse

mm: milimetre

SAF: Self Adjusting File

NaOCl: Sodyum hipoklorit

ANSI/ADA: American National Standard/American Dental Association

DSC: Diferansiyal Taramalı Kalorimetre

SEM: Scanning Electron Microscope- Taramalı Elektron Mikroskobu

EDS: Enerji dağılımlı X- ışını spektroskopisi

D0: Uç çapı

kV: Kilo volt

CAD/CAM: Bilgisayar destekli tasarım/ Bilgisayar destekli imalat

°C: Santigrat derece

rpm: Rotation per minute- Dakikadaki devir sayısı

Ncm: Newton santimetre

NCF: Eğenin dakikada attığı tur sayısı x süre

ÖZET

Uslu, O. (2022). Orijinal ve Benzer Üretimli Farklı Nikel-titanyum Enstrümanların Standardizasyon ve Mekanik Direnç Yönünden Karşılaştırılması . İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Endodonti ABD. Doktora Tezi. İstanbul.

1989 yılından günümüze kadar nikel-titanyum aletlerde birçok gelişme gözlenmiş ve günümüzde dizayn, üretim teknolojisi, kullanım şekli ve metalürjik yönden farklı pek çok sistem kullanıma sunulmuştur. Bu gelişmelerde hedef aletlerin etkinliğinin yanında, kırılma dirençlerini arttırmaktır. Tüm bu gelişmelere rağmen alet kırığı hala önemli bir sorun oluşturmaktadır.

Son yıllarda, tanınmış ve yaygın olarak kullanılan nikel-titanyum sistemlerin taklit veya benzerlerinin üretimi oldukça yaygındır. Bu sistemlerinin kaliteleri ve performansları ile ilgili yeterli bilimsel veri bulunmaması nedeniyle, kullanımları tedavinin başarısı ve komplikasyonlar yönünden risk oluşturmaktadır.

Çalışmamızda ProTaper Next (Dentsply Sirona Ballaigues, İsviçre) ve Reciproc (VDW Münih, Almanya) sistemleri ile bu sistemlerin benzer üretimleri ;SEM ve stereo mikroskop yardımıyla tasarım ve standardizasyon yönünden karşılaştırılmıştır. Ayrıca metalürjik özellikler ve mekanik kırılma direnci (döngüsel yorgunluk ve torsiyonel dayanım testleri) yönünden de değerlendirilmiştir.

Sistemlerin tasarım ve standardizasyon yönünden incelenmesinde benzer üretimli eğelerin, daha kesin ve aktif bir uç tasarımı ile daha künt ve yuvarlık hatlı kesici kenarlara sahip olduğu gözlenmiştir. Metalürjik özelliklerin değerlendirildiği EDS analizinde, benzer üretimli sistemler ile orijinal sistemler arasında nikel içeriği yönünden farklılıklar olduğu görülmüştür. Mekanik direnç testlerinde ise ProTaper Next sistemi benzer üretimli sistemi ile benzer değerler gösterirken; Reciproc sistemi benzer üretimli sisteminden daha yüksek değerler göstermiştir. Sistemlerin DSC analizinde, benzer üretimli sistemlerin faz dönüşüm sıcaklıklarının, orijinal sistemlerin faz dönüşüm sıcaklıklarından farklı olduğu görülmüştür.

Anahtar Kelimeler : Nikel-titanyum, benzer üretimli sistemler, mekanik direnç testleri, standardizasyon, taramalı elektron mikroskobu

ABSTRACT

Uslu, O. (2022). Comparison of Original and Similar Manufactured Different Nickel Titanium Instruments in terms of Standardization and Mechanical Resistance. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Endodontics. PhD Thesis. İstanbul.

Since 1989, many developments have been observed in nickel- titanium endodontic instruments and today many systems with different design, manufacturing, usage, and metallurgical aspects are available. The aim of improvements is to improve the fracture resistance of instrument, besides the effectiveness of the instruments. Despite all, instrument fracture still causes an important problem.

In recent years, the production of counterfeit or replica-like of well-known and widely used nickel-titanium systems is quite common. Due to the lack of sufficient scientific data on the quality and performance of these systems, their uses cause a risk for the treatment success and complications.

In our study, ProTaper Next (Dentsply Sirona Ballaigeus, Switzerland) and Reciproc (VDW Munich, Germany) systems were compared with similar productions of these systems in terms of design and standardization by the using SEM and stereo microscope. In addition, the systems were evaluated in terms of metallurgical properties and mechanical fracture resistance (cyclic fatigue and torsional strength tests).

As the systems are observed in terms of design and standardization, the files of similar manufactured have a more sharp-active tip design, and more blunt-rounded cutting blades. EDS analysis provided that Ni amount in original and counterfeit products is not similar. In the mechanical resistance tests, while the ProTaper Next showed similar values with the similar manufactured system, the Reciproc showed higher values. In the DSC analysis of the systems, it was seen that the phase transformation temperatures of the similar manufactured systems were different than the original systems.

Key Words: nickel-titanium, similar manufactured systems, mechanical resistance tests, standardization, scanning electron microscopy

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Endodontik tedavide temel amaç, pulpa ya da periapikal doku hasarı bulunan dişlerde, yeterli bir kemomekanik preperasyon ve sızdırmaz bir dolum yapılarak iyileşme sağlamaktır (1). Endodontik tedavinin başarısı kök kanallarının biyomekanik şekillendirilmesi, 3 boyutlu dezenfeksiyonu ve doldurulması aşamalarından oluşan ‘endodontik triada’ bağlıdır (2). Kök kanal tedavisinde alet kırığı, transportasyon, perforasyon ya da basamak oluşumu gibi herhangi bir iatrojenik hasar oluşturmada kök kanal sisteminin hazırlanması, endodontik tedavinin en önemli aşamalarından biri olarak kabul edilir. Kök kanalı tedavisinin bu önemli aşamasında kullanılması için çeşitli aletler ve teknikler geliştirilmiştir (3–5).

Nikel-titanyum kanal eğeleri 1990’lı yılların başında diş hekimliği alanında yer almaya başlamıştır ve günümüzde diş hekimleri tarafından yaygın olarak kullanılmaktadır (3, 6). Yıllar içinde farklı üretim teknolojileriyle çeşitli nikel-titanyum kanal eğeleri diş hekimlerinin kullanımına sunulmuştur (5–7). Geleneksel paslanmaz çelik eğeler ile karşılaştırıldığında sahip olduğu üstün esnekliği ve yüksek kırılma direnci nikel-titanyum kanal eğelerinin kök kanalı tedavisinde yaygın olarak tercih edilmesine neden olmuştur (8, 9). Kök kanallarının şekillendirilmesinde nikel-titanyum eğelerin kullanılması, kök kanalı anatomisinin daha iyi korunmasına ve perforasyon, transportasyon ve basamak oluşumu gibi prosedürel hataların daha az görülmesine olanak sağlamaktadır (10, 11). Metal hafızaları daha zor deformasyona uğramalarını sağlarken, esnek olmaları kırılma risklerini azaltır (8). Tüm bu özelliklerine rağmen nikel-titanyum kanal eğelerinde kırık oluşumu, hekimler için önemli bir sorun oluşturmakta ve tedavilerin prognozunu olumsuz etkileyebilmektedir (9, 12). Klinikte nikel-titanyum kanal eğelerinin kırılması, torsiyonel kırılma ve döngüsel yorgunluğa (fleksural yorgunluk) bağlı kırılma olmak üzere iki farklı mekanizma ile gerçekleşir (13). Torsiyonel kırılma, eğenin uç bölümü kanalın bir noktasında sıkışmışken kalan bölümünün dönmeye devam etmesi sonucunda meydana gelir. Döngüsel yorgunluğa bağlı kırılma ise metal yorgunluğu nedeniyle oluşur (9, 13).

Son yıllarda nikel-titanyum kanal eğelerinin yüksek fiyatlarından dolayı taklit ve benzer nikel-titanyum sistemler üretilmeye başlamıştır (14, 15). Bu sistemlerin kullanımları diş hekimleri arasında her geçen gün artmaktadır. Taklit ve benzer eğelerin

kullanılması, üretim kaliteleri ve performansları ile ilgili henüz yeterli bilimsel bilginin bulunmaması nedeniyle yapılan tedavilerin başarıları ve hastaların sağlığı için potansiyel risk oluşturmaktadır.

Bu çalışmada, ProTaper Next X2 (Dentsply Sirona, Ballaigeus, İsviçre) ve Reciproc R25 (VDW, Münih, Almanya) eğeleri ile bu sistemlerin benzer üretimleri olan nikel-titanyum eğelerin tasarım ve boyutsal standardizasyon, döngüsel yorgunluk direnci, torsiyonel dayanım, nikel-titanyum oranı ve faz dönüşüm sıcaklığı gibi metalürjik özellikler yönünden karşılaştırılması amaçlanmıştır.



2. GENEL BİLGİLER

Endodontik tedavinin amacı kök kanal sistemindeki enfeksiyonun elimine edilmesi ve kök kanal sisteminin yeniden kontamine olmasının engellenmesidir. Endodontik aletler aracılığıyla yapılan mekanik temizliğin yanında, kullanılan yıkama solüsyonlarının kimyasal etkilerinden yararlanılmasıyla birlikte yapılan işlemler kemomekanik preperasyon olarak adlandırılır (16). Başarılı bir endodontik tedavi için, doğru teşhisi takiben diş anatomisine uygun olarak kök kanallarının yeterli kemomekanik preperasyonun yapılması ve üç boyutlu olarak sızdırmaz bir şekilde doldurulması gerekmektedir (1, 17).

2.1.Kemomekanik Preperasyonun Önemi

Kök kanal sisteminin mekanik enstrümantasyon ve antibakteriyel yıkama kombinasyonundan oluşan kemomekanik preperasyonu, kök kanal sisteminin dezenfeksiyonunda kritik bir aşamadır (18, 19).

Kök kanal sisteminde bulunan bakterilerin eliminasyonu için yalnızca kanal eğeleri kullanılarak yapılan mekanik temizlik yeterli olamamaktadır. Bu temizlik tam olarak ancak mekanik temizliğe ek olarak kullanılan yıkama ajanları ve ayrıca da seanslar arası kök kanallarına uygulanan kanal içi medikamentler kullanılarak mümkün olabilir. (20). Byström ve Sundqvist (20) antiseptik yıkama ajanı kullanmadan yaptıkları çalışmada kök kanalı sistemindeki bakterilerin önemli ölçüde azaldığını bildirmişlerdir. Bununla birlikte kök kanalı sisteminde yaşayan bakterilerin başarılı bir şekilde yok edilebilmesi için bir dezenfektanın destekleyici etkisinin gerekli olduğu sonucuna varmışlardır.

Endodontik tedavinin en önemli aşamalarından biri de yıkama işlemidir. Kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında ve sonrasında yıkama solüsyonları, mikroorganizmaların, pulpa ve dentin artıklarının kök kanal sisteminden uzaklaştırılmasına olanak sağlar (21–23). Kök kanalı sisteminde enstrümantasyon ile ulaşılamayan bölgelerin dezenfeksiyonunda yıkamanın önemli bir rolü vardır (23). Endodontik tedavide ulaşılmak istenen hedeflerden biri de, yıkama solüsyonlarının apikal bölgeye kadar ulaşabilmesi ve yeterli düzeyde dezenfeksiyon sağlayabilmesidir (22, 24). Apikal bölgede yeterli bir dezenfeksiyon sağlayabilmek için en az #30 numaralı kanal aletleri ile apikal bölgenin şekillendirilmesi ve genişletilmesi gerekmektedir (24).

Schilder (1) çalışmasında, “temizleme ve şekillendirme” olarak adlandırılması gerektiğini önerdiği endodontik tedavi preperasyon işlemleri ile ilgili mekanik ve biyolojik prensipleri tanımlamıştır.

Mekanik prensipler:

- Kök kanalı apikal foramenden giriş kavitesine doğru büyüyen konik bir formda hazırlanmalıdır.
- Hazırlanan bu konik formun en dar yeri foramen apikale olmalıdır.
- Foramen apikalenin orijinal pozisyonu değiştirilmemelidir.
- Kök kanalının orijinal formuna sadık kalınarak preperasyon yapılmalıdır.
- Apikal bölgedeki açıklık, endodontik tedavinin basamaklarına engel olmayacak darlıkta olmalıdır.

Biyolojik prensipler:

- Kök kanalı sisteminde bulunan mikroorganizmalar, pulpa dokusu artıkları ve debrisler temizlenmelidir.
- Kök kanalı preperasyonu esnasında kök sınırları dışına çıkılmamalıdır.
- Foramen apikaleden periapikal bölgeye debris itilmemelidir.
- Kök kanallarında kanal içi medikamentler için yeterli boşluk oluşturulmalıdır.

2.2.Kemomekanik Preperasyonda Kullanılan Endodontik Aletler

Endodonti tarihinde 18. yüzyılda kök kanalı preperasyonu için aletler kullanılmaya başlansa da bu aletler; basit el aletleri, ekskavatörler ve bazı demir koter aletlerinden oluşmaktaydı. 19. yüzyılda aletlerde bir takım kısmi gelişmeler yaşanmış, 1885’ de Gates Glidden frezleri, 1915’ de K tipi eğe kullanılmaya başlanmıştır. Aletlerin standardizasyonu 1929’ da Trebitsch ve yine 1958’ de Ingle tarafından tanımlanmasına rağmen, endodontik aletlerin ISO standartları 1974’ ten önce yayınlanmamıştır (3, 25). Son yıllarda da nikel-titanyum alaşımından endodontik aletler üretilmeye başlanması ile önemli gelişmeler meydana gelmiştir (3, 26).

Kök kanal sisteminin temizlenmesinde ve şekillendirilmesinde kullanılan aletler aşağıdaki gibi sınıflandırılmaktadır (27):

Grup I: Manuel olarak kullanılan aletler

Grup II: Düşük hızda kullanılan döner aletler

Grup III: Bir endodontik motor ile birlikte kök kanalı preperasyonunda kullanılan döner aletler

Grup IV: Özel motorlar ile kullanılan ve kök kanalının şekline 3 boyutlu uyum gösteren döner aletler

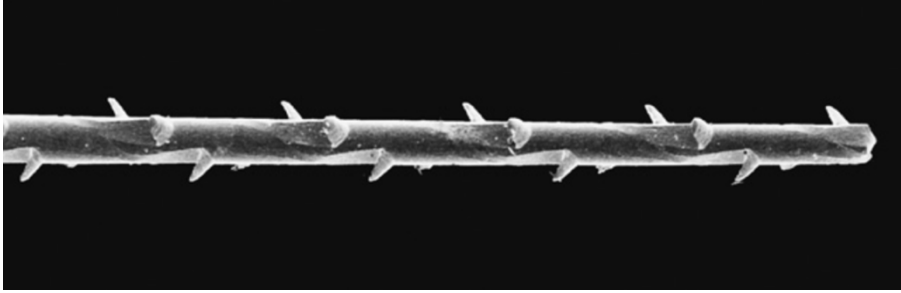
Grup V: Özel motorlar ile kullanılan resiprokal hareket yapan aletler

Grup VI: Sonik ve ultrasonik aletler

2.2.1.El Aletleri

2.2.1.1.Tirnerf

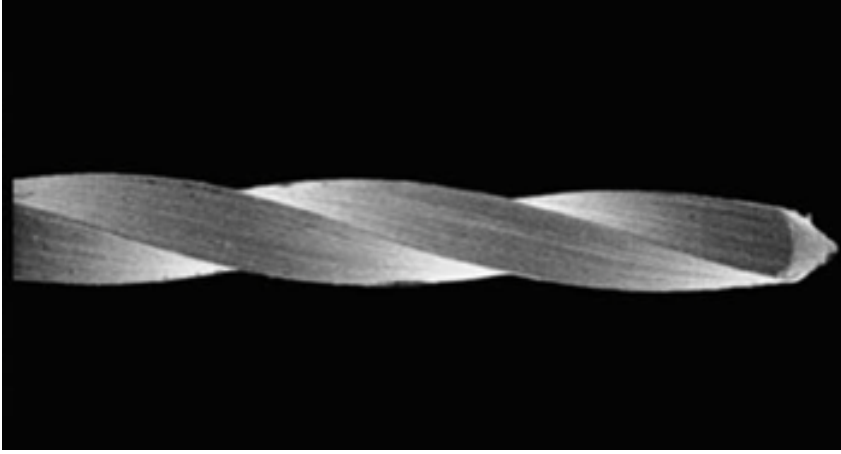
19. yüzyılın başlarından yüzyılın ortalarına kadar, pulpa dokusunun uzaklaştırılması ve kök kanallarının genişletilmesi amacıyla kullanılmışlardır (27). Ancak basınç altında kolayca kırılabilirdikleri için aletin dikenli kısmı dentin dokusunu kesmez (Şekil 2-1), bu nedenle yaygın olarak pulpa dokusunun uzaklaştırılmasında tercih edilirlir. Nikel-titanyum aletlerin kullanımı yaygınlaştıkça, endodonti pratiğinde tirnerflerin kullanımları önemsiz hale gelmeye başlamıştır (27, 28).



Şekil 2-1: Tirnerfin taramalı elektron mikroskopunda (SEM) alınmış mikro fotoğrafı (Moyco Union Broach, York, PA) (29).

2.2.1.2.Reamer

Reamerlar, rotasyonel hareketler ile kök kanallarında kesme ve genişletme etkinliği gösterirler (30). Eğeler ile karşılaştırıldığında spiralleri daha seyrek ve gövdesinin enine kesitinin küçük olması alete esneklik kazandırır (Şekil 2-2). Yan kesim fonksiyonu ile kök kanalından dentin dokusunu tıraşlayarak preperasyon sağlarlar (31).



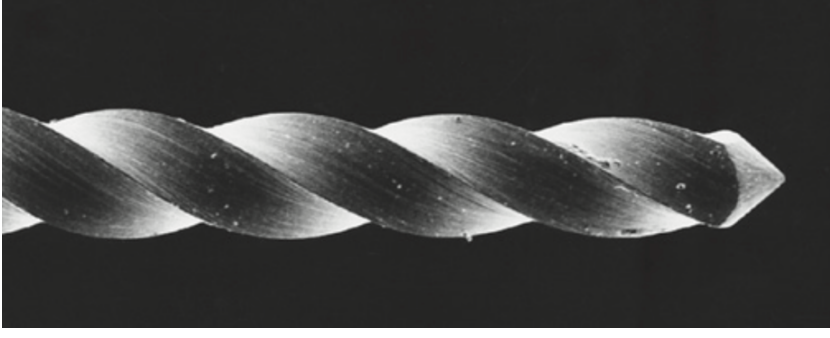
Şekil 2-2: #30 Reamerın taramalı elektron mikroskopunda (SEM) alınmış mikro fotoğrafı (32).

2.2.1.3.Eğeler

Eğeler, kök kanallarının şekillendirilmesinde en yaygın kullanılan aletlerdir. Tellerin aşındırılması ya da burulması yöntemleri ile üretilirler. Dikey ekseninde uygulandıklarında spiral bölgelerinin yardımıyla, kök kanalı duvarlarında kesme ya da abraziv etkinlik göstererek aşındırma yaparlar ve kök kanallarını genişletirler (31).

2.2.1.3.1.K-Tipi Eğeler

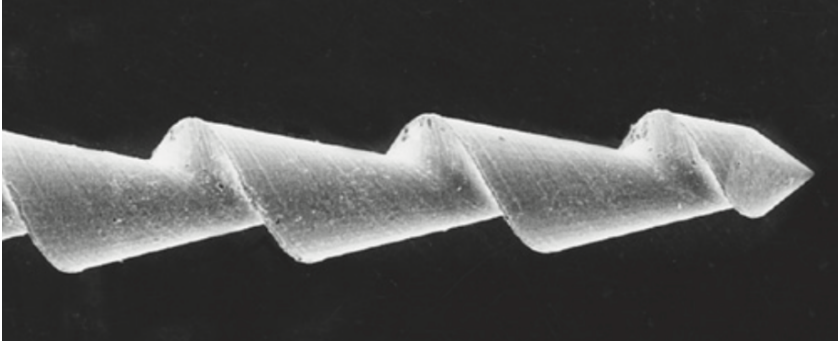
K- tipi eğeler ilk defa Kerr firması tarafından 1915 yılında üretilmiştir (33). Eğeye ismini Kerr kelimesinin baş harfi vermiştir (34). Enine kesiti kare olan çelik telin, uzun eksen boyunca saat yönünün tersine bükülmesi işlemiyle elde edilir (34, 35) (Şekil 2-3). Reamerlar ile karşılaştırıldığında spiral sayıları iki kat daha fazladır. Uzun aksları boyunca sahip oldukları yivler arasında 25-40° lik bir açı bulunur (34). K- tipi eğeler 90° döndürülüp çekilerek kullanılır (28).



Şekil 2-3: #40 K tipi eğenin taramalı elektron mikroskopunda (SEM) alınmış mikro fotoğrafı (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre)(29).

2.2.1.3.2.Headstrom (H-Tipi) Eğeler

H-tipi eğeler, enine kesiti yuvarlak olan silindirik bir çelik tele tornada freze işlemi uygulanmasıyla elde edilir (Şekil 2-4). Aletin uzun eksenine kesici kenarları arasında kalan açı 60-65° arasındadır (31). Rotasyonel çalışma hareketleri kırığa neden olabileceği için önerilmemektedir (35). Kesme etkinliği reamerlardan ve K-tipi eğelerden daha iyidir. Geniş ve oval morfolojiye sahip kök kanallarının preperasyonunda çevresel eğeleme amacıyla tercih edilmektedirler (34).



Şekil 2-4: #50 H tipi eğenin taramalı elektron mikroskopunda (SEM) alınmış mikro fotoğrafı (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) (29).

2.2.1.4.Nikel-Titanyum Eğeler

Endodontide nikel-titanyum alaşımından üretilmiş ilk eğeler 1988 yılında Walia ve ark. tarafından kullanıma sunulmuştur (36). Nikel-titanyum alaşımından üretilen endodontik eğeler ağırlıkça yaklaşık olarak %56 nikel %44 titanyum elementlerinden oluşmaktadır (10). Nikel-titanyum kanal eğelerinin paslanmaz çelik kanal eğeleri ile

karşılaştırıldığında daha yüksek esnekliğe ve kırılma direncine sahip olduğu gözlenmiştir (36).

2.3.Nikel-Titanyum Alaşımı

Nikel-titanyum alaşımından üretilen aletlerin tanıtılması ve mekanik preperasyonda kullanılmaya başlanması ile endodontide yeni bir döneme adım atılmıştır (5). Nikel-titanyum alaşımı ilk olarak 1963 yılında Buehler ve Wiley isimli çalışmacılar tarafından Naval Ordnance Laboratory’ de ABD uzay programı için geliştirilmiş ve “Nitinol” olarak adlandırılmıştır (37). Diş hekimliğinde ilk olarak 1971 yılında Andreasen ve Hilleman tarafından ortodontik tel üretiminde kullanılmıştır. Alaşımın tercih edilmesinde sahip olduğu düşük elastik modülü, şekil hafızası etkisi ve süperelastik özelliği ön plana çıkmaktadır (38). Walia ve ark. 1988 yılında nikel-titanyum alaşımından üretilmiş ilk endodontik aleti tanıtmışlardır (36).

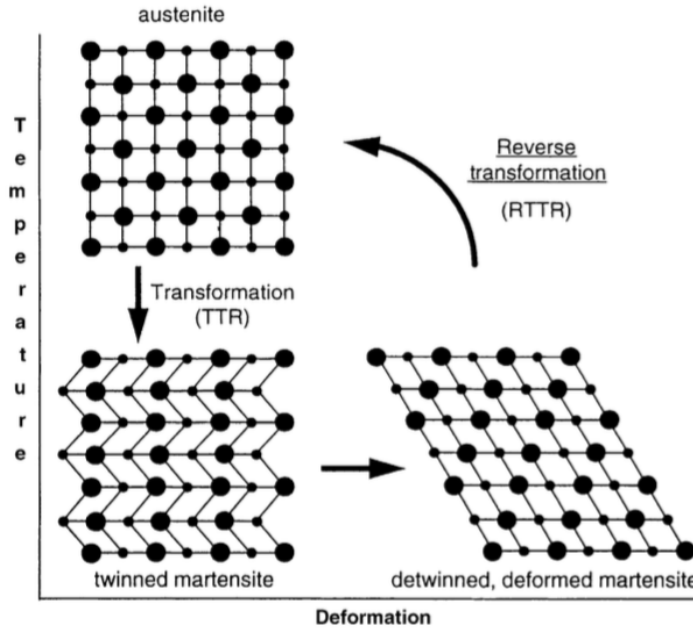
2.3.1.Nikel-Titanyum Kök Kanalı Aletlerinin Metalürjik Özellikleri

Nikel-titanyum alaşımından üretilmiş kök kanalı aletleri, ağırlık olarak yaklaşık %56 nikel %44 titanyum içermektedir (10, 39, 40). Bazı nikel-titanyum alaşımlarında ise ağırlık olarak yaklaşık %54 nikel %2 kobalt olabilmektedir. Alaşımın atomik bağlarını değiştirebilme yeteneği, mekanik özelliklerinde benzersiz ve önemli değişimler gösterebilmesine olanak sağlamaktadır (10). Bu değişimler, sıcaklık ve stres etkenleri ile meydana gelmektedir (10, 41).

Birçok metalik malzeme, belirli sınırlar içinde oluşan deformasyonun uygulanan kuvvetle doğru orantılı olduğu elastik bir davranış sergiler. Bu ilişki Hooke Yasası olarak bilinir. Uygulanan kuvvet belirli bir sınırı aştığında, malzemede plastik deformasyon olarak adlandırılan kalıcı bir deformasyona neden olur (5). Hooke Yasası' na göre çoğu metal alaşımı, %1-%2 oranında elastik deformasyona izin verirken, bu limiti aşacak deformasyonlar artık kalıcı hale dönüşür. Nikel-titanyum alaşımları ise herhangi bir kalıcı deformasyon göstermeden % 8 oranına kadar elastik deformasyona uğrayabilmektedir (5, 10, 42).

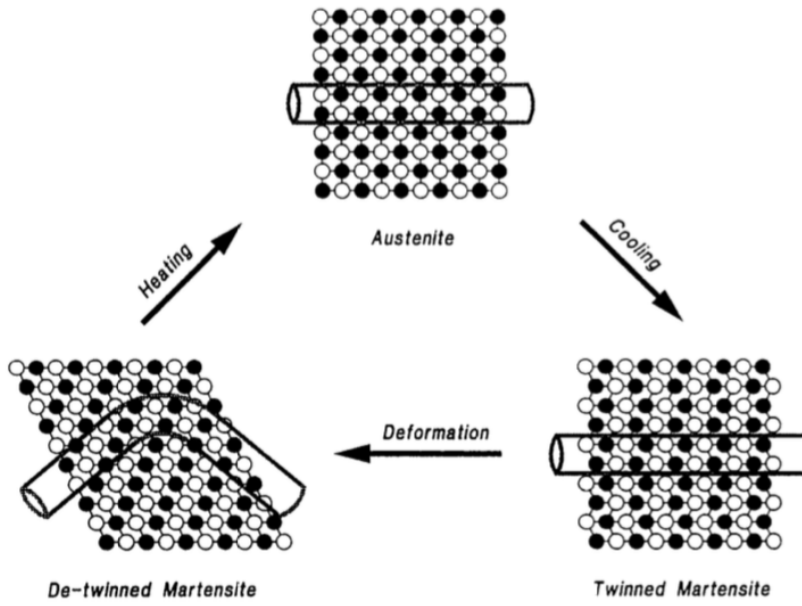
Ana bileşenlerinin bire bir atom oranına sahip olması sonucunda alaşımda aynı anda farklı kristalografik formlar gözlenebilmektedir (10). Nikel-titanyum alaşımları, metalin mekanik özelliklerini belirleyen 3 farklı mikro yapısal faz (östenit, martensit ve

R fazı) içermektedir (41). Sıcaklık değişimine bağlı olarak gözlenen bu fazlardan östenit (B2) fazı yüksek sıcaklık fazı olarak adlandırılırken; martensit (B19) fazı düşük sıcaklık fazı olarak adlandırılmaktadır (6) (Şekil 2-5). R fazı ise, martensit fazdan östenit faza geçiş aşamasında ısınırken ya da östenit fazdan martensit faza geçiş aşamasında soğurken ortaya çıkmaktadır. R fazında rhombohedral (eşkenar paralelyüz) bir yapı meydana gelmektedir (43).

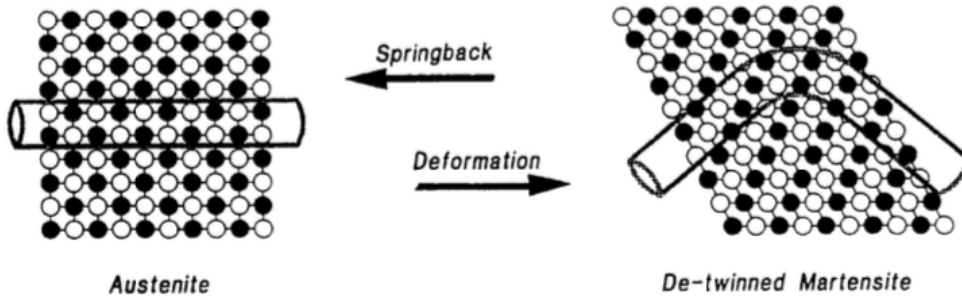


Şekil 2-5: Nikel-titanyum alaşımasının martensitik dönüşüm ve şekil hafızası etkisinin şematik gösterimi (10).

Nikel-titanyum alaşımasının yüksek sıcaklık aralıklarında kristal yapısı, kübik kafes formunda kararlı bir yapıdır ve östenit faz veya ana faz olarak adlandırılmaktadır. Nitinol, kritik bir dönüşüm sıcaklığı aralığında soğutulduğunda, alaşımın elektron bağlarında değişimler meydana gelmektedir. Bu değişimler sonucunda akma mukavemetinde, esneklik modülünde (sertlik) ve elektrik direncinde önemli değişimler gözlenmektedir (10). Sıcaklığın bu aralıktaki azaltılması ile alaşım soğutulduğunda, kristal yapısında martensitik dönüşüm olarak bilinen bir değişim meydana gelmektedir (6, 10, 44). Bu dönüşüm, alaşımın fiziksel özelliklerinde bir değişime neden olarak şekil hafızası etkisinin ve süperelastiklik özelliklerinin ortaya çıkmasına yol açmaktadır (10, 39) (Şekil 2-6, Şekil 2-7).



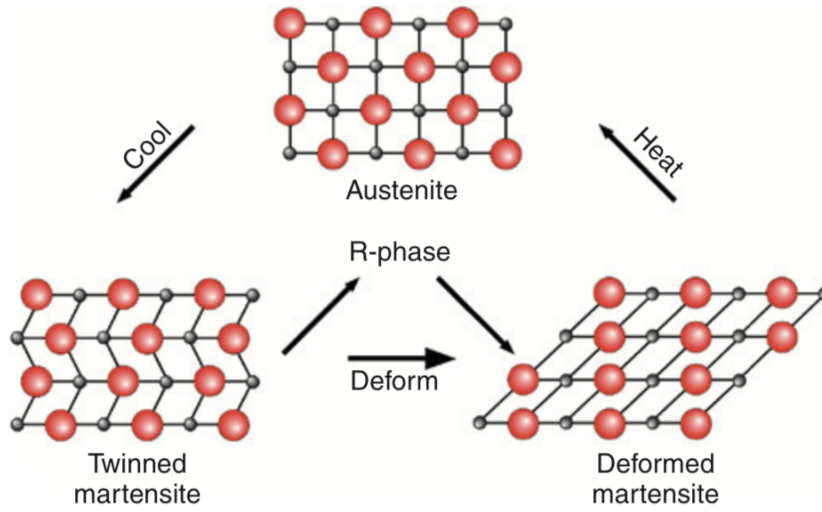
Şekil 2-6: Nikel-titanyum alaşımlarının şekil hafızası etkisinin şematik gösterimi (10).



Şekil 2-7: Nikel-titanyum alaşımlarının süperelastiklik özelliğinin şematik gösterimi (10).

Martensit fazdaki nikel-titanyum alaşımı ısıtıldığında, östenit faza dönüşüm başlar. Bu dönüşümün başladığı sıcaklık östenit dönüşüm başlangıç sıcaklığı (A_s), tamamlandığı sıcaklık ise östenit dönüşüm bitiş sıcaklığı (A_f) olarak adlandırılır (6, 10, 44). Östenit fazdaki nikel-titanyum alaşımı soğutulduğunda ise martensit faza dönüşüm başlar. Bu dönüşümün başladığı sıcaklık martensit dönüşüm başlangıç sıcaklığı (M_s), tamamlandığı sıcaklık ise martensit dönüşüm bitiş sıcaklığı (M_f) olarak adlandırılır. Klinikte pratik uygulamalar açısından nikel-titanyum alaşımı östenit, martensit ve stresle uyarılmış martensit formu olmak üzere 3 değişik formda karşımıza çıkabilmektedir (6, 10, 43) (Şekil 2-8). Alaşım östenit formda sert ve dayanıklı bir yapıya sahipken; martensit formda ise yumuşak, buna bağlı olarak da şekil verilebilir ve kolayca deforme olabilir bir

durumdadır. Süperelastik (Stresle uyarılmış martensit) nikel-titanyum ise oldukça esnek bir yapıya sahiptir (43).



Şekil 2-8: Nikel-titanyum alaşımlarının iki ana kristal yapısına dayalı psödoelastik davranışı (29).

Nikel-titanyum alaşımları benzersiz kristal yapıları sayesinde süperelastiklik ve şekil hafızası etkisi gibi avantajlı özelliklere sahiptir (43). Bu özellikler nikel-titanyum alaşımında östenitten martensite geçişin bir sonucu olarak ortaya çıkar (10). Süperelastiklik, bir alaşımın (akma dayanımına kadar) kuvvet uygulandığında büyük miktarda deformasyona uğrayıp şekil değiştirmesine rağmen, kuvvet ortadan kalktığında orijinal şeklini geri kazanmasını sağlayan özellik olarak tanımlanabilir (45). Şekil hafızası etkisi ise, alaşımın martensit-östenit dönüşüm sıcaklığının üzerinde ısıtıldığında, (alaşımın kimyasal bileşimine göre değişen bir sıcaklıkta) orijinal şeklini tamamen geri kazanmasını sağlayan özellik olarak tanımlanabilir (42).

2.3.2. Nikel-Titanyum Kök Kanalı Aletleri

2.3.2.1. Geleneksel Nikel-Titanyum Kök Kanalı Aletleri

Geleneksel nikel-titanyum aletlerin sahip oldukları östenit dönüşüm bitiş sıcaklığının vücut sıcaklığının altında olması nedeniyle, geleneksel nikel-titanyum aletler esas olarak östenit fazdan oluşur ve süperelastiklik özelliğine sahiptir (10, 41, 46). Tornalama işlemi ile üretilmeleri nedeniyle bu aletlerde kesme etkinliği, kırılma direnci ve korozyona karşı direnç yönünden olumsuz etkileri olduğu düşünülen yüzey kusurları gözlemlenmektedir (10, 47–50).

Endodontide kullanılan nikel-titanyum döner aletler ilk olarak Dr. John McSpadden tarafından 1992 yılında tasarlanmıştır ve 0,02 koniklik açısına sahiptir. 1994 yılında Dr. Johnson, ProFile nikel-titanyum döner alet sistemini piyasaya tanıtmıştır. Sistem 0,04 ve 0,06 koniklik açılara sahiptir. Daha sonraki yıllarda LightSpeed nikel-titanyum döner alet sistemi Dr. William Wildey ve Dr. Steve Senia tarafından üretilmiştir (5).

1990' ların sonunda Dr. John McSpadden, Quantec nikel-titanyum döner alet sistemini geliştirmiştir. Sistem farklı boyut, çap ve koniklik açılara sahip 10 adet eğden oluşmaktadır. Quantec nikel-titanyum döner alet sisteminin geliştirilmesiyle birlikte, o dönemde mevcut diğer sistemlere göre önemli farklılıklar içeren K3 sistemi piyasaya sunulmuştur. Bu sistem pozitif kesme açısına sahip ve asimetrik radyal alanlı bir sistemdir (5).

2001 yılında, ProTaper Universal sistemi (Dentsply Sirona, York, PA, ABD) tanıtılmıştır. Sistem üçgen bir kesite ve artan koniklik açısına sahiptir. Preperasyonun kurondan apikale doğru yapılmasına olanak sağlamak ve alet ile dentin duvarları arasındaki teması azaltmaktadır. Böylece alet üzerinde oluşacak stres azalmaktadır (5).

VDW firması tarafından ise S şeklinde enine kesit tasarımına sahip MTwo sistemi üretilmiştir. Sistem preperasyonun çalışma uzunluğunda apikalden kuronale doğru yapılmasına olanak sağlar (5).

2.3.2.2. Elektropolishing

Elektropolishing (EP), metal aletlerin kontrollü bir elektrokimyasal işlem yardımıyla üretim kaynaklı yüzey kusurlarının azaltıldığı nihai bir son işlemdir (39, 48, 51). Bu işlem materyalin iyon konsantrasyonu yüksek elektrik akımının olduğu bir sıvıya batırılmasıyla gerçekleştirilmektedir (52). Anotta metal çözünürken, katotta indirgenme reaksiyonu meydana gelir. Elektropolishing sonucunda yüzeyin daha pürüzsüz ve homojen bir özellik kazanmasıyla yüzey üzerindeki stres birikim alanları azaltılır (53). Yüzey özelliklerinde meydana gelen bu değişimler ile kök kanalı aletlerinin kesme verimliliği, döngüsel yorgunluk direnci ve korozyon direnci artmaktadır (39, 48, 51).

2.3.2.3.M-Wire

Döngüsel yorulma direnci geliştirilmiş daha esnek bir nikel-titanyum alaşımı üretmek amacıyla 2007 yılında (Sportswire LLC (Langley, OK, USA)) tescilli bir termomekanik üretim prosedürü geliştirilmiş ve yeni geliştirilen bu nikel-titanyum alaşımı M-Wire olarak adlandırılmıştır (54). M-Wire nikel-titanyum alaşımının ısıtılma işlemi için başlangıç hali, ağırlıkça %55.8 $\pm$ 1.5 nikel (Ni), 44.2 $\pm$ 1.5 titanyum (Ti) ve %1' den az eser elementlerden oluşan bir Nitinol bileşimidir (55).

Metallere işleme prosedüründen önce çeşitli sıcaklıklarda ısıtılma işlemleri uygulanması ile elde edilmektedir. Materyal süperelastiklik özelliğini korurken, hem martensit fazı hem de R fazı içermektedir (5). Geleneksel nikel-titanyum alaşımlarından üretilen kök kanal aletleri ile karşılaştırıldığında, M-Wire alaşımından üretilen kök kanalı aletleri daha yüksek döngüsel yorgunluk direncine ve mekanik özelliklere sahiptir (5, 54, 56).

ProTaper Next sistemi, ProFile Vortex sistemi, Reciproc ve WaveOne sistemleri M-Wire alaşımı ile üretilen sistemlerdir.

2.3.2.4.R Fazı

Nikel-titanyum alaşımının R fazı, martensit ve östenit fazları arasındaki bir ara fazdır ve martensitik dönüşüm sırasında ortaya çıkmaktadır (42). R fazı daha düşük bir kesme modülüne sahiptir (42, 57). Yapılan birçok çalışmada R fazından elde edilen kök kanalı aletlerinin esnekliklerinin ve yorgunluk dirençlerinin daha yüksek bulunduğu belirtilmiştir (54, 58–60).

2008 yılında Sybron Endo firması R fazından üretilen endodontik nikel-titanyum sistemlerini piyasaya tanıtmıştır. R fazındaki kök kanalı aletleri burularak üretilmektedir. Kanal aletleri işleme sürecinin tamamlanmasından sonra özel bir ısıtılma işlemine tabi tutulmaktadır. Böylece işleme sürecinin neden olduğu iç gerilimin karşılanması yanı sıra, esnekliği ve dayanıklılığı artırmak için alaşımın kristal yapısında ek bir faz değişikliği yaratılmaktadır (56). Burulma işleminin ardından, alaşımın yeni şeklini koruyabilmesi için ek termal işlemlerle östenit faza geri dönmesi sağlanmaktadır (61).

R fazındaki sistemlere örnek olarak Twisted File ve K3XF sistemleri verilebilir.

2.3.2.5.CM (Control Memory) Wire

DS Dental (Johnson City, TN, USA) tarafından 2010 yılında ısıtıl işlem teknolojisi ile üretilen CM Wire sistemi piyasaya sürülmüştür. Alaşımın işlenmesinden sonra ısıtıl işlem uygulaması ile şekil hafızası etkisi üzerinde kontrol sağlanmaktadır. Böylece kök kanalı aletlerine uygulama öncesi bükülebilme özelliği kazandırılarak daha fazla yorulma direncine ve esnekliğe sahip olmaları sağlanmaktadır (62–64). Kök kanalı aletinin merkezde kalma özelliğinin arttığı bir preperasyon sağlanarak, daha düşük transportasyon oranları elde edilmektedir (65, 66). CM Wire kanal aletleri, geleneksel süperelastik nikel-titanyum alaşımlarından (% 54 ile % 57) daha az nikel (% 52) içerir (67, 68). Geleneksel süperelastik nikel-titanyum kök kanalı aletleri vücut sıcaklığında östenit fazda bulunurken, CM Wire kök kanalı aletleri martensit fazda bulunurlar (67, 69). Nikel-titanyum alaşımı martensit fazda bazı benzersiz özelliklere sahiptir. Martensit fazda önemli bir yorgunluk direncine sahip olan alaşım, kolayca deforme olabilir. Sahip oldukları dönüşüm sıcaklığının üzerinde bir değere kadar ısıtıldıklarında orijinal şekillerine geri dönerler (10, 43). CM Wire teknolojisi ile üretilmiş kök kanalı aletleri geleneksel nikel-titanyum kök kanalı aletleri ile karşılaştırıldıklarında döngüsel yorgunluğa %300-800 oranında daha fazla direnç gösterirler (70).

2011 yılında Coltene firması (Cuyahoga Falls, OH), CM Wire teknolojisiyle üretilmiş Hyflex CM sistemini piyasaya sürmüştür.

Typhoon CM (Clinician's Choice Dental Products, New Milford, CT, USA) sistemi de CM Wire teknolojisi ile üretilmiş bir diğer döner alet sistemidir.

2.3.2.6.EDM (Electrical Discharge Machining)

2016 yılında Coltene firması nikel-titanyum CM 495 alaşımından üretilmiş Hyflex EDM sistemini piyasaya tanıtmıştır (71). EDM, bir elektrik akışkan varlığında uygulanan temassız bir termal işleme prosedürüdür. Bu işlem alaşımın yüzeyini eritir ve küçük kısımlarını kısmen buharlaştırır (72). İşlem tamamlandığında kanal aletinin yüzey sertliğinde meydana gelen artış ile üstün kesme etkinliği sağlanır (39). Çalışmalarda EDM üretim teknolojisinin, döngüsel yorgunluk direncini oda veya vücut sıcaklığında % 700'den fazla artırarak kanal aletinin kırılma direncini optimize ettiği gözlenmiştir (71, 73–75).

Uslu ve ark. (76) Hyflex CM ve Hyflex EDM sistemlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, preperasyon işlemi sonrasında kanal aletlerinin yüzeyleri incelenmiş ve Hyflex EDM' nin yüzey yapısında daha az değişiklik olduğu gözlenmiştir.

2.3.2.7.Blue Wire - Gold Wire

2012 yılında Dentsply Sirona firması, CM nikel-titanyum alaşımları için yeni bir ısıtım işlem uygulaması geliştirmiştir. Bu uygulama ile kök kanalı aletleri, tekrarlanan ısıtım işlemlere tabi tutulduktan sonra soğutulur. Aletlerinin yüzeyindeki titanyum oksit tabakasının kalınlığı ile bağlantılı bir yüzey rengi oluşmaktadır (77) .

Titanyum oksit tabakası, nikel-titanyum Gold alaşımlarda 100-140 nm iken, nikel-titanyum Blue Wire alaşımlarda 60-80 nm' dir. Vortex Blue (Dentsply Sirona), Reciproc Blue (VDW), WaveOne Gold, Sequence Rotary File ve X1 Blue File (MK Life, Porto Alegre, RS, Brazil) ve ProTaper Gold (Dentsply Sirona) sistemleri bu teknoloji kullanılarak üretilmiş sistemlerdir (5).

2.3.2.8.Max Wire

FKG firması tarafından ısıtım işlem uygulanarak üretilmiş yeni bir nikel-titanyum alaşımı, Max Wire (Martensite-Austenite-electropolish-fileX) sistemi olarak piyasaya tanıtılmıştır (39). XP-endo ailesi olarak adlandırılan (FKG) sistem: XP-endo Finisher (XP-F), XP-endo Finisher Retreatment (XP-R) ve XP-endo Shaper (XP-S)' dan oluşmaktadır (5). Bu nikel-titanyum alaşımı, klinik uygulamada hem şekil hafızası etkisini hem de süperelastikiyet özelliğini birlikte gösterebilmektedir (39). Uygulanan ısıtım işlemin etkisiyle alaşım, 35°C veya daha yüksek sıcaklıklarda martensit fazdan östenit faza geçer ve yarı dairesel bir şekil kazanarak eksantrik dönme hareketi gerçekleştirir. Bu sayede sistem aletleri kök kanallarının morfolojisine uyum sağlayabilmektedir (5).

2.3.3.Nikel-Titanyum Kök Kanalı Aletlerinin Çalışma Şekilleri

2.3.3.1.Rotasyonel Hareket

Endodontide nikel-titanyum kök kanalı aletlerinin piyasaya sürülmesi, kök kanalı sistemlerinin mekanik hazırlık sürecini daha öngörülebilir bir hale getirirken, tedavi süresinde ve hekim stresinde önemli bir azalmaya yol açmıştır (5).

Merkezcil rotasyonel hareket, 1980' li yılların sonlarında bulunmuştur ve günümüzde kök kanalı sistemlerinin mekanik hazırlığında kullanılan nikel-titanyum sistemler arasında en yoğun kullanılan harekettir. Nikel-titanyum kök kanalı aletleri, kök kanalı sisteminin içerisinde redüksiyonlu anguldurvalar ve endodontik motorlar tarafından devamlı 360° lik bir dönüş hareketi gerçekleştirir (5).

Rotasyonel hareket ile çalışan nikel-titanyum kök kanalı aletlerinin geliştirilmesi, el aletleri ile karşılaştırıldığında endodontik tedavide hekime bazı avantajlar kazandırmıştır:

- Debrislerin kök kanalı sisteminden uzaklaştırılması daha etkin bir hale gelmiştir.
- Merkezcil rotasyonel hareket nikel-titanyum kök kanalı aletinin, kök kanalı sisteminde merkezi eksenini korumasını sağlayarak kök kanalının orijinal anatomisine daha sadık bir enstrümantasyon gerçekleştirmesine olanak sunmaktadır. Bu sayede perforasyon ve transportasyon insidansları azalmaktadır.
- Devamlı rotasyonel hareketin en önemli avantajlarından biri enstrümantasyon süresinde elde edilen azalmadır.
- Kök kanalı sisteminin preperasyonunda daha başarılı bir koniklik elde edilmektedir.

Hekime kazandırdığı bu avantajların yanında bazı dezavantajları da bulunmaktadır:

- Rotasyonel harekette nikel-titanyum kök kanalı aletleri yapısal yorgunluğa maruz kaldıklarında aletlerde kırılma meydana gelmektedir.
- Endodontik tedavide preperasyon artışına bağlı olarak oluşan mikro çatlak sayısında da artış meydana gelmektedir (78, 79).

2.3.3.2.Resiprokal Hareket

İlk olarak 1928 yılında aksiyal ve rotasyonel hareketin kombinasyonundan oluşan resiprokal hareket (W&H, Burmoos, Avusturya) tanıtılmıştır. Ardından 1958 yılında aksiyal resiprokal hareket (Racer; W&H, Burmoos, Avusturya) ve 1964 yılında rotasyonel resiprokal hareket (Giromatic; MicroMega, Beasancon, Fransa) tanıtılmıştır (79).

2008 yılında Yared, kök kanalı preperasyonunu ProTaper Universal sisteminin F2 eğesini kullanarak gerçekleştirmiştir. Preperasyonu eğeyi saat yönünün tersine ve saat yönünde farklı dönüş açılarıyla ileri geri hareket ile kullanarak yapmıştır. Bu hareket ile eğenin düşük bir apikal basınç ile ilerlemesini kolaylaştırmayı amaçlamıştır. Yared yaptığı bu çalışma ile kök kanalı sisteminin hazırlığında ardışık kanal eğesi kullanımı zorunluluğunu ortadan kaldırmıştır (80). Bu gelişmeyi takiben M-Wire alaşımından üretilen ve tek bir kanal eğesi ile kök kanalı hazırlığının yapılabildiği Reciproc (VDW) ve WaveOne (Dentsply Sirona) sistemleri kullanıma sunulmuştur (81, 82). Her iki sistem de merkezi resiprokal hareket ile çalışmaktadır. Sistem eğeleri preperasyonun başlangıcında kök kanalı sisteminde dentini kesmek amacıyla saat yönünün tersine (Reciproc 150°, Wave One 170°) ve bu hareketi takiben kesilen dentini uzaklaştırmak amacıyla saat yönünde (Reciproc 30°, WaveOne 50°) hareket etmektedir (5, 79). Böylece devamlı rotasyonel hareket ile çalışan sistemler ile karşılaştırıldığında sahip olduğu bazı avantajlar ile ön plana çıkmaktadır:

- Vidalama etkisinden uzak kalınmaktadır.
- Eğelerin kök kanalı duvarlarına uyguladıkları stres azalmasına bağlı olarak burulmaya bağlı (torsiyonel) stres oluşumları azalmaktadır.
- Eğelerin preperasyon sırasında kök kanalı sistemi içerisindeki döngü sayısındaki azalmaya bağlı olarak döngüsel yorgunluğa (fleksural yorgunluğa) bağlı stres oluşumları azalmaktadır.
- Eğelerin kırılma riski azalmaktadır (5, 83).

2.3.3.3.Kombine Hareket (Merkezcil Rotasyon + Resiprokal Hareket)

Morita, Sybron Endo ve Ultradent firmaları, her iki hareketin de sahip olduğu farklı avantajlardan yararlanabilmek amacıyla kombine hareket ile çalışan sistemleri tasarlamışlardır (5).

2016 yılında Ultradent firması, saat yönünde rotasyon ve resiprokal (saat yönünde 90°, saat yönünün tersinde 30°) hareketler ile kullanılan Genius sistemini (Ultradent, South Jordan, ABD) geliştirmiştir. Sistem eğeleri saat yönünde pozitif rake açılarına sahip S şeklinde bir kesite sahip olup, ısıtılmış işlem görmüş nikel-titanyum alaşımından üretilmiştir (5, 84, 85).

Sybron Endo firması, kök kanalı eğelerinin kullanım sırasında dönmeye karşı oluşan dirençlerinde artış meydana geldiğinde otomatik olarak rotasyonel hareketten resiprokal harekete geçiş yapabilen yenilikçi bir endodontik motoru piyasaya tanıtmıştır. Eğe üzerindeki direnç azaldığında motor rotasyonel harekete geri dönmektedir (5, 86).

Morita firması tarafından geliştirilen Optimum Torque Reverse motion (OTR) ile, simetrik resiprokal hareketin faydalarından yararlanabilmek ve dezavantajlarını en aza indirebilmek amaçlanmıştır. Saat yönünde devamlı rotasyonel hareket sırasında tork değeri otomatik olarak ölçülmektedir. Önceden tanımlanmış tork değerinden daha büyük bir değere ulaşıldığı zaman eğe saat yönünde ve saat yönünün tersinde 90°' lik bir salınım gerçekleştirir (5, 87).

2.3.3.4.Eksantrik (Yılankavi) Hareket

Bazı sistemler, eğelerinin sahip olduğu özelliklere bağlı olarak eksantrik veya asimetrik dönüş hareketi yaparlar. ProTaper Next (Dentsply Sirona, USA), XP-Endo Shaper (FKG, İsviçre) ve TRUShape (Dentsply Sirona, USA) sistemleri bu hareket ile çalışan sistemlerdir (5).

2.3.3.5.Transaksiyal Hareket

2010 yılında ReDent-Nova (Ra'anana, İsrail) firması tarafından geliştirilen SAF (Self-Adjusting File) sistemi, var olan sistemlerden tümüyle farklı bir tasarım ve kinematiğe sahiptir (88). Sistem, kök kanalının duvarlarına uyum sağlayabilen ince bir nikel-titanyum yapısından aşındırıcı bir yüzeye ve içi boş silindirik bir ağ tasarımına sahiptir. Gagalama hareketi ile çalışırken, 3000 ila 5000 titreşim / dakika ve 0,4 mm' lik bir genlikte dikey olarak titreşir. Kanal başına 4 dakikalık enstrümantasyon süresi için 2 dakikalık döngüler gerçekleştirilir (5, 88, 89).

2.4.Kök Kanalının Şekillendirilmesi Sırasında Meydana Gelen Komplikasyonlar

Klinisyenler endodontik tedavi sırasında çeşitli komplikasyonlarla karşılaşabilmektedir. Endodontik tedavi uygulayan her klinisyen, iyi yapılmış bir vakadan, prosedürel hatalar da içeren olumsuz prognoza kadar değişen bir dizi sonuç ile karşılaşabilmektedir (94).

2.4.1.Perforsyon

Bir endodontik tedavi yapılırken kök kanalı boşluğu ile periodonsiyum arasında devamlı bir ilişki sağlayan yapay bir açıklığın oluşmasıyla perforasyon meydana gelmektedir (31). Sıklıkla keskin uca sahip esnek olmayan aletlerin, rotasyonel hareket ile kullanılmaları sonucunda perforasyonlar oluşmaktadır (3). Bununla birlikte kök kanalı yolunda oluşmuş bir basamağın atlanılmaya çalışılması sırasında alete fazla kuvvet uygulanması nedeniyle de perforasyonlar oluşabilmektedir (95).

2.4.2.Transportasyon

Transportasyon, kök kanalı yolunun orijinal halinden sapması olarak tanımlanmaktadır. Kök kanalının apikal kısmında eğimin dış duvarından, kuronal kısmında ise eğimin iç duvarından daha fazla dentin dokusu uzaklaştırılmasıyla yeni bir kanal yolu oluşumu meydana gelmektedir (94) (Şekil 2-9).



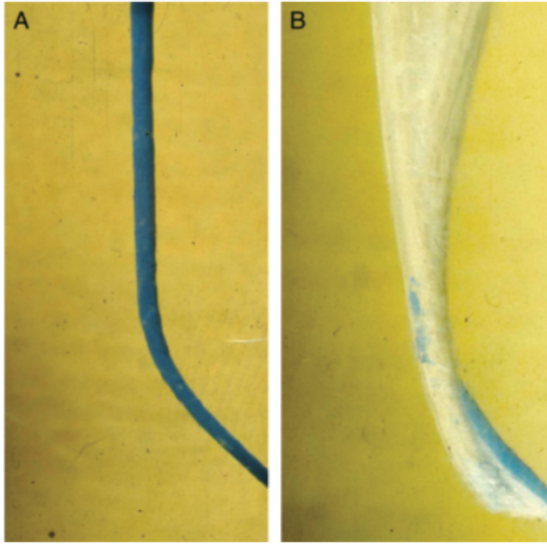
Şekil 2-9: Kök kanalı sisteminde transportasyon oluşumu (96).

Uç kısımlarının sahip olduğu özelliklere göre kesme etkinlikleri değişmekte olan döner sistem eğelerinin, uç kısımlarının agresiflikleri arttıkça transportasyon oluşturma riskleri de artmaktadır (94).

2.4.3.Zip:

Eğimli bir kök kanalında endodontik tedavi sırasında kullanılan kök kanalı aletlerinin, kanal içinde düzleşme eğilimi göstermeleri sonucunda oluşmaktadır.

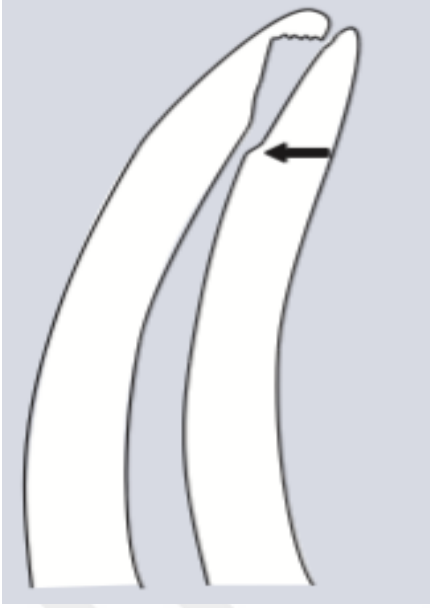
Düzleşme eğilimi gösteren kök kanalı aleti, eğimin dış duvarı boyunca dentin dokusunun fazla kaldırılmasına; apikal bölgede ise eğimin iç duvarında yetersiz uzaklaştırılmasına neden olmaktadır. Bu değişimler sonucunda kök kanalının merkezi eksenini orijinal ekseninden farklı konumlanmaktadır (Şekil 2-10). Kök kanalının apikal bölgesi "gözyaşı damlası" veya "kum saati şekli" ne benzer yeni bir görünüm kazanmaktadır (3).



Şekil 2-10: (A, B) Enstrümantasyon öncesi ve sonrası plastik bloklarda simüle edilmiş kök kanallarında gözlenen zip oluşumu (3).

2.4.4.Dirsek (Elbow)

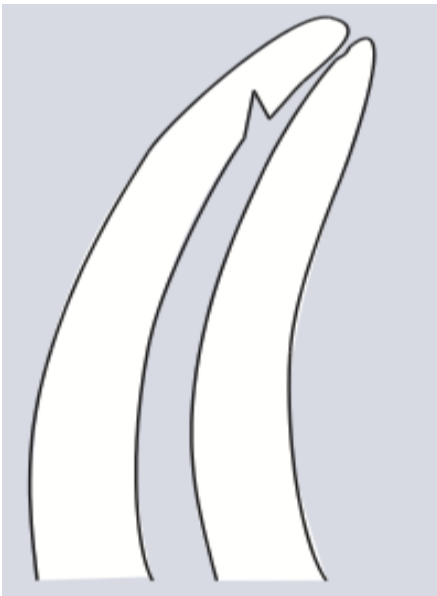
Zip oluşumu ile birlikte meydana gelen bir komplikasyondur. Kök kanalı içerisinde düzleşme eğilimi gösteren kök kanalı aletlerinin, eğimin dış duvarı boyunca dentin dokusunu fazla kaldırması; apikal bölgede ise eğimin iç duvarında yetersiz uzaklaştırması sonucunda oluşan kum saati formunun en dar bölgesi dirsek olarak adlandırılmaktadır (Şekil 2-11). Dirsek, kanalın maksimum eğim gösteren bölgesinde oluşmaktadır (3).



Şekil 2-11: Kök kanalı sisteminde dirsek oluşumu (97).

2.4.5.Basamak (Ledge)

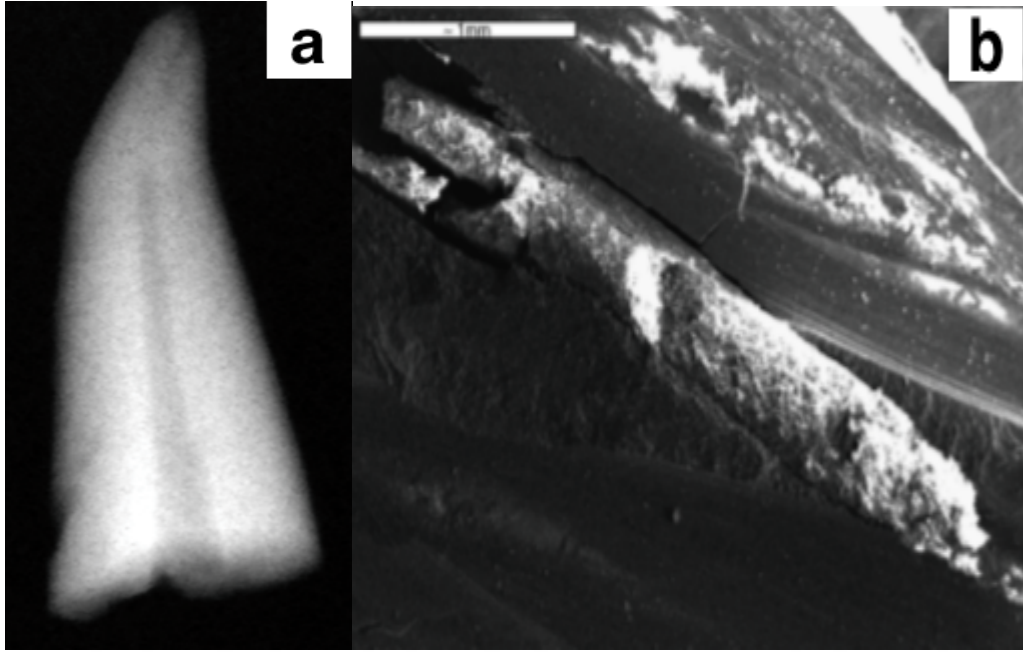
Keskin uca sahip esnek olmayan kök kanalı aletlerinin, rotasyonel hareket ile kullanılmaları sonucunda basamak oluşumu gözlenmektedir (Şekil 2-12). Basamak oluşumu, kök kanalının eğim derecesi ve aletin metalürjik özellikleri ile ilişkili olup; eğimin dış duvarında meydana gelmektedir (3). Sıklıkla çalışma uzunluğundan kısa bir uzunlukta çalışılması ve kök kanalı aletinin kuvvet uygulanarak kullanılması sonucunda oluşmaktadır (98).



Şekil 2-12: Kök kanalı sisteminde basamak oluşumu (97).

2.4.6. Apikal Tıkanma

Enstrümantasyon sırasında dokuların ve debrisin tıkaç oluşturmasıyla apikal tıkanma meydana gelmektedir (Şekil 2-13). Apikal tıkaç oluşumu, çalışma boyunun kaybedilmesi ve apikal açıklığın kapanmasıyla sonuçlanmaktadır (3).



Şekil 2-13: a) Enstrümantasyon sırasında oluşan apikal tıkaç nedeniyle kök kanalı boşluğunun devamlılığında kesinti olduğu gözlenmektedir. b) Apikal tıkaç oluşumu gözlenen bölgenin taramalı elektron mikroskobunda (SEM) alınan mikro fotoğrafı x35 (99).

2.4.7. Alet Kırılması

Nikel-titanyum kök kanalı aletlerinin tasarım ve metalürjik özelliklerinde elde edilen önemli gelişmelere rağmen aletlerde meydana gelen kırık oluşumu, kök kanal tedavisinde endişe oluşturmaya devam etmektedir (100). Klinikte kök kanalı aletlerinde kırık oluşumu, döngüsel yorgunluğa ve torsiyonel strese bağlı olarak meydana gelmektedir (7, 13, 100).

2.5. Kök Kanallarında Alet Kırılması

Kök kanalı aletlerinde meydana gelen kırılmalar, endodontik tedavilerde klinisyenlerin çözüm üretmekte en çok zorlandığı komplikasyonlardan biridir. Kök kanalı

sisteminde kırılmış bir alet, kanal sisteminin apikal bölgesine erişimi engelleyebilmekte; buna bağlı olarak da tedavi prognozunu olumsuz etkileyebilmektedir (101–103).

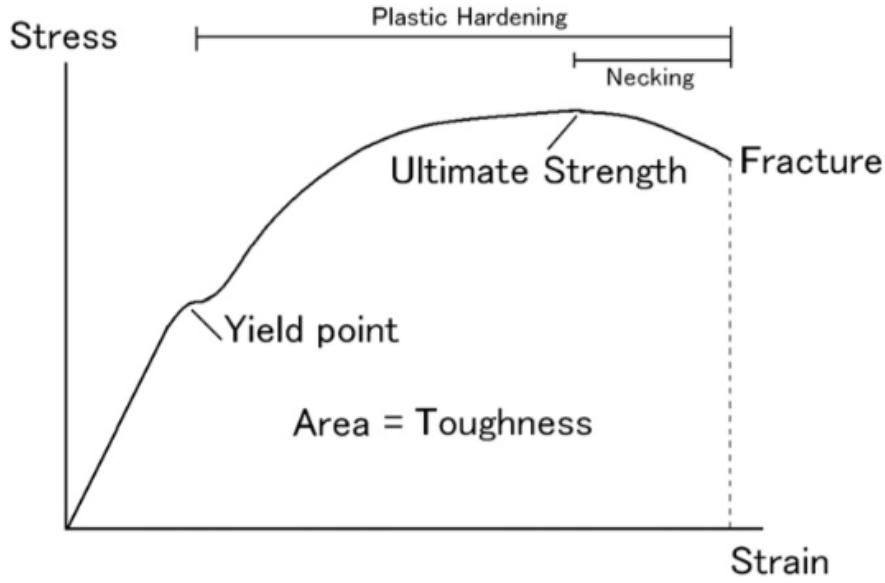
Paslanmaz çelik eğeler genellikle kırılmadan önce, metalin elastik limitinin aşılmasına bağlı olarak deformasyona uğramaktadır. Eğenin ileri derecede kıvrılması veya yivlerinde meydana gelen açılmalar olarak ortaya çıkan bu deformasyonlar, klinisyen tarafından gözlenebilmektedir. Nikel-titanyum eğelerde ise deformasyon oluşumu daha seyrek gözlenebilmekte; plastik deformasyon belirtileri olmadan da kırılmalar meydana gelebilmektedir (104). Nikel-titanyum eğeler süperelastik özellikleri sayesinde, metalin elastik limit sınırı aşılmaya kadar paslanmaz çelik eğelerden çok daha fazla esneklik gösterebilmektedir. Bu artan esnekliğe rağmen meydana gelen kırık oluşumu, nikel-titanyum eğeler için önemli bir sorun olmaya devam etmektedir (95, 104).

2.5.1.Nikel-Titanyum Kök Kanalı Aletlerinin Kırılma Mekanizmaları

Klinisyenler endodontik tedavinin her aşamasında, çeşitli istenmeyen prosedürel kazalar ve engellerle karşılaşabilmektedir (105). Bu prosedürel problemlerden biri kök kanalı sistemi içinde kullanılan aletlerin kırılmasıdır. Bir endodontik aletin kırılması, genellikle aletin hatalı kullanımından kaynaklanmaktadır (105, 106). Klinikte nikel-titanyum endodontik aletlerin kırılması, torsiyonel kırılma ve döngüsel yorgunluğa bağlı kırılma olmak üzere iki farklı mekanizma ile gerçekleşmektedir (7, 13, 107).

2.5.1.1.Torsiyonel Kırılma

Torsiyonel kırılma, kök kanalı aleti ile kanal duvarı arasındaki temasla bağlı oluşan dönme momenti, aletin torsiyonel dayanımını aştığında veya aletin uç bölümü kanalın bir noktasında sıkışmışken kalan bölümünün dönmeye devam etmesi sonucunda meydana gelmektedir (9, 108). Enstrümantasyon sırasında akma dayanımı aşıldığında, kırılma meydana gelinceye kadar metalde plastik deformasyon gözlenmektedir (Şekil 2-14). Metalin nihai dayanımı (elastik sınırı) aşıldığında ise eğede burulmaya bağlı (torsiyonel) kırılma meydana gelmektedir (49). Torsiyonel kırılma meydana gelen aletlerde sıklıkla düzleşme ve bükülme gibi plastik deformasyon işaretleri gözlenmektedir (107).



Şekil 2-14: Torsiyonel yük ve gerilme (dayanım) ilişkisini gösteren şematik diyagram (109).

2.5.1.2.Döngüsel Yorgunluğa Bağlı Kırılma

Döngüsel yorgunluğa bağlı kırılma, nikel-titanyum endodontik aletlerin eğimli bir kanalda devamlı dönüş hareketlerine bağlı olarak oluşan metal yorgunluğu sonucunda meydana gelmektedir (9, 13, 49). Eğimli bir kök kanalı içinde dönmekte olan aletin dönme hareketi boyunca dış yüzeyinde gerilme, iç yüzeyinde sıkışma meydana gelmektedir. Tekrarlayan gerilme-sıkışma döngüleri metalde yorgunluğa neden olmaktadır (49, 75, 104). Endodontik alette kalıcı bir deformasyon görülmezsizin metal yorgunluğu meydana gelebilmektedir (104). Çalışmalar, klinikte nikel-titanyum döner aletlerde meydana gelen kırılmaların %44-91' ini döngüsel yorgunluğa bağlı kırılmaların oluşturduğunu göstermektedir (7, 49, 110, 111).

2.5.2.Kök Kanallarında Alet Kırılmasının Nedenleri

2.5.2.1.Hekime Bağlı Faktörler

Kök kanallarında alet kırılmasını etkileyen faktörler birçok çalışmacı tarafından araştırılmakta ve kırık alet komplikasyonunu önleyebilmek için birçok kılavuz yayınlanmaktadır (112, 113). Dört farklı ülkeden endodontistlerin katılımıyla yapılan klinik bir çalışma, kırık alet oluşumu üzerindeki en önemli etkinin operatör olduğunu göstermektedir (114). Mandel ve ark. (115) yaptıkları çalışmada, kırık alet oluşumunda

operatör deneyiminin en etkili faktörlerden biri olduğunu bildirmişlerdir. Operatörün klinik tecrübesinin ve becerisinin yanında; tercih ettiği sistem, uygulama şekli ve aletin kullanım sayısı ile ilgili verdiği kararlar da kırık alet oluşumu insidansını etkilemektedir (114, 115).

2.5.2.2. Anatomiye Bağlı Faktörler

Endodontide kök kanalı morfolojisinin karmaşıklığı arttıkça, alet kırılma riskinin de arttığı görülmektedir (113). Molar dişler, premolar ve anterior dişler ile karşılaştırıldıklarında, kırık alet oluşma prevalanslarının daha yüksek olduğu bildirilmiştir. Maksiller ve mandibular molar dişlerin kanalları karşılaştırıldığında ise meziobukkal kanallarda alet kırığı ile daha sık karşılaşmaktadır (113, 116–118). Ayrıca kök kanalının apikal üçte birlik bölümünde alet kırılma riskinin, kuronal ve orta üçte birlik bölümlerine göre daha yüksek olduğu görülmektedir (113, 116).

Kök kanal eğiminin açısı arttıkça, endodontik aletin döngüsel yorgunluğu da artmakta; buna bağlı olarak da kullanım ömrü azalmaktadır (104). Eğim açısıyla birlikte kırık alet oluşumunu etkileyen bir diğer önemli faktör de eğimin yarıçapıdır. Eğim yarıçapı azaldıkça, alet kırılma riskinin arttığı bildirilmiştir (119).

2.5.2.3. Kullanılan Alete ve Çalışma Tekniğine Bağlı Faktörler

- **Kök kanalı aletlerinin metalürjik özelliklerine bağlı faktörler**

Endodontik aletlerin özellikleri, sahip oldukları metalürjik bileşimlerine bağlı olarak birbirinden farklılık göstermektedir. Kök kanalı aletleri, metalin elastikiyet sınırının üzerinde bir kuvvete maruz kaldığında kırılabilmektedir (120). Paslanmaz çelik eğeler ile karşılaştırıldığında nikel-titanyum eğelerin çok daha esnek ve kırılmaya karşı dirençli oldukları bildirilmiştir (36, 121, 122). Nikel-titanyum alaşımı sahip olduğu benzersiz kristal yapısı sayesinde süperelastiklik ve şekil hafızası gibi avantajlı özelliklere sahiptir (43).

- **Kök kanalı aletlerinin üretim sürecine bağlı faktörler**

Nikel-titanyum döner aletlerde üretim sonrası yüzey düzensizlikleri oluşabilmektedir (48, 123). Bu düzensizlikler, stres birikim noktaları olarak davranarak

mikro çatlakların oluşumuna yol açabilmekte; oluşan mikro çatlakların ilerleyerek birleşmesi sonucunda da aletlerde kırılmalar meydana gelebilmektedir (124, 125).

Kontrollü bir elektrokimyasal işlem yardımıyla gerçekleştirilen elektropolishing ile aletlerin üretim süreci kaynaklı yüzey düzensizlikleri ve mikro çatlakları ortadan kaldırılarak, yorulma dirençleri arttırılabilmektedir (48, 50, 126). Üretim aşamasında gerçekleştirilen ısıtıl işlem uygulamalarıyla, alaşımın mekanik özellikleri geliştirilerek aletlerin döngüsel yorgunluk direncinde ve esnekliğinde artış elde edilmektedir (50, 56, 127).

- **Kök kanalı aletlerinin fiziksel özellikleri**

Kök kanalı tedavisinde kullanılan el aletlerinden k-tipi eğeler ve reamerlar bükülerek; h-tipi eğeler ise özel makinelerde kesilerek üretilmektedir. Bu el aletleri karşılaştırıldığında, makinede kesilerek üretilen eğeler kırık oluşmadan önce daha az plastik deformasyon göstermektedir. Bu nedenle makinede kesilerek üretilen eğeler kullanılırken daha dikkatli olunmalıdır (128, 129).

Kök kanalı aletlerinin sahip olduğu yatay kesit şekli ve dizaynı, aletin kırılmaya karşı direncini etkilemektedir (114, 130, 131). Yared ve ark. (132) yaptıkları çalışmada, aletlerin yatay kesit tasarımlarında yapılacak değişiklikler ile kanal duvarı ve alet arasındaki temas alanı azaltılarak torsiyonel yorgunluğa bağlı kırılmaların azaltılabileceğini bildirmişlerdir (132).

Endodontik tedavide yaygın olarak kullanılan nikel-titanyum kök kanalı aletlerinde alaşım, yatay kesit şekli, uç dizaynı, rake açısı, bıçak sayısı ve tasarımı gibi birçok özellik, aletin kesme etkinliğini ve kırık oluşumunu etkilemektedir (133).

Kök kanalı aletinin tasarımında dikkat edilmesi gereken özellikler şunlardır;

- Kök kanalı aleti ile kanal duvarları arasında sürekli temas oluşumu engellenmelidir.
- Yiv sayısı azaltılarak debris çıkışı kolaylaştırılmalıdır.
- Aletin asimetrik bir yatay kesite sahip olması kanal merkezinde konumlanmasını sağlamaktadır.
- Kök kanalı aletleri, pozitif rake açısına sahip olacak şekilde üretilmelidir (133).

- **Tork değeri**

Enstrümantasyon sırasında kullanılan kök kanalı aletinin ucu, kendi çapından daha küçük çapa sahip kök kanalı bölgesine ulaştığında, alet kanal duvarlarına saplanma veya vidalanma eğilimi göstermektedir. Bu eğilim ile birlikte hızla yükselen tork değerine bağlı olarak alet yüksek düzeyde strese maruz kalmaktadır. Dar kanallar geniş kanallar ile karşılaştırıldığında, enstrümantasyon sırasında oluşan tork değerinin daha yüksek olduğu gözlenmektedir (134). Bununla birlikte aletin çapı arttıkça, kırık oluşumuna neden olacak tork değeri de artmaktadır (135).

Nikel-titanyum döner alet sistemlerinin kullanımlarında, tork kontrolü özelliğine sahip endodontik motorların kullanımı önerilmektedir. Gambarini G. (106) yaptığı bir çalışmada, döner alet eğelerini elastik sınırının altında performans gösterebilen tork kontrollü motorlar ile kullanıldığında, torsiyonel strese bağlı kırık oluşumunun azaldığını bildirmiştir. Enstrümantasyon sırasında eğeler yüksek tork değerleri ile kullanıldığında, eğenin kanal duvarlarına saplanarak deformasyon göstermesi kırılma riskini artırmaktadır. Düşük tork değerleri ile kullanıldığında ise, eğenin kesme etkinliği kısıtlanarak kök kanalı içerisinde ilerlemesi zorlaşmaktadır. Hekimin kök kanalında ilerleyebilmek amacıyla eğe üzerinde vertikal kuvvet uygulamayı tercih etmesi, kırık oluşumuna neden olabilmektedir (106, 112).

- **Dönme hızı**

Çoğu üretici firma nikel-titanyum döner aletlerin kullanımında aletlerin, 150-350 rpm arasında değişen hızlarda kullanımını önermektedir (136). Dönme hızının kırık oluşumu üzerine etkisi pek çok çalışmaya konu olmasına rağmen tartışılmaya devam etmektedir. Bazı araştırmacılar dönme hızının kırık oluşumu üzerinde bir etkisinin olmadığını bildirirken (104, 132); bazı araştırmacılar ise etkisi olduğunu bildirmiştir (136, 137).

- **Kullanım sayısı**

Kök kanalı aletlerinin kullanım sayılarının, aletlerin mekanik dirençleri üzerindeki etkilerini araştıran pek çok çalışma yapılmıştır. Plotino G. ve ark. (138), yeni ve kullanılmış aletlerin döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, çoklu kullanımın döngüsel yorgunluğa karşı direnci önemli derecede azalttığını bildirmişlerdir. Birden fazla kullanılan aletlerin yüzeylerindeki defektler her zaman gözle tespit edilememesine rağmen; taramalı elektron mikroskobu (SEM)' nda alınan mikro

fotoğraflarda mikro çatlaklar ve yüzey düzensizlikleri gözlenebilmektedir. Bu nedenle gözle tespit edilebilen bir defekt bulunmasa bile aletlerin çoklu kullanımlarıyla ilgili dikkatli olunmalıdır (104). Aletlerin çoklu kullanımlarına bağlı olarak kesme etkinlikleri azalmakta, kanalda ilerleme sağlayabilmek için alete uygulanan kuvvet ve tork değerindeki artış kırık oluşum riskini arttırmaktadır (120).

2.5.2.4.Şekillendirme Tekniğine Bağlı Faktörler

Kök kanalı aletlerinde kırık oluşumunu etkileyen önemli faktörlerden biri de şekillendirme tekniğidir (139). Enstrümantasyonun başlangıç aşamasında yapılacak giriş yolu hazırlığının, kemomekanik preperasyonda kullanılacak diğer aletlerin çalışmasını kolaylaştıracağı kabul edilmektedir. El aletleri ile kök kanalında yapılan giriş yolu hazırlığının, döner sistem eğelerinin daha uzun kullanımına olanak sağladığı bildirilmiştir (134, 140).

Ayrıca ‘Crown Tekniği’ ile kök kanalının kural bölümleri genişletilerek, kök kanalı aletinin maruz kalacağı torsiyonel stres ve kırılma riski azalmaktadır (106, 119, 141). Kök kanalı aletlerinin minimum apikal basınç ve gagalama hareketi ile kullanımlarının, kırılma riskinin azalmasında önemli bir etkisi olduğu bildirilmiştir (49, 142).

2.5.2.5.Yıkama Solüsyonlarına Bağlı Faktörler

Endodontik tedavide enstrümantasyonu kolaylaştırmak ve komplikasyon riskini azaltmak amacıyla kök kanalı aletlerinin yıkama solüsyonu bulunan kanallarda kullanılması gerekmektedir (134). Bununla birlikte, farklı yıkama solüsyonlarının ve farklı konsantrasyonların kök kanalı aletlerinin mekanik özellikleri üzerindeki olumsuz etkilerine ilişkin yapılan çalışmalarda çelişkili sonuçlar bildirilmesine rağmen (143, 144), çoğu araştırmacı aletlerin yüzeylerinde farklı derecelerde korozyon oluştuğunu gözlemlemiştir (134, 145). Bu korozyon bölgeleri, mikro çatlakların başlayabileceği zayıf alanlar olarak görülmektedir.

Sodyum hipoklorit (NaOCl) endodontide en sık kullanılan yıkama solüsyonlarından biridir ve endodontik aletler üzerindeki etkisi birçok çalışmacı tarafından araştırılmıştır (145, 146). Sodyum hipoklorit (NaOCl)’ in paslanmaz çelik

aletlerde önemli bir olumsuz etki yaratmadığı bildirilirken (147, 148), nikel-titanyum aletlerde korozyon oluşturduğu bildirilmiştir (125, 145, 149).

Bazı çalışmalarda ise sodyum hipoklorit (NaOCl)' in kök kanalı aletlerinde kırılmaya neden olmadığı (148), bu aletlerin korozyona karşı dirençlerinin yüksek olduğu bildirilmiştir (143, 144).

2.5.2.6.Sterilizasyon İşlemlerine Bağlı Faktörler

Sterilizasyon işlemlerinin kök kanalı aletleri üzerindeki etkilerini araştıran çalışmacılar farklı sonuçlar bildirmiştir. Hilfer P.B. ve ark. (150), çoklu otoklav işlemlerinin nikel-titanyum döner sistem eğelerinin yüzeyinde bulunan düzensizlikleri arttırdığını; Rapisardaa E. ve ark. (151) ile Schäfer E. (152), eğelerin aşınma direncini azalttığını bildirmişlerdir.

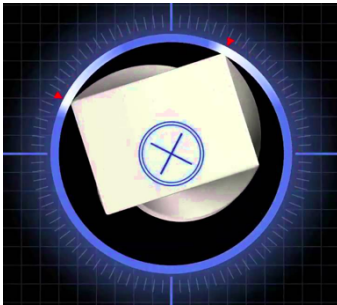
Sterilizasyon işlemlerinin kök kanalı aletlerinde kırık oluşumu üzerine olumsuz etkisi olmadığını bildiren çalışmalar da bulunmaktadır (153–155).

Sterilizasyon işlemlerinin, stres kaynaklı martensit faza geçiş yapmış nikel-titanyum aleti, östenit faza geri döndürerek eğenin yorulma ömrünü uzattığını bildiren çalışmalar da bulunmaktadır (104, 156).

2.6.Çalışmamızda Kullanılan Orijinal Nikel-Titanyum Kök Kanalı Sistemleri

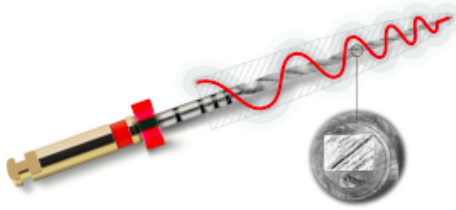
2.6.1.ProTaper Next Sistemi

Dentsply Maillefer (Ballaigues, İsviçre) firması tarafından M-Wire alaşımından üretilerek piyasaya tanıtılmıştır. ProTaper Next sistem eğeleri, aynı eğenin kesici yivleri boyunca değişen koniklik açısına ve merkezde konumlanmayan dikdörtgen kesitli tasarıma sahiptir (5, 90) (Şekil 2-15).



Şekil 2-15: ProTaper Next sistemine ait bir eğenin yatay kesiti (Dentsply; ProTaper broşürü)

Sahip olduğu tasarım sayesinde sistem eğelerinin kesici yivlerinin dentin duvarı ile teması azalmakta ve buna bağlı olarak enstrümantasyon sırasında meydana gelebilecek vidalanma riski de azalmaktadır. Bu tasarım, eğenin kök kanalı sistemi içinde ‘swaggering movement’ olarak adlandırılan ve eğeye karakteristik bir nitelik katan yılankavi bir hareket yapmasına olanak sağlar (91) (Şekil 2-16).



Şekil 2-16: ProTaper Next sisteminin yılankavi hareketini anlatan bir figür (91).

ProTaper Next döner alet sisteminin ilk eğesi 0,17 mm uç çapına ve 0,04 koniklik açısına sahip olan ProTaper Next X1' dir (Şekil 2-17). Bu eğe, el veya ‘pathfile’ eğeleri ile tekrarlanabilir bir giriş yolu oluşturulduktan sonra kullanılmaktadır. ProTaper Next X1” in kullanımından sonra enstrümantasyona 0,25 mm uç çapına ve 0,06 koniklik açısına sahip olan ProTaper Next X2 ile devam edilir. ProTaper Next X2, sistemin yeterli mekanik hazırlığa ve optimum yıkama etkinliğine izin veren ilk bitim eğesi olarak kabul edilmektedir. Sistemdeki diğer bitim eğeleri; 0,30 mm uç çapına ve 0,07 koniklik açısına sahip ProTaper Next X3, 0,40 mm uç çapına 0,06 koniklik açısına sahip ProTaper Next X4 ve 0,50 mm uç çapına ve 0,06 koniklik açısına sahip ProTaper Next X5’ tir (91).

		Active part lengths						Tip Ø
		16mm	13mm	9mm	6mm	3mm	1mm	
	Taper mm	6% 1.16	6% 0.98	7.5% 0.70	6.5% 0.49	5% 0.31	4% 0.21	
X1								0.17
X2		4% 1.20	6% 1.11	7% 0.84	7% 0.63	6% 0.43	6% 0.31	0.25
X3		5% 1.20	5% 1.09	6% 0.89	6% 0.71	7.5% 0.53	7.5% 0.38	0.30
X4		4.5% 1.20	5% 1.13	5% 0.93	6% 0.78	6.5% 0.60	6.5% 0.47	0.40
X5		4% 1.20	4% 1.14	4% 0.98	5% 0.84	6% 0.68	6% 0.56	0.50

Şekil 2-17: ProTaper Next sistemindeki eğelerin uç boyutu ve koniklik açısı değerleri (Dentsply; ProTaper Next broşürü)

2.6.2.Reciproc Sistemi

2010 yılında VDW (Münih, Almanya) firması tarafından tek bir nikel-titanyum kanal eğesi kullanılarak kök kanalı boşluğunu şekillendirmek amacıyla üretilmiş, resiprokal hareket ile çalışan bir sistemdir. Sistem süperelastik özelliğe sahip M-Wire alaşımından üretilmiş 3 farklı eğeden oluşmaktadır (92) (Şekil 2-18).

R25: Dar kök kanallarında kullanımı önerilmektedir. 0,25 mm uç çapına ve 0,08 koniklik açısına sahiptir.

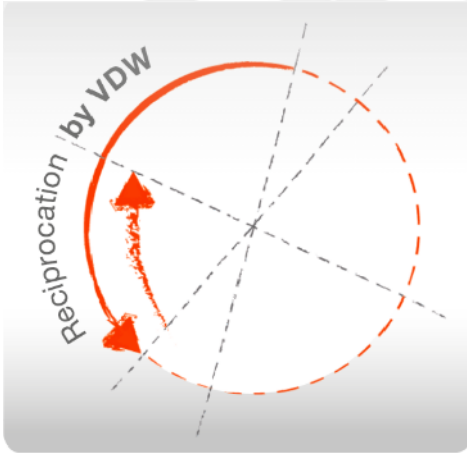
R40: Orta genişlikteki kök kanallarında kullanımı önerilmektedir. 0,40 mm uç çapına ve 0,06 koniklik açısına sahiptir.

R50: Geniş kök kanallarında kullanımı önerilmektedir. 0,50 mm uç çapına ve 0,05 koniklik açısına sahiptir.



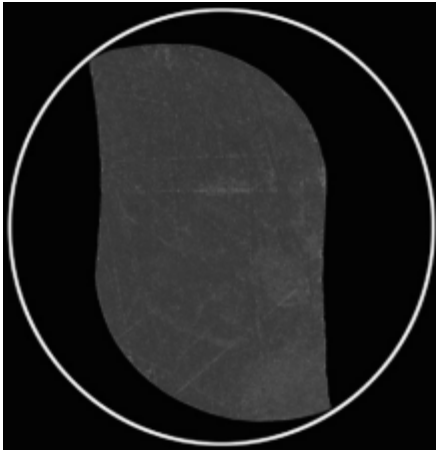
Şekil 2-18: Reciproc sistemindeki R25, R40 ve R50 eğeleri (VDW; Reciproc broşürü)

Sistem eğeleri enstrümantasyon sırasında kök kanalı sisteminde dentini kesmek amacıyla saat yönünün tersine 150° , ardından temizlemek amacıyla saat yönünde 30° hareket etmektedir (Şekil 2-19). Böylece devamlı rotasyonel hareket ile çalışan sistemler ile karşılaştırıldığında vidalanma etkisinden uzak kalınmaktadır (5).



Şekil 2-19: (VDW; Reciproc broşürü)

Reciproc sistemi eğeleri 's' şeklinde bir yatay kesite sahiptir (Şekil 2-20).



Şekil 2-20: Reciproc sistemine ait bir eğenin yatay kesiti (93).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir. Çalışmamızda kullanılan eğelerin taramalı elektron mikroskobu (SEM) görüntülemeleri İstanbul Teknik Üniversitesi Kimya Metalürji Fakültesi'nde ve İstanbul Üniversitesi Fen Fakültesi'nde, kırılma testleri ise Samsun 19 Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde yapılmıştır.

Çalışmamız, rotasyonel ve resiprokal olarak çalışan farklı nikel-titanyum sistemlerini temsil eden Dentsply ProTaper Next X2 (Dentsply Sirona Ballaigeus, İsviçre) ve VDW Reciproc R25 (VDW Münih, Almanya) eğeleri (Şekil 3-1, Şekil 3-3) ile bunların benzer üretimleri olan NIC X File X2 (NIC Shenzhen Superline Technology Shenzhen, Çin) ve Denco Only One File R25 (Shenzhen Denco Medical Shenzhen, Çin) eğeleri (Şekil 3-2, Şekil 3-4) üzerinde gerçekleştirilmiştir.

3.1. Grupların Oluşturulması

Çalışmamızda her bir grupta 36 adet örnek bulunan 4 grup oluşturulmuş ve toplam olarak 144 adet örnek kullanılmıştır. Gruplar şu şekilde oluşturulmuştur:

Grup1: ProTaper Next X2 (# 25/0,06)

Grup2: NIC X File X2 (# 25/0,06)

Grup3: Reciproc R25 (#25/0,08)

Grup4: Denco Only One File R25 (#25/0,08)

Çalışmamızda kullanılan nikel-titanyum kök kanalı eğelerinin fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesi için, ANSI/ADA spesifikasyon No. 101' de (157) eğelerin boyutlarının incelenebilmesi için belirtilen örneklem genişliği referans alınarak $n=10$ olarak belirlenmiştir. Fiziksel özelliklerin değerlendirilmesinde toplamda 40 adet örnek kullanılmıştır.

Çalışmamızın mekanik direnç testleri ile ilgili G*power 3.1 programı ile yapılan güç analizinde daha önce yapılmış bir çalışmanın ölçüm sonuçlarının etki büyüklüğü 0,52 (alfa hata olasılığı=0,05); güç değeri 0,8 alınarak yapılan örneklem genişliği analizinde $n=12$ bulunmuştur. Döngüsel yorgunluk testi ile torsiyonel dayanım testinden oluşan mekanik direnç testlerinde toplamda 96 adet örnek kullanılmıştır.

Eğelerin faz dönüşüm sıcaklıklarının değerlendirilebilmesi için her gruptan kullanılmamış 2 adet örnek olmak üzere toplamda 8 adet örnek DSC (Diferansiyel Taramalı Kalorimetre) analizinde kullanılmıştır.



Şekil 3-1: ProTaper Next X2 eğesi



Şekil 3-2: X File X2 eğesi



Şekil 3-3: Reciproc R25 eğesi



Şekil 3-4: Only One File R25 eğesi

Çalışmamızda; ProTaper Next X2 ve Reciproc R25 eğelerini, bunların benzer üretimleri olan X File X2 ve Only One File R25 eğeleri ile karşılaştırmak amacıyla yaptığımız incelemeler üç ana başlık altında toplanabilir. Bunlar:

1. Tasarım ve standardizasyon incelemesi: Burada eğelerin fiziksel görünüşleri ve boyutsal olarak standartlara uygunlukları yönünden karşılaştırmaları yapılmıştır. Bir stereo mikroskop (SZX7; Olympus, Tokyo, Japonya) ve taramalı elektron mikroskobu (SEM) (JCM-6000 BENCHTOP SEM, JEOL, Tokyo, Japonya) kullanılarak eğelerin dijital fotoğrafları çekilmiştir. Ayrıca eğelerin metalürjik yapılarının karşılaştırılabilmesi için EDS (Enerji dağılımlı X-ışını spektroskopisi) analizi yapılmıştır.
2. Mekanik direnç testleri: Bu aşamada eğeler hazırlanan özel düzenekler ile döngüsel yorgunluk ve torsiyonel dayanım testlerine tabi tutulmuşlardır. Ayrıca döngüsel

yorgunluk testi sonrası kırılan parçaların boyları ölçülerek, kırığın lokalizasyonu belirlenmiştir. Döngüsel yorgunluk ve torsiyonel dayanım testlerinde kullanılan eğelerin kırık yüzeylerinden, taramalı elektron mikroskobu kullanılarak (SEM) (JCM-5000 BENCHTOP SEM, JEOL, Tokyo, Japonya) mikro fotoğraflar çekilmiştir.

3. DSC (Diferansiyel Taramalı Kalorimetre) analizi: Bu analizde eğelerin faz dönüşüm sıcaklıkları incelenmiştir.

3.2.Tasarım ve Standardizasyon İncelemesi

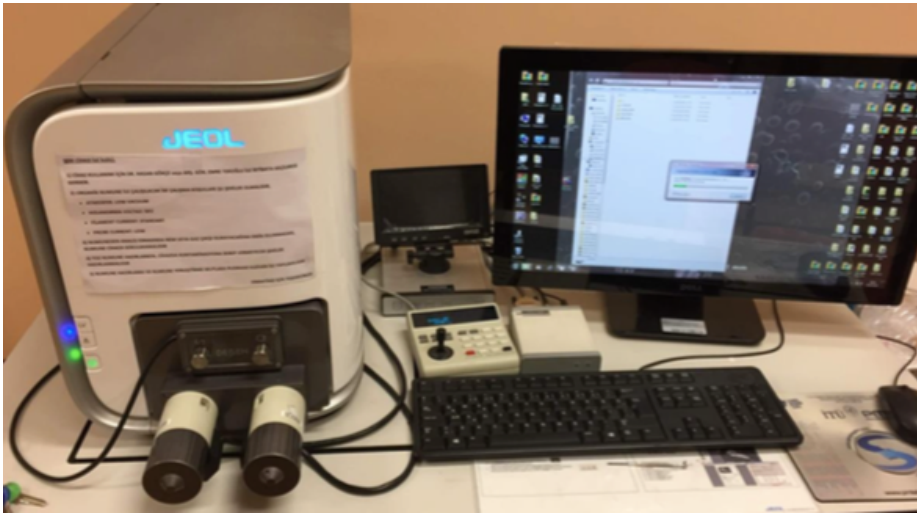
3.2.1.Eğelerin Fiziksel Özelliklerinin Karşılaştırılması

Çalışmamızda kullanılacak nikel-titanyum kök kanalı eğelerinin fiziksel özelliklerinin incelenebilmesi amacıyla 7:1 yakınlaştırma oranı ve 0.8×-5.6× büyütme aralığına sahip bir stereo mikroskop (SZX7; Olympus, Tokyo, Japonya) (Şekil 3-5) kullanılarak eğelerin dijital fotoğrafları alınmıştır. Dijital fotoğraflar Image J yazılımında (National Institutes of Health, Bethesda, MD, ABD) değerlendirilerek eğelerin uç çapı ve koniklik açısı analizleri yapılmıştır. Uç çapı (D0), American National Standard/American Dental Association Specification No. 101 (ANSI/ADA Spec 101)–Root Canal Instruments: General Requirements’ da (157) belirtilen protokol izlenerek eğenin kesme özelliği gösteren ilk kenar bölgeleri arasındaki mesafe ölçülerek analiz edilmiştir. Koniklik açısı, American National Standard/American Dental Association Specification No. 101 (ANSI/ADA Spec 101)–Root Canal Instruments: General Requirements’ da (157) belirtilen “Koniklik açısı = $\frac{\text{Çaplar arası fark}}{\text{Çaplar arası mesafe}}$ ” formülü kullanılarak analiz edilmiştir. ProTaper Next X2 eğesinin koniklik açısı, çalışma uzunluğu boyunca değişken değerler gösterdiğinden (158) formülde D2 ve D0 çapları kullanılmıştır.

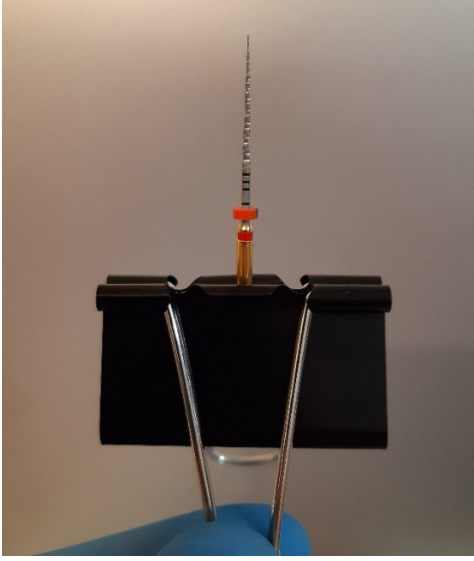


Şekil 3-5: Olympus SZX7 stereo mikroskop

Bir taramalı elektron mikroskobu (SEM) (JCM-6000 BENCHTOP SEM, JEOL,Tokyo, Japonya) (Şekil 3-6) kullanılarak X20, X150, X270 ve X600 büyütmelemlerde çekilen mikro fotoğraflarda eğelerin spiral yapısı, uç özelliği (aktif veya pasif), kesici kenar özelliği ve yüzey yapısı incelenmiştir. İncelenen eğeler paketlerinden çıkarılmış ve incelenecek yüzeylere temas edilmeksizin SEM cihazına taşınmıştır (Şekil 3-7).



Şekil 3-6: Taramalı elektron mikroskobu (SEM)



Şekil 3-7: Taramalı elektron mikroskobu (SEM) örnek tutucusu

Ayrıca, eğelerin ucundan üç ölçüm çizgisine (18, 20 ve 22 mm) kadar olan mesafe (mm) 0,01 mm hassasiyette ölçüm yapabilen (AEK-Tech, Türkiye) dijital bir kumpas kullanılarak ölçülmüştür. Ölçüm işlemi üç kez tekrarlanarak ortalama değer hesaplanmıştır. Hesaplanan ölçüm çizgisi değerlerinin, üretici firmalar tarafından beyan edilen 18, 20 ve 22 mm değerlerinden sapması, mutlak fark değerleri olarak kaydedilmiştir.

3.2.2.Eğelerin Metalürjik Yapılarının Karşılaştırılması

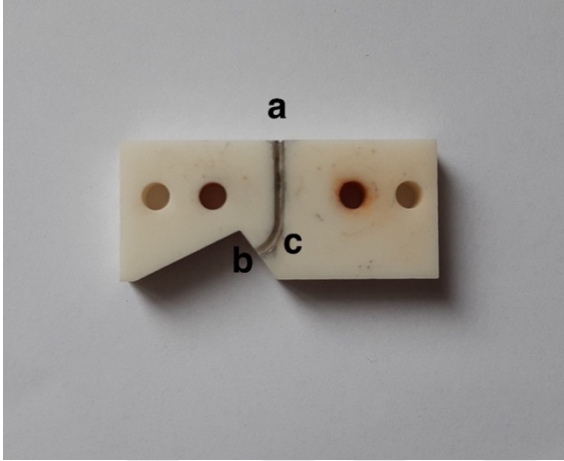
Eğelerin metalürjik yapılarının karşılaştırılabilmesi için bir enerji dağıtıcı spektroskop (EDS) ile donatılmış JEOLTM NeoScope JCM6000 Plus taramalı elektron mikroskobunda analizleri yapılmıştır. Taramalı elektron mikroskobu (SEM), nikel-titanyum alaşımları incelemek için 15 kV hızlanan voltajda ve düşük vakum kullanılarak çalıştırılmıştır.

3.3.Mekanik Direnç Testleri

3.3.1.Döngüsel Yorgunluk Testi

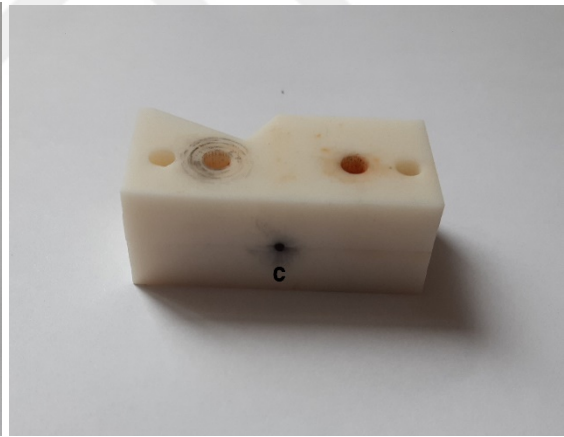
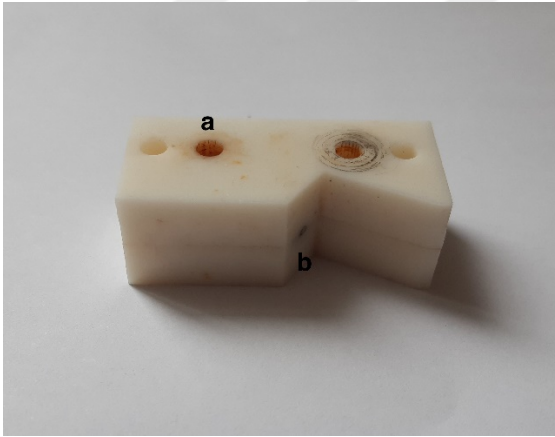
Çalışmamızda kullanılan nikel-titanyum kök kanalı eğelerinin döngüsel yorgunluk testleri, yapay bir kanal modeli olan seramik bir blok üzerinde gerçekleştirilmiştir (Şekil 3-8, 3-9). Bu seramik blok, bir MCX5 CAD / CAM sistemine

(Dentsply Sirona) eklenmiş Inlab MCX5 2,5 ve 1.0 ZR02 frezleri kullanılarak InCoris ZI zirkonyum oksit F0,5 diskinin (Dentsply Sirona; Ballaigues, İsviçre) zirkonyum bloklarından frezlenerek üretilmiştir. Blok, 60° eğim açısına, 5mm eğim yarıçapına ve 19 mm uzunluğa sahip olacak şekilde hazırlanmıştır.



Şekil 3-8: Yapay kanal modelinin bulunduğu seramik blok

a: Yapay kanal modelinin kuronal giriş bölgesi b: Yapay kanal modelinin apikal bölgesi c: Yapay kanal modelinin apikal eğiminin başladığı bölge

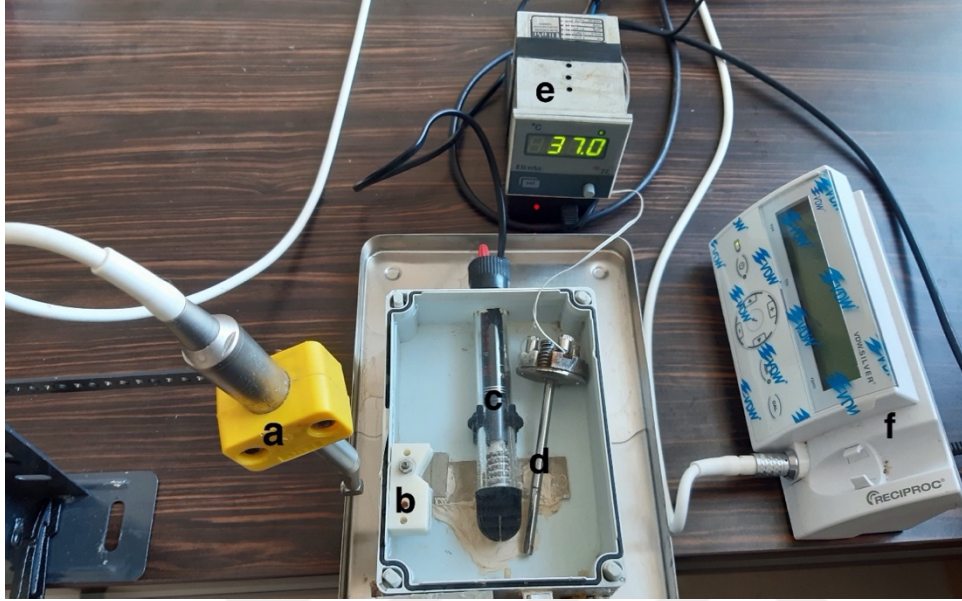


Şekil 3-9: Döngüsel yorgunluk testlerinde kullanılan seramik bloklar

a: Seramik bloğu test düzeneğine sabitleyen vidaların yuvası b: Seramik bloktaki yapay kanal modelinin apikal bölgesi c: Seramik bloktaki yapay kanal modelinin kuronal giriş bölgesi

Bu blok, uygulama sırasında ortam sıcaklığını 37° C' de sabit olarak tutabilen ve bu amaçla çalışmaya özgü dizayn edilmiş statik bir deney düzeneğinde kullanılmıştır. Bu düzenek basitçe, içerisine steril salin solüsyonu doldurulmuş olan 15x10x4 cm ölçülerine sahip plastik bir kaptır. Bu kabın içinde, bir su altı ısıtıcı (AquaTop, CA, USA) ve sıcaklığı 37° C' de sabit tutmayı sağlayan dijital ısı göstergeli bir termostat bulunmaktadır.

Deneyin yapılacağı seramik blok tamamı 37°C' lik sıcaklığa sahip steril salin içerisinde bulunacak şekilde düzeneğine vidalar yardımıyla sabitlenmiştir.(Şekil 3-10).



Şekil 3-10: Döngüsel yorgunluk test cihazı

a: Endodontik motorun anguldurmasını sabitleyen sehpa b: Seramik yapay kanal modeli c: Su altı ısıtıcısı d: Solüsyonun sıcaklığını ölçen termokup e: Termostat f: Endodontik motor

Deneyde kullanılan nikel-titanyum kök kanalı eğeleri, çalışma düzeneğinin bulunduğu masaya özel bir sehpa yardımıyla sabitlenmiş olan hız ve tork ayarlı 16:1 redüksiyonlu VDW Silver Reciproc endodontic motor (VDW Münih, Almanya) ile kullanılmıştır. Endodontik motorun anguldurması, üzerine kanal eğesi takıldığında seramik bloktaki yapay kanala doğrudan girebilecek şekilde konumlandırılmış ve sabitlenmiştir. Deneyde kullanılacak tüm eğeler, paketlerinden çıkarıldıktan sonra sırasıyla anguldurva üzerine takılmış, mikromotor üretici firmaların orijinal eğeler için önerdiği tork ve hız değerlerine göre ayarlanmıştır. Bu değerler aşağıda verilmektedir:

- ProTaper Next X2 (# 25/0,06): 300 rpm 2Ncm
- X File X2 (# 25/0,06): 300 rpm 2Ncm
- Reciproc R25 (#25/0,08): Reciproc All modu
- Only One File R25 (#25/0,08): Reciproc All modu

Döngüsel yorgunluk direncinin ölçümü; motorun çalıştırılmasıyla eğenin kırılması arasında geçen zaman ölçülerek yapılmıştır. Bu ölçümde 1/100 s bir dijital

kronometreden yararlanılmıştır. Motorun start düğmesine basıldığı anda kronometre çalıştırılmış, kırık oluşumu görsel ve işitsel olarak saptandığında ise durdurulmuş ve ölçülen zaman kaydedilmiştir. Kırık parça uzunlukları ise dijital bir kumpas (AEK-Tech) (Şekil 3-11) kullanılarak ölçülmüştür. Her bir eğenin kırılma anına kadar attığı tur sayısı (NCF) aşağıdaki formül ile hesaplanmıştır:

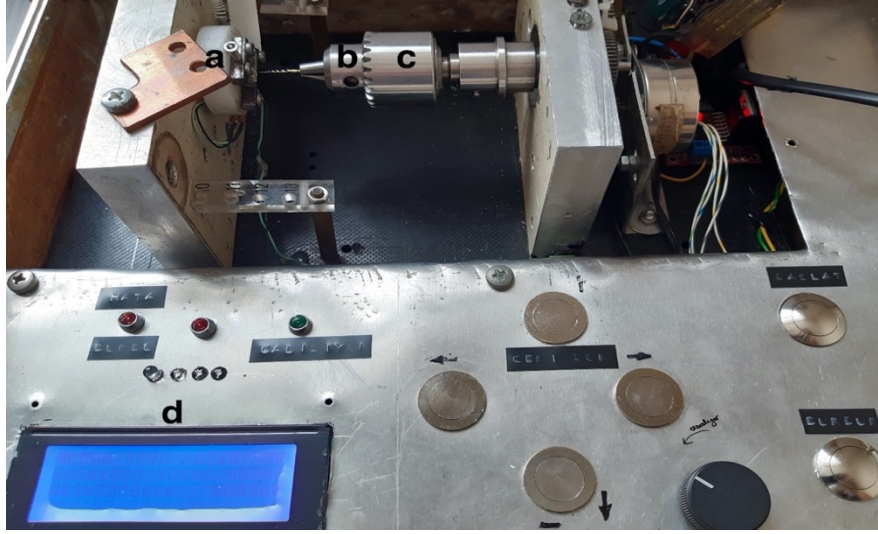
$$\text{NCF: Eğenin dakikada attığı tur sayısı (rpm) x süre (sn) / 60}$$



Şekil 3-11: Dijital kumpas

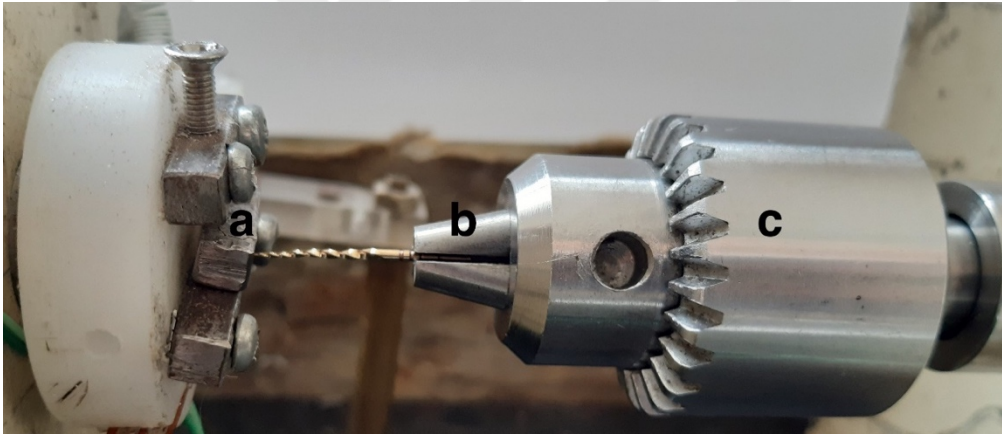
3.3.2. Torsiyonel Dayanım Testi

Nikel-titanyum kök kanalı eğelerinin torsiyonel dayanımlarını incelemek amacıyla; özel olarak tasarlanmış bir torsiyonel test cihazı üretilmiştir (Termosam, Samsun, Türkiye) (Şekil 3-12). Test edilecek her bir ege cihaza yerleştirilmeden önce elmas diskler kullanılarak shaft kısımlarından ayrılmıştır. Ayrılma işlemi sonrasında karşılıklı iki tutucu parça kullanılarak eğeler uç ve sap bölgelerinin 3' er mm' lik kısımlarından kelepçelenmiştir (Şekil 3-13). ProTapar Next X2 ve X File X2 eğelerine kırılma meydana gelinceye kadar saat yönünde dakikada 2 devir; Reciproc R25 ve Only One File R25 eğesine ise saat yönün tersinde dakikada 2 devir tamamlanacak şekilde torsiyonel kuvvet uygulanmıştır. Eğelerde kırılma meydana geldiği anda torsiyonel test cihazı kuvvet uygulamayı sonlandırmakta ve eğelerin torsiyonel dayanımı ve anguler defleksiyonu (başarısızlık anındaki dönme açıları) ile ilgili parametreleri dijital ekranında göstermektedir.



Şekil 3-12: Özel olarak tasarlanmış torsiyonel test cihazı

a-b: Test edilecek eğenin uç ve sap kısımlarının kelepçelendiği bölgeler c: Cihazın eğeye torsiyonel kuvveti uygulayan bölümü d: Kırılma anındaki torsiyonel dayanımı ve dönme açısını gösteren dijital ekran



Şekil 3-13: Test edilecek eğenin torsiyonel test cihazında yerleştirildiği bölüm

a-b: Test edilecek eğenin uç ve sap kısımlarının kelepçelendiği bölgeler c: Cihazın eğeye torsiyonel kuvveti uygulayan bölümü

3.4.DSC (Diferansiyel Taramalı Kalorimetre) Analizi

Çalışmamızda kullanılan nikel-titanyum kök kanalı eğelerinin faz dönüşüm sıcaklıklarını inceleyebilmek amacıyla, her sistemden kullanılmayan iki adet eğe, su soğutması altında düşük devirli elmas frez kullanılarak 3-4 mm' lik parçalara ayrılmıştır. Kütleleri ölçülen parçalar alüminyum kaplara kilitlenerek DSC cihazının (Pyris Diamond Series, Perkin Elmer, CT, ABD) ölçüm odasına taşınmıştır. Analiz, -80 - 80°C sıcaklık aralığında lineer 100°C/dk ısıtma ve soğutma hızları ile nitrojen gazı atmosferinde gerçekleştirilmiştir. Soğutma uygulaması sıvı nitrojen kullanılarak sağlanmıştır.

3.5.İstatistiksel Analiz

Çalışmamızda elde edilen veriler SPSS v.21.0 (IBM, SPSS Inc., Chicago, IL, ABD) istatistik programı kullanılarak verilerin normal dağılıma uygunlukları Shapiro-Wilk testi kullanılarak değerlendirilmiştir. Normal dağılım gösteren değişkenlerin gruplar arası karşılaştırmalarında tek yönlü varyans analizi, alt grup karşılaştırmalarında Tukey çoklu karşılaştırma testi, normal dağılım göstermeyen değişkenlerin gruplar arası karşılaştırmalarında Kruskal Wallis testi, alt grup karşılaştırmalarında Dunn's çoklu karşılaştırma testi kullanılmıştır. Sonuçlar değerlendirilirken $p<0,05$, istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.



4. BULGULAR

4.1.Tasarım ve Standardizasyon İncelemesi

4.1.1.Eğelerin Fiziksel Özelliklerinin Karşılaştırılması

Çalışmamızda kullanılan farklı sistemlere ait nikel-titanyum kök kanalı eğelerin uç çapı ve koniklik açısı değerlerinin karşılaştırılabilmesi için bir stereo mikroskop kullanılarak (SZX7; Olympus, Tokyo, Japonya) dijital fotoğrafları alınmış ve dijital fotoğraflar Image J yazılımında (National Institutes of Health, Bethesda, MD, ABD) analiz edilmiştir. Eğelerin dijital fotoğraflarının analizinden elde edilen uç çapı (D0) ve koniklik açısı değerleri Tablo 4-1 ve 4-2 ile Şekil 4-1 ve 4-2’ de gösterilmiştir.

Tablo 4-1: Eğelerin uç çapı (D0) (mm), koniklik açısı (D0-D2) ve standart sapma değerleri

	ProTaper Next X2 (n:10)	X File X2 (n:10)	Reciproc R25 (n:10)	Only One File R25 (n:10)	P
Uç çapı (mm)	0,243 ± 0,007	0,234 ± 0,013	0,243 ± 0,010	0,286 ± 0,022	0,0001
Koniklik açısı	0,059 ± 0,003	0,065 ± 0,003	0,082 ± 0,003	0,079 ± 0,003	0,0001

Tek Yönlü Varyans Analizi

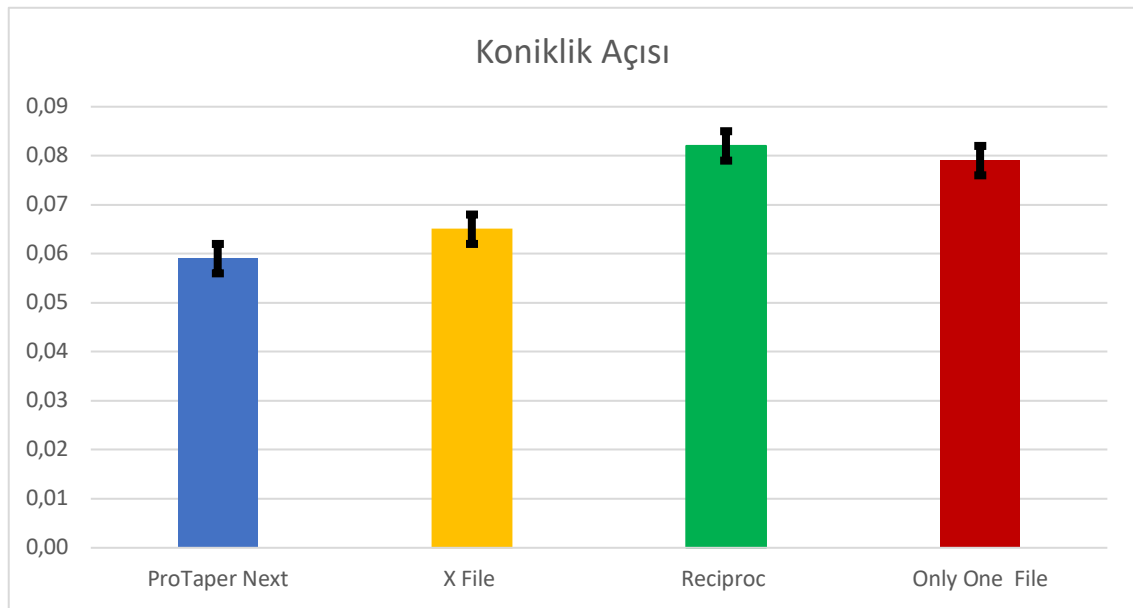
Tablo 4-2: Gruplar arasında uç çapı (D0) ve koniklik açısı değerlerinin istatistiksel anlamlılık açısından karşılaştırılması

Gruplar	Uç Çapı (mm)	Koniklik Açısı
ProTaper Next X2/X File X2	0,522	0,0001
ProTaper Next X2/Reciproc R25	0,999	0,0001
ProTaper Next X2/Only One File R25	0,0001	0,0001
X File X2/Reciproc R25	0,493	0,0001
X File X2/Only One File R25	0,0001	0,0001
Reciproc R25/Only One File R25	0,0001	0,082

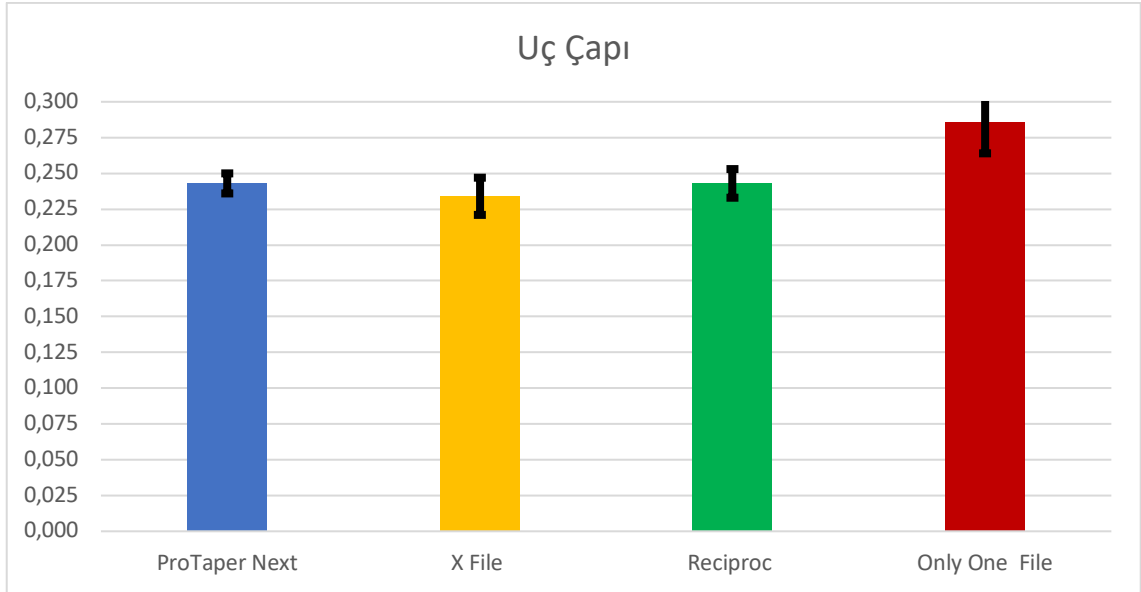
Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi

Only One File R25 grubu, ProTaper Next X2, X File X2 ve Reciproc R25 gruplarından önemli ölçüde daha yüksek uç çapı değerleri göstermiştir ($p < 0,05$). ProTaper Next X2, X File X2 ve Reciproc R25 gruplarının uç çapı değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0,05$).

X File X2 grubu, ProTaper Next X2 grubuna göre önemli ölçüde daha yüksek koniklik açısı değerleri göstermiştir ($p < 0,05$). Reciproc R25 ve Only One File R25 grupları arasında koniklik açısı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0,05$).



Şekil 4-1: Eğelerin koniklik açısı (D0-D2) ve standart sapma değerleri

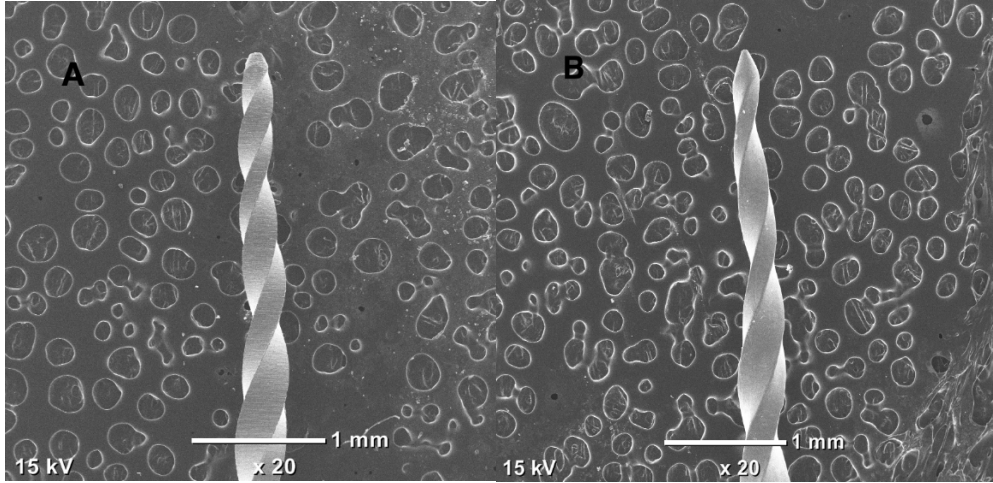


Şekil 4-2: Eğelerin uç çapı (D0) (mm) ve standart sapma değerleri

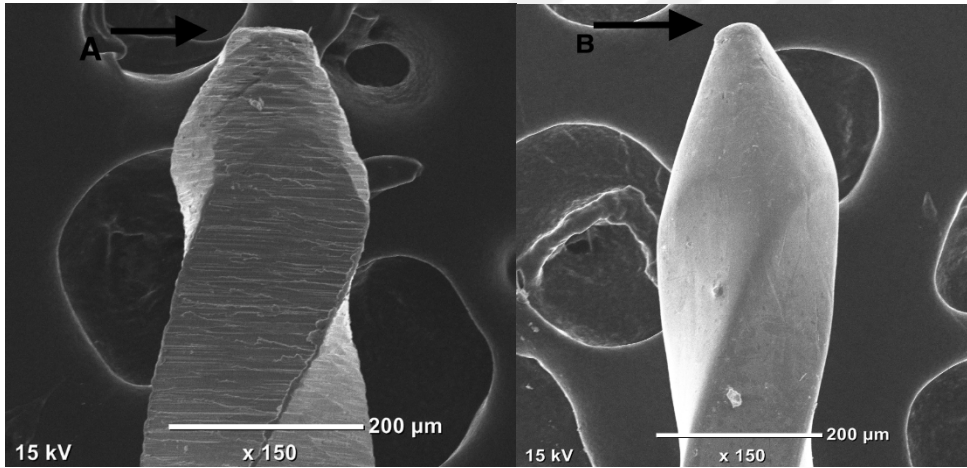
Eğelerin kullanım öncesi bir taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanılarak farklı büyütme oranlarında alınan mikro fotoğraflarında, sarmal yapısı, uç özellikleri (aktif veya pasif), kesici kenar özellikleri ve yüzey yapıları incelenmiştir (Şekil 4-3 – 4-12).



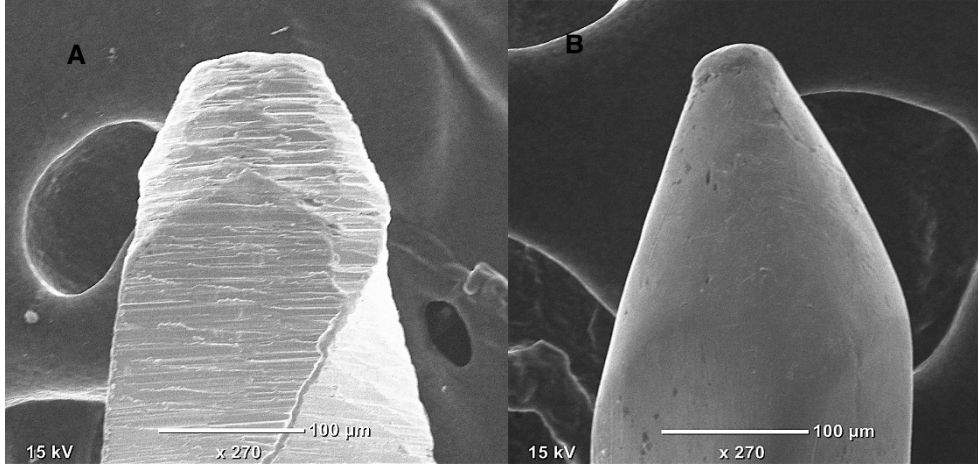
Şekil 4-3: ProTaper Next X2 (A) ve X File X2 (B) eğelerinin makro fotoğrafları



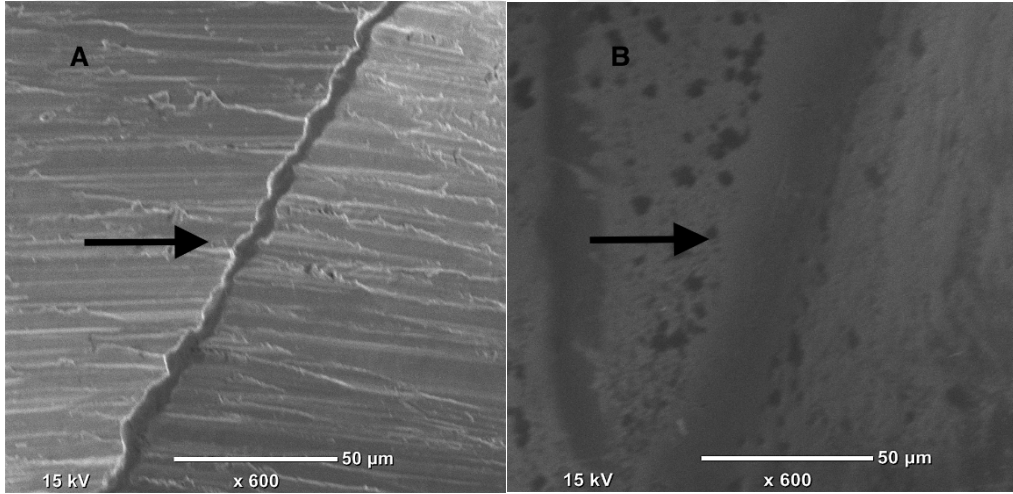
Şekil 4-4: A)ProTaper Next X2 eğesinin kullanım öncesi alınan mikro fotoğrafında sarmal yapısı görülmektedir. B)X File X2 eğesinin kullanım öncesi alınan mikro fotoğrafında sarmal yapısı görülmektedir. X20



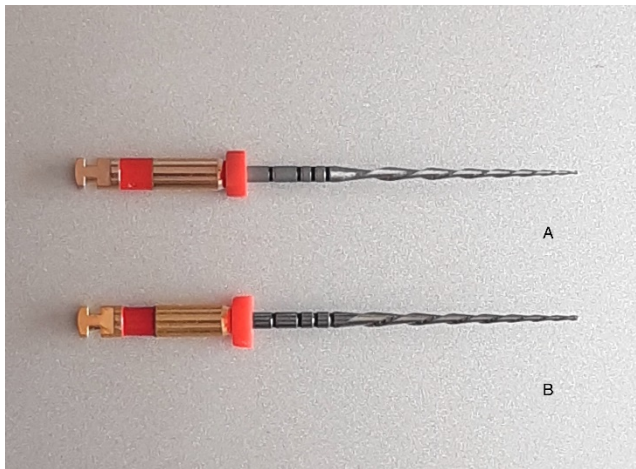
Şekil 4-5: A)ProTaper Next X2 eğesinin pasif uç tasarımı görülmektedir. B)X File X2 eğesinin aktif uç tasarımı görülmektedir. X150



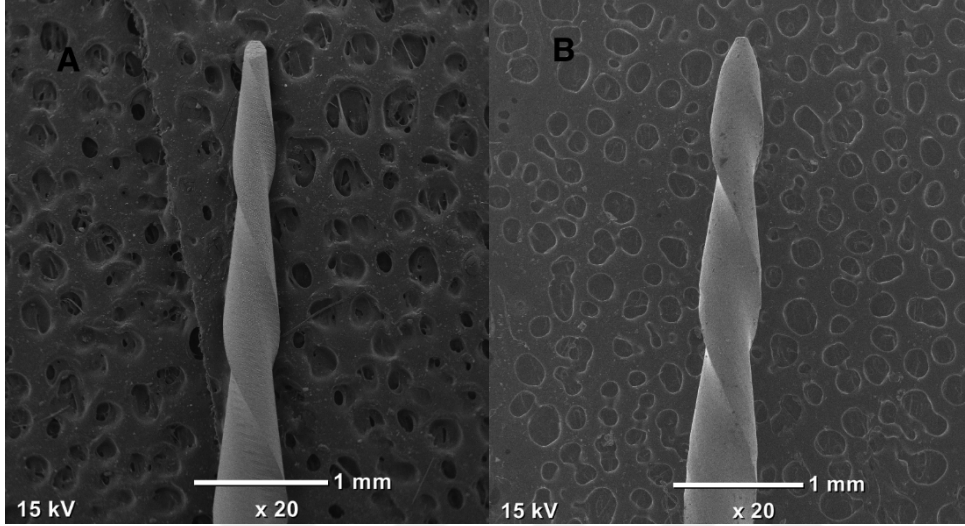
Şekil 4-6: A)ProTaper Next X2 eğesinin yüzey yapısı görülmektedir. B)X File X2 eğesinin yüzey yapısı görülmektedir. X270



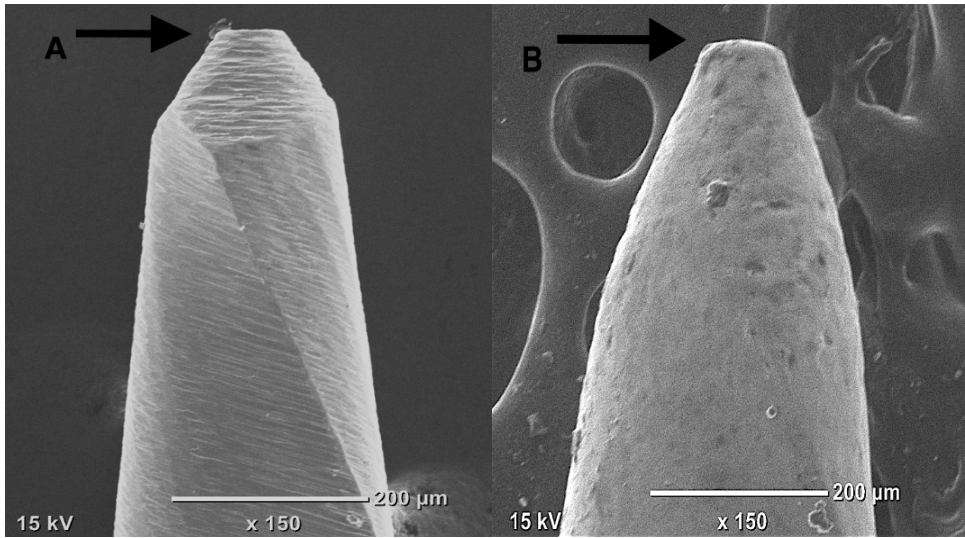
Şekil 4-7: A)ProTaper Next X2 eğesinin kesici kenarı görülmektedir. B)X File X2 eğesinin kesici kenarı görülmektedir. X600



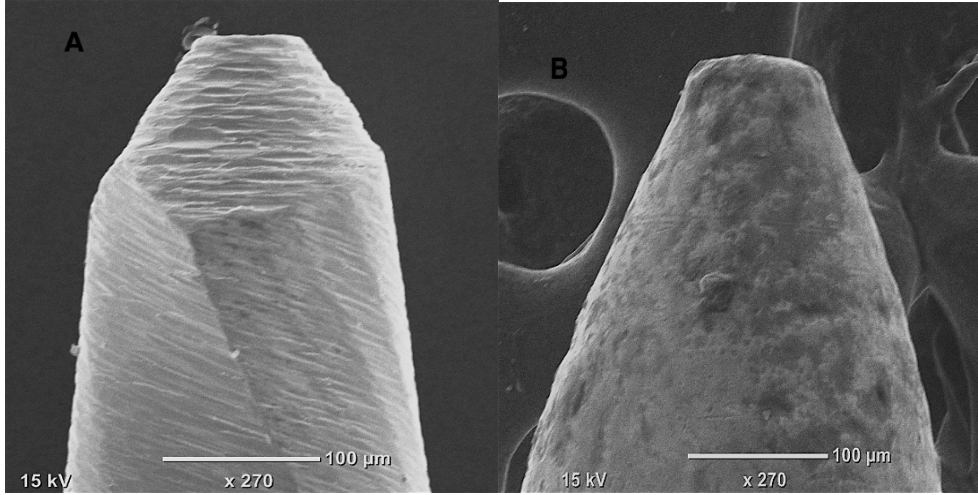
Şekil 4-8: Reciproc R25 (A) ve Only One File R25 (B) eğelerinin makro fotoğrafları



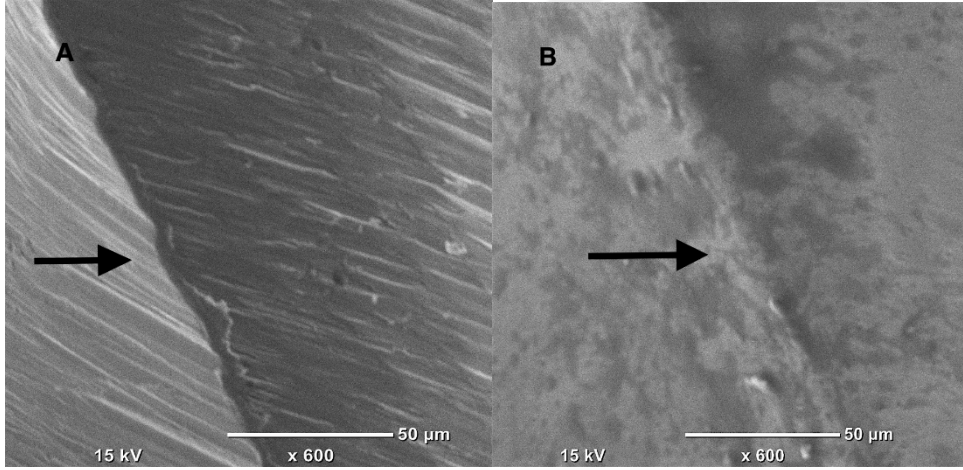
Şekil 4-9: A)Reciproc R25 eğesinin kullanım öncesi alınan mikro fotoğrafında sarmal yapısı görülmektedir. B)Only One File R25 eğesinin kullanım öncesi alınan mikro fotoğrafında sarmal yapısı görülmektedir. X20



Şekil 4-10: Reciproc R25 (A) ve Only One File R25 (B) eğelerinin uç dizaynları arasındaki farklılık görülmektedir. X150



Şekil 4-11: A)Reciproc R25 eğesinin yüzey yapısı görülmektedir. B)Only One File R25 eğesinin yüzey yapısı görülmektedir. X270



Şekil 4-12: A)Reciproc R25 eğesinin kesici kenarı görülmektedir. B)Only One File R25 eğesinin kesici kenarı görülmektedir. X600

Eğelerin ucundan üç ölçüm çizgisine (18, 20 ve 22 mm) kadar olan mesafelerin ölçüm sonuçları Tablo 4-3 ve 4-4' de gösterilmiştir.

Tablo 4-3: Eğelerin ucundan ölçüm çizgilerine (18, 20 ve 22 mm) olan mesafe ölçümlerinde görülen sapma değerleri

		ProTaper Next X2 (n=10)	X File X2 (n=10)	Reciproc R25 (n=10)	Only One File R25 (n=10)	P
18 mm	Mean $\pm$ SD	0,015 $\pm$ 0,016	0,060 $\pm$ 0,068	0,017 $\pm$ 0,009	0,074 $\pm$ 0,053	
	Median (IQR)	0,010 (0,00–0,023)	0,025 (0,02–0,09)	0,010 (0,01–0,03)	0,075 (0,028–0,110)	0,002
20 mm	Mean $\pm$ SD	0,029 $\pm$ 0,013	0,052 $\pm$ 0,068	0,018 $\pm$ 0,012	0,057 $\pm$ 0,052	
	Median (IQR)	0,030 (0,018–0,040)	0,030 (0,01–0,065)	0,015 (0,01–0,02)	0,040 (0,02–0,090)	0,083
22 mm	Mean $\pm$ SD	0,013 $\pm$ 0,014	0,069 $\pm$ 0,093	0,013 $\pm$ 0,013	0,077 $\pm$ 0,063	
	Median (IQR)	0,010 (0,00–0,023)	0,020 (0,008–0,142)	0,010 (0,00–0,023)	0,080 (0,01–0,110)	0,024

Kruskal Wallis testi

Tablo 4-4: Gruplar arasındaki eğelerin ucundan ölçüm çizgilerine olan mesafe değerlerinin istatistiksel anlamlılık açısından karşılaştırılması

Gruplar	18 mm	22 mm
ProTaper Next X2/X File X2	0,011	0,165
ProTaper Next X2/Reciproc R25	0,448	0,937
ProTaper Next X2/Only One File R25	0,005	0,008
X File X2/Reciproc R25	0,016	0,164
X File X2/Only One File R25	0,315	0,446
Reciproc R25/Only One File R25	0,007	0,008

Dunn's Çoklu Karşılaştırma testi

ProTaper Next X2, X File X2, Reciproc R25 ve Only One File R25 gruplarının 18 mm mutlak fark değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir. Only One File R25 grubunun 18 mm mutlak fark değeri, ProTaper Next X2 ve Reciproc R25 gruplarının 18 mm mutlak fark değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). X File X2 grubunun 18 mm mutlak fark değeri, ProTaper Next X2 ve Reciproc R25 gruplarının 18 mm mutlak fark değerlerinden istatistiksel

olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p<0,05$), diğer grupların 18 mm mutlak fark değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).

ProTaper Next X2, X File X2, Reciproc R25 ve Only One File R25 gruplarının 22 mm mutlak fark değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir. Only One File R25 grubunun 22 mm mutlak fark değeri, ProTaper Next X2 ve Reciproc R25 gruplarının 22 mm mutlak fark değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p<0,05$), diğer grupların 22 mm mutlak fark değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).

Grupların 20 mm mutlak fark değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir ($p>0,05$).

4.1.2.Eğelerin Metalürjik Yapılarının Karşılaştırılması

Çalışmamızda kullanılan nikel-titanyum kök kanalı eğelerinin metalürjik yapılarının karşılaştırılabilmesi için taramalı elektron mikroskopunda (SEM) EDS (Enerji dağılımlı X-ışını spektroskopisi) analizleri yapılmıştır (Tablo 4-5, Tablo 4-6, Şekil 4-13).

Only One File R25 grubunun nikel içeriği ortalamaları ProTaper Next X2 ve X File X2 gruplarının nikel içeriği ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). Diğer grupların nikel içeriği ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).

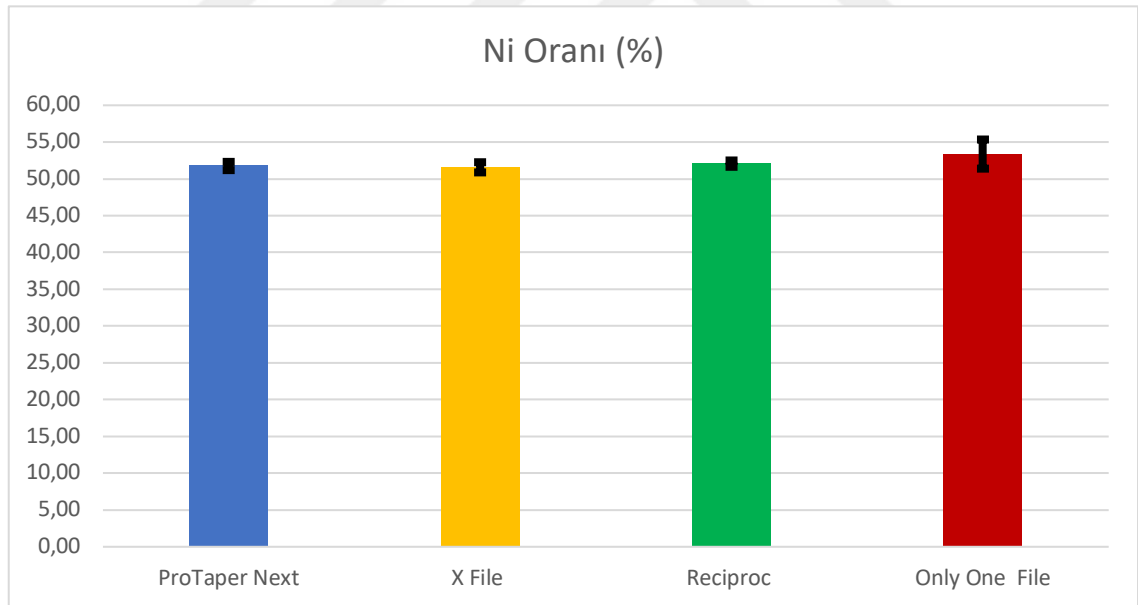
Tablo 4-5: Eğelerin EDS analizi sonuçları (Kütlesel %)

	ProTaper Next X2 (n:10)	X File X2 (n:10)	Reciproc R25 (n:10)	Only One File R25 (n:10)	P
Nikel İçeriği (%)	51,75±0,56	51,57±0,69	52,07±0,43	53,37±1,98	0,004

Tek Yönlü Varyans Analizi

Tablo 4-6: Gruplar arasında Nikel içeriği değerlerinin istatistiksel anlamlılık açısından karşılaştırılması

Gruplar	Nikel İçeriği
ProTaper Next X2/X File X2	0,982
ProTaper Next X2/Reciproc R25	0,918
ProTaper Next X2/Only One File R25	0,013
X File X2/Reciproc R25	0,741
X File X2/Only One File R25	0,005
Reciproc R25/Only One File R25	0,059
Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi	



Şekil 4-13: Eğelerin EDS analizi sonuçları (Kütlesel %)

4.2.Mekanik Direnç Testleri

4.2.1.Döngüsel Yorgunluk Testi Bulguları

Çalışmamızda kullanılan farklı sistemlere ait nikel-titanyum kök kanalı eğelerinin döngüsel yorgunluğa bağlı kırılma dirençleri kanal içi sıcaklıkta karşılaştırılmıştır. Test

edilen eğelerin ortalama kırılma zamanı, ortalama kırık parça uzunluğu ve eğelerin ortalama kırılma anına kadar attıkları tur sayısı (NCF) Tablo 4-7, 4-8 ve 4-9 ile Şekil 4-14 ve 4-15’ de gösterilmiştir.

Tablo 4-7: Eğelerin kırılma zamanı, kırık parça uzunluğu (mm) ve standart sapma değerleri

	ProTaper Next X2 (n:12)	X File X2 (n:12)	Reciproc R25 (n:12)	Only One File R25 (n:12)	P
Kırılma Zamanı (s)	145,15±49,26	134,80±41,89	568,05±50,21	267,70±86,43	0,0001
Kırık Parça Uzunluğu (mm)	2,75±0,25	2,78±0,57	4,25±0,45	2,98±0,38	0,0001

Tek Yönlü Varyans Analizi

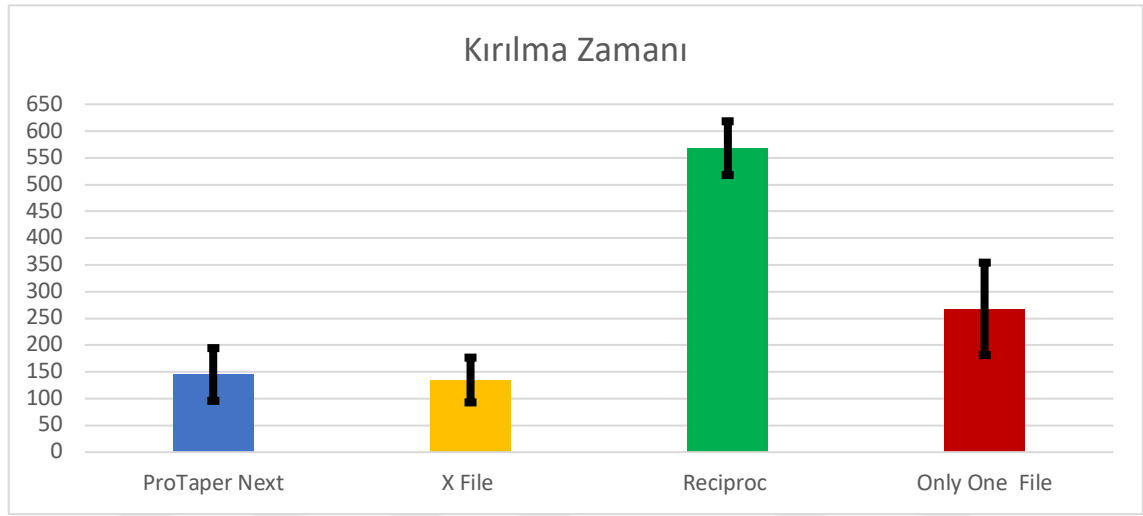
Tablo 4-8: Gruplar arasında kırılma zamanı ve kırık parça uzunluğu değerlerinin istatistiksel anlamlılık açısından karşılaştırılması

Gruplar	Kırılma zamanı	Kırık Parça Uzunluğu
ProTaper Next X2/X File X2	0,974	0,998
ProTaper Next X2/Reciproc R25	0,0001	0,0001
ProTaper Next X2/Only One File R25	0,0001	0,577
X File X2/Reciproc R25	0,0001	0,0001
X File X2/Only One File R25	0,0001	0,694
Reciproc R25/Only One File R25	0,0001	0,0001

Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi

Yapılan döngüsel yorgunluk testinde, ortalama kırılma zamanı en yüksek Reciproc R25 grubunda; en düşük ise X File X2 grubunda gözlenmiştir (Tablo 4-7). Reciproc R25 grubunu sırasıyla Only One File R25 ve ProTaper Next X2 grubu takip etmiştir. En yüksek ortalama kırılma zamanı değerlerine sahip Reciproc R25 grubu ile

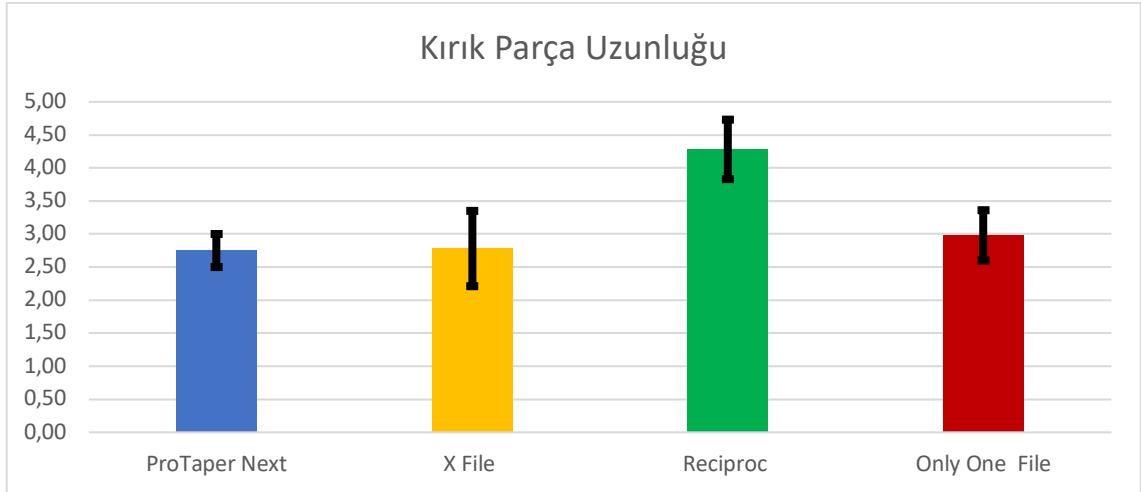
diğer üç grup arasındaki fark, istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). Only One File R25 grubu ile ProTaper Next X2 ve X File X2 grupları arasındaki fark da istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). ProTaper Next X2 grubunun ortalama kırılma zamanı, X File X2 grubunun ortalama kırılma zamanından daha yüksek olmasına rağmen; gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$).



Şekil 4-14: Eğelerin kırılma zamanı ve standart sapma değerleri

Eğelerin kırılma anına kadar attıkları tur sayıları (NCF) ise yine en yüksek Reciproc R25 grubunda; en düşük X File X2 grubunda gözlenmiştir. Reciproc R25 grubunu sırasıyla Only One File R25 ve ProTaper Next X2 grubu takip etmiştir. Grupların ortalama NCF değerleri tablo 4-9’ da gösterilmiştir.

Eğelerin kırık parçalarının ortalama uzunlukları ProTaper Next X2, X File X2, Reciproc R25 ve Only One File R25 grupları için sırasıyla 2.75, 2.78, 4.25 ve 2.97 mm olarak ölçülmüştür (Tablo 4-7). Reciproc R25 ile diğer üç grup arasındaki fark, istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).



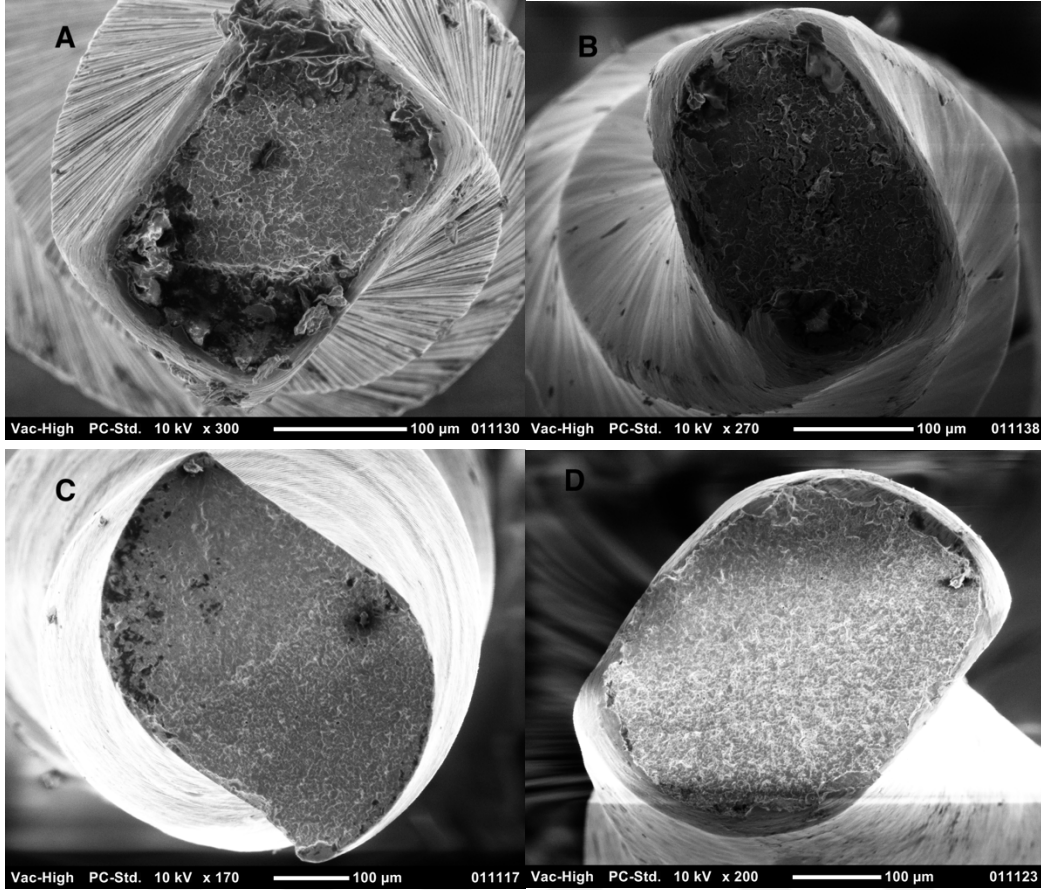
Şekil 4-15: Eğelerin kırık parça uzunluğu (mm) ve standart sapma değerleri

Tablo 4-9: Eğelerin ortalama kırılma anına kadar attıkları tur sayısı (NCF) ve standart sapma değerleri

Gruplar	n	Ortalama NCF
ProTaper Next X2	12	725,75±246,30
X File X2	12	674,00±209,43
Reciproc R25	12	2840,25±251,04
Only One File R25	12	1338,50±432,14

Tek Yönlü Varyans Analizi

Döngüsel yorgunluk testinde kullanılan eğelerin kırık yüzeylerinin taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanılarak mikro fotoğrafları alınmıştır (Şekil 4-16).



Şekil 4-16: A) ProTaper Next X2 eğesinin kırık yüzeyinden alınan mikro fotoğraf. B) X File X2 eğesinin kırık yüzeyinden alınan mikro fotoğraf. C) Reciproc R25 eğesinin kırık yüzeyinden alınan mikro fotoğraf. D) Only One File R25 eğesinin kırık yüzeyinden alınan mikro fotoğraf.

4.2.3. Torsiyonel Dayanım Testi Bulguları

Çalışmamızda kullanılan farklı sistemlere ait nikel-titanyum kök kanalı eğelerinin torsiyonel dayanımları, özel olarak tasarlanmış torsiyonel test cihazında test edilmiştir. Test edilen eğelerin ortalama torsiyonel dayanımı ve torsiyonel başarısızlıktaki ortalama dönme açıları Tablo 4-10 ve 4-11 ile Şekil 4-17 ve 4-18’ de gösterilmiştir.

Tablo 4-10: Eğelerin torsiyonel dayanım ve ortalama dönme açısı değerleri

	ProTaper Next X2 (n:12)	X File X2 (n:12)	Reciproc R25 (n:12)	Only One File R25 (n:12)	P
Torsiyonel Dayanım (Ncm)	0,918±0,02	0,893±0,03	1,402±0,139	0,812±0,04	0,0001*
Dönme Açısı (°)	Ort±SS Median (IQR)	245,67±117,06 292,5	210±110,41 172,5	211,1±79,47 221,1	229,96±116,7 285
					0,691‡

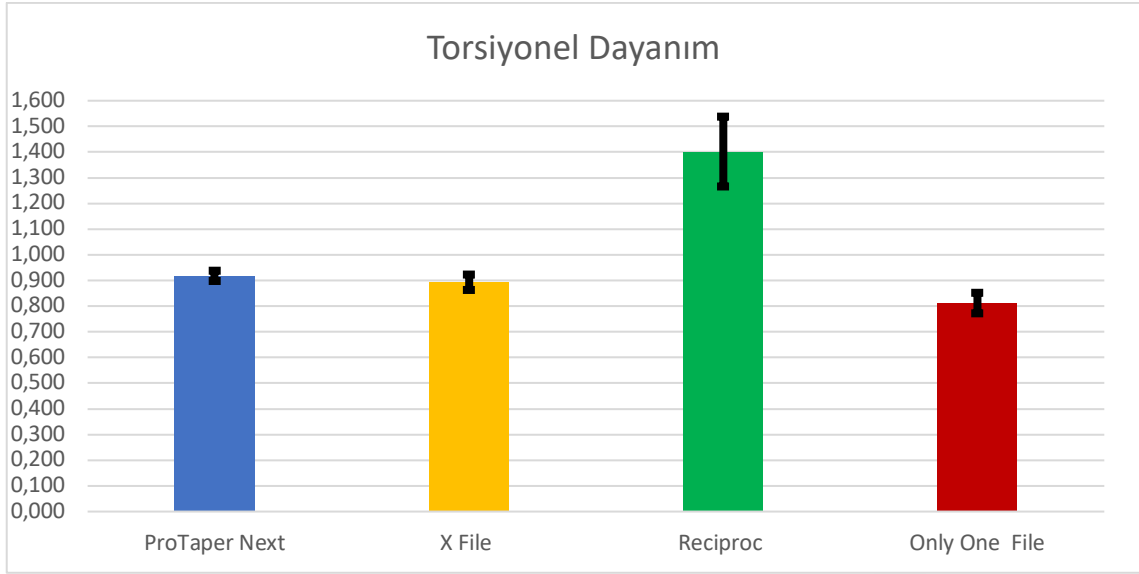
*Tek Yönlü Varyans Analizi ‡Kruskal Wallis testi

Tablo 4-11: Gruplar arasında torsiyonel dayanım değerlerinin istatistiksel anlamlılık açısından karşılaştırılması

Gruplar	Torsiyonel Dayanım
ProTaper Next X2/X File X2	0,843
ProTaper Next X2/Reciproc R25	0,0001
ProTaper Next X2/Only One File R25	0,006
X File X2/Reciproc R25	0,0001
X File X2/Only One File R25	0,048
Reciproc R25/Only One File R25	0,0001

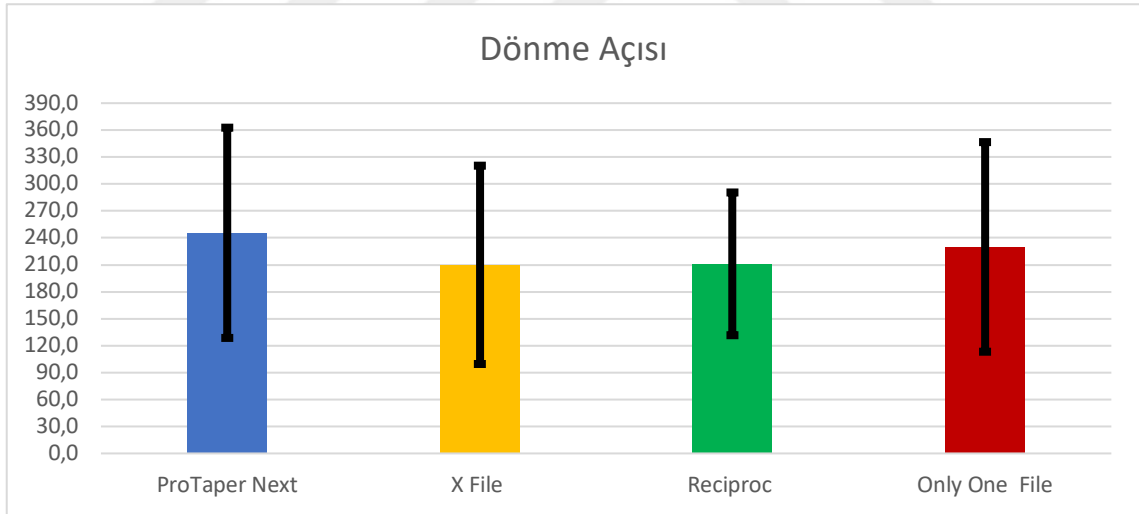
Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi

Yapılan torsiyonel dayanım testinde, ortalama torsiyonel dayanım en yüksek Reciproc R25 grubunda; en düşük ise Only One File R25 grubunda gözlenmiştir. Reciproc R25 grubunu sırasıyla ProTaper Next X2 ve X File X2 grubu takip etmiştir. En yüksek ortalama torsiyonel dayanım değerlerine sahip Reciproc R25 grubu ile diğer üç grup arasındaki fark, istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). ProTaper Next X2 ve X File X2 gruplarının torsiyonel dayanım ortalamaları, Only One File R25 grubunun torsiyonel dayanım ortalamasından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). ProTaper Next X2 ve X File X2 gruplarının torsiyonel dayanım ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).



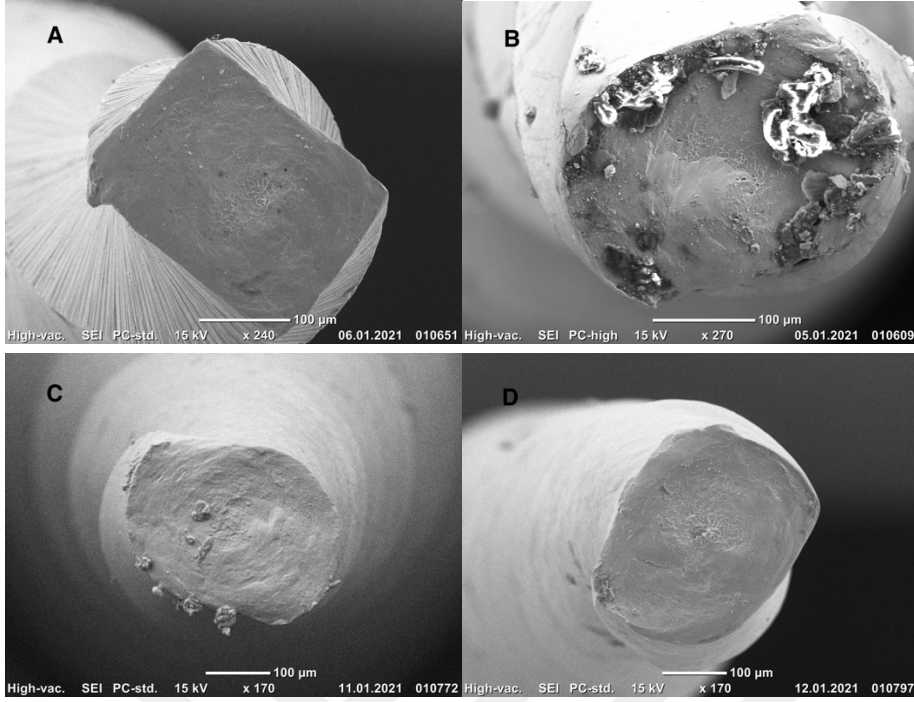
Şekil 4-17: Eğelerin torsiyonel dayanım ve standart sapma değerleri

Eğelerin torsiyonel başarısızlıktaki ortalama dönme açıları karşılaştırıldığında ise en yüksek değer ProTaper Next X2 grubunda; en düşük değer ise X File X2 grubunda gözlemlenmiştir. Dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$).



Şekil 4-18: Eğelerin ortalama dönme açısı ve standart sapma değerleri

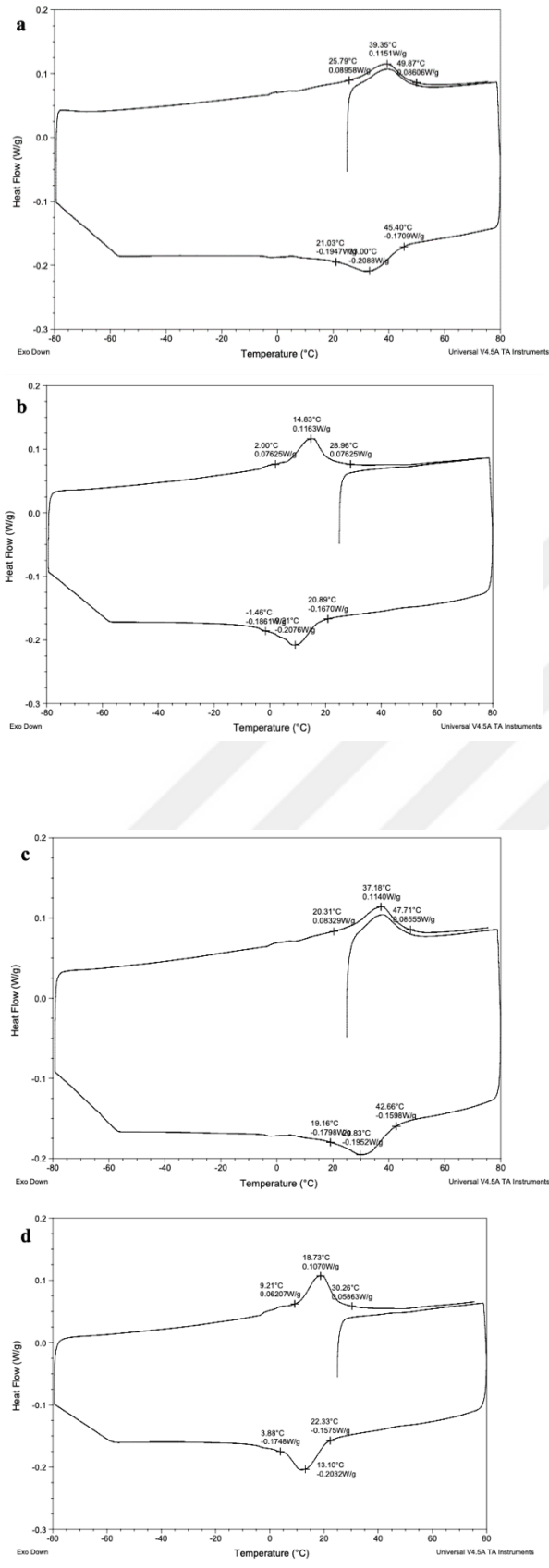
Torsiyonel dayanım testinde kullanılan eğelerin kırık yüzeylerinin taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanılarak mikro fotoğrafları alınmıştır (Şekil 4-19).



Şekil 4-19: A) ProTaper Next X2 eğesinin kırık yüzeyinden alınan mikro fotoğraf. B) X File X2 eğesinin kırık yüzeyinden alınan mikro fotoğraf. C) Reciproc R25 eğesinin kırık yüzeyinden alınan mikro fotoğraf. D) Only One File R25 eğesinin kırık yüzeyinden alınan mikro fotoğraf.

4.3.DSC (Diferansiyel Taramalı Kalorimetre) Analizi Bulguları

Çalışmamızda kullanılan farklı sistemlere ait nikel-titanyum kök kanalı eğelerinin DSC analizi sonuçları Şekil 4-20' de gösterilmiştir. Tüm gruplar, soğutma ve ısıtma uygulamaları sırasında tek adımlı bir dönüşüm göstermiştir. ProTaper Next X2 ve Reciproc R25 eğelerinin martensit fazından östenit fazına dönüşüm sıcaklıklarının, X File X2 ve Only One File R25 eğelerinin dönüşüm sıcaklıklarından daha yüksek ve vücut sıcaklığına yakın oldukları görülmüştür.



Şekil 4-20: Eğelerin diferansiyel taramalı kalorimetre eğrileri.

a) ProTaper Next X2, b) X File X2, c) Reciprocity R25, d) Only One File R25

5. TARTIŞMA

Kök kanallarının mekanik preparasyonu endodontik tedavinin başarısını belirleyen en önemli faktörlerden biridir. Kök kanalından nekrotik ve canlı pulpa artıklarının uzaklaştırılması, etkili bir yıkama ve sızdırmaz bir kök kanalı dolumu yapılabilmesi doğrudan doğruya kök kanalı şekillendirilmesinin niteliğine bağlıdır (129). Kök kanallarının mekanik preparasyonunda nikel-titanyum alaşımlarının kullanılmaya başlanması ve mekanik preparasyonun mekanize bir şekle dönüşmesi, endodonti pratiğinde yeni bir dönemin başlangıcı olarak kabul edilir. Bu teknolojik gelişmelerle birlikte, en zorlu anatomik varyasyona sahip olgularda bile daha başarılı ve hızlı kök kanalı preparasyonları yapılabilir hale gelmiştir. Sonuç olarak zorlu endodontik tedaviler hastalar ve hekimler için daha kolay ve konforlu bir hale gelmiştir (5).

Nikel-titanyum alaşımının Walia ve ark. tarafından 1988' de endodontide kullanılabilirliğinin gösterilmesinden sonra yapılan çalışmalar ile bu alanda pek çok gelişme olmuştur (3, 6). Bu çalışmalar özellikle endodontik eğelerin kırılma direncini ve kök kanalı şekillendirme etkinliğini en üst düzeye çıkarabilmeye yönelik olmuştur. Günümüzde dizayn, üretim teknolojisi, kinematik ve metalürjik yönden farklı pek çok nikel-titanyum sistem kullanıma sunulmuştur (5, 6, 26).

Nikel-titanyum kök kanalı eğelerinin metal hafızaları daha zor deformasyona uğramalarını sağlarken, esnek olmaları kırılma risklerini azaltır (8). Elde edilen bunca gelişmeye rağmen nikel-titanyum kök kanalı eğelerinde kırık oluşumu, klinik pratiğinde hala önemli bir sorun olmaya devam etmektedir (9). Nikel-titanyum kök kanalı eğelerinde kırık oluşumu, döngüsel ve torsiyonel yorgunluk gibi nedenlerin yanında, üretim kusurlarından da kaynaklanabilmektedir (7, 56, 129, 159). Bu nedenle, üretim sürecinde yüksek kalite standartlarını koruyarak bu tür kusurları en aza indirmeye çalışmak büyük önem taşımaktadır.

Endodontide prestijli firmaların özel üretim teknolojileri kullanarak piyasaya sürdüğü sistemlerin yüksek fiyatlarla satılıyor olması , klinisyenlerin daha düşük fiyatlı benzer veya taklit ürünlere olan talebini arttırmıştır (14, 15). Klinisyenlerin bu talebi de bazı şirketlerin, bu iyi bilinen firmaların sistemlerine benzer veya taklit üretimler gerçekleştirmesine yol açmıştır (15). Taklit ve benzer eğelerin klinik güvenliği ile ilgili olarak yeterli bilimsel çalışma bulunmaması nedeniyle, bu eğeleri kullanan hekimler bu

tip aletlerin üretim kaliteleri ve klinik performansları ile ilgili yeterli bilgiye sahip değildir.

Çalışmamızda, piyasada yaygın olarak kullanılan ve rotasyonel hareket ile çalışan ProTaper Next sisteminin X2 eğesi ve resiprokal hareket ile çalışan Reciproc sisteminin R25 eğesi ile bu eğelerin benzer üretimlerinin fiziksel, mekanik ve metalürjik performansları yönünden karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Literatürde orijinal sistemlerin benzer veya taklit üretimleriyle karşılaştırıldığı birkaç çalışma mevcuttur.

Ertaş ve ark. (160) ProTaper Universal sisteminin F2 eğesinin ve taklit üretiminin döngüsel yorgunluk direncini karşılaştırdıkları çalışmalarında, orijinal eğelerin taklit eğelerden önemli ölçüde yüksek döngüsel yorgunluk direnci gösterdiğini bildirmişlerdir. Bununla birlikte taklit eğelerin standart sapma değerlerinin orijinal sistemlerden yüksek olduğu görülmüştür.

Rodrigues ve ark. (161) Reciproc sisteminin R25 eğesinin ve taklit üretiminin mekanik özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, eğeleri tasarımları arasındaki görsel farklar, bükülme ve döngüsel yorulma direnci, yüzey yapısı, Vickers mikro sertliği ve metalürjik bileşimi yönlerinden değerlendirmişlerdir. Orijinal eğeler tüm testlerde taklit eğelerden daha iyi performans sergilerken, tasarım özellikleri yönünden de eğeler arasında farklılıklar olduğu gözlenmiştir.

Martins ve ark. (15) ProTaper Universal sisteminin F1 eğesinin ve 6 benzer üretimli sistem eğelerinin mekanik performans ve metalürjik özelliklerini inceledikleri çalışmalarında, eğeleri tasarım özellikleri, döngüsel yorgunluk ve bükülme direnci, torsiyonel dayanım ve metalürjik karakterizasyon yönünden değerlendirmişlerdir. Orijinal sistem ile benzer üretimli sistemler arasında genel olarak torsiyonel dayanım, geometrik tasarım ve nikel-titanyum bileşimi yönünden benzerlik gözlenirken; döngüsel yorgunluk direnci ve esneklik özelliği yönünden farklılıklar olduğu görülmüştür.

Martins ve ark. (162) ProTaper Universal ve ProTaper Gold sistemlerinin F1 eğesinin ve 3 benzer üretimli sistem eğelerinin döngüsel yorulma dirençlerini devamlı rotasyonel ve OTR(optimum tork reverse) hareketleri kullanılarak karşılaştırdıkları çalışmalarında, eğelerin döngüsel yorgunluk dirençlerini ve metalürjik özelliklerini değerlendirmişlerdir. Benzer üretimli sistem eğeleri, hem devamlı rotasyonel hareket hem

de OTR hareketi ile kullanımda orijinal marka eğeler ile karşılaştırıldığında önemli ölçüde daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci göstermiştir.

Çalışmamızda benzer üretimli sistemleri orijinal sistemler ile karşılaştırabilmek amacıyla eğeleri, standardizasyon ve tasarım özellikleri, mekanik direnç ve metalürjik özellikler yönünden inceleyerek çok yöntemli bir yaklaşım kullanmayı tercih ettik. Bu çok yöntemli yaklaşım ile farklı değişkenler analiz edilerek eğelerin davranışlarını daha iyi anlayabilmek amaçlanmıştır.

5.1.Nikel-Titanyum Kök Kanalı Eğelerinin Tasarım ve Standardizasyon Özelliklerinin Karşılaştırılması

Nikel-titanyum kök kanalı eğelerinin standardizasyon ve tasarım özelliklerinin incelenmesinde uç çapı, koniklik açısı, heliks açısı, enine kesit tasarımı, uç tasarımı ve kesici kenar özelliği, bıçak sayısı, ölçüm çizgisi uzunlukları gibi birçok parametre kullanılmaktadır (8, 60, 161, 163–166). Rodrigues ve ark. (60) farklı üretim yöntemlerinin nikel-titanyum kök kanalı eğelerinin döngüsel yorulma direnci üzerine etkilerini değerlendirdikleri çalışmalarında, bir stereo mikroskop kullanarak eğelerin uç çapını, koniklik açısını ve heliks açısını analiz etmişlerdir. Ayrıca döngüsel yorgunluk testinde kırılan eğelerin kırık yüzeylerini taramalı elektron mikroskopunda (SEM) analiz ederek enine kesit alanlarını incelemişlerdir. Rodrigues ve ark. (161) taklit Reciproc sisteminin mekanik özelliklerini orijinal Reciproc sistemi ile karşılaştırdıkları çalışmalarında, sistemlerin tasarım özelliklerini değerlendirebilmek amacıyla bir stereo mikroskop ve taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanarak eğeleri uç tasarımı, enine kesit tasarımı ve kesici kenar özellikleri yönünden incelemişlerdir. Martins ve ark. (166) ProTaper Next sistemini taklit ve benzer üretimli sistemleri ile tasarım, metalürjik özellikler, mekanik performans ve şekillendirme etkinliği yönünden karşılaştırdıkları çalışmalarında, eğeleri bir stereo mikroskop kullanarak aktif bıçak sayısı, heliks açısı ve ölçüm çizgileri yönünden incelemişlerdir. Ayrıca eğeleri taramalı elektron mikroskopunda (SEM) inceleyerek, spiral yapısı, uç tasarımı, enine kesit şekli ve yüzey yapısı yönünden değerlendirmişlerdir.

Bizim çalışmamızda da , sistemleri standardizasyon ve tasarım özellikleri yönünden değerlendirebilmek amacıyla, Rodrigues ve ark. (161) ile Martins ve ark. (166)'nın çalışmalarında olduğu gibi bir stereo mikroskop (SZX7; Olympus, Tokyo,

Japonya) ve bir taramalı elektron mikroskobu (SEM) (JCM-6000 BENCHTOP SEM, JEOL,Tokyo, Japonya) kullanılmıştır. Taramalı elektron mikroskopunda (SEM) X20, X150, X270 ve X600 büyütmelerde alınan mikro fotoğraflarda eğeler, uç özelliği (aktif veya pasif), kesici kenar özelliği, spiral yapısı ve yüzey yapısı yönünden değerlendirilmiştir. Benzer üretimli eğelerin orijinal eğeler ile karşılaştırıldığında keskin ve aktif bir uç tasarımına sahip oldukları gözlemlenirken; kesici kenarlarının daha küt ve yuvarlak hatlara sahip olduğu görülmüştür. Bu nedenle klinikte benzer üretimli eğelerin kullanılması, kesme veriminin düşmesine ve kanal duvarlarında perforasyon ve basamak oluşturma olasılığının artmasına neden olabilir. Ayrıca, SEM analizinde, benzer üretimli eğelerin orijinal eğelerle karşılaştırıldığında daha düz ve pürüzsüz yüzeylere sahip oldukları görülmüştür. Yüzey yapısındaki bu fark, benzer üretimli sistemlere üretim sürecinde electropolishing işlemi uygulanmış olabileceğini düşündürmektedir.

Lask ve ark. (164) ProFile, K3, EndoSequence ve ProFile GT nikel-titanyum sistemlerine ait #30/0,04 eğelerinin uç çapı ve koniklik açısı değişkenliğini değerlendirdikleri çalışmalarında, bir ölçüm mikroskobu yardımıyla ANSI/ADA spesifikasyonu 101 (157) ve ISO 3630-1 (167)' de belirtilen protokole göre analiz yapmışlardır. Rodrigues ve ark. (60) farklı üretim yöntemlerinin nikel-titanyum kök kanalı eğelerinin döngüsel yorulma dirençleri üzerindeki etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında, kullanılan eğelerin D0 çaplarını analiz etmişlerdir. Önceki bir çalışmada (168) tanımlanmış olan denklemi kullanarak, bir stereo mikroskop yardımıyla inceledikleri eğelerin D0 çaplarını hesaplamışlardır. Hatch ve ark. (169) EndoSequence, Guidance ve ProFile nikel-titanyum sistemlerinin 0,06 koniklik açısına sahip rotasyonel hareket ile çalışan eğelerinin koniklik açısı değişkenliğini karşılaştırdıkları çalışmalarında, dijital kamera monte edilmiş ışık mikroskobu kullanarak eğelerin dijital fotoğraflarını almışlardır. Dijital fotoğrafları Image J yazılımı yardımıyla ISO 3630-1' de belirtilen boyut ölçüm protokolüne uygun olacak şekilde analiz etmişlerdir.

Bizim çalışmamızda da kullanılan sistemlerin uç çapı ve koniklik açısı analizinde Rodrigues ve ark. (60)' nın çalışmalarında olduğu gibi standart fotoğraflar alınmasına ve hassas bir görüntü elde edilmesine olanak sağladığı için bir stereo mikroskop (SZX7; Olympus, Tokyo, Japonya) ve dijital fotoğrafların analizinde Hatch ve ark.(169)' nın çalışmalarında olduğu gibi Image J yazılımı kullanılmıştır. Eğelerin stereo mikroskop kullanılarak alınan dijital fotoğrafları, Image J yazılımına aktarılarak uç çapı ve koniklik açısı analizleri yapılmıştır. Uç çapı (D0), American National Standard/American Dental

Association Specification No. 101' de (ANSI/ADA Spec 101) (157) belirtilen protokol izlenerek, eğenin kesme etkinliği gösteren ilk kenar bölgeleri arasındaki mesafe ölçülerek analiz edilmiştir. Koniklik açısı ise, ANSI/ADA Spec 101 (157)' de belirtilen “Koniklik açısı = Çaplar arasındaki fark / Çaplar arasındaki mesafe” formülü kullanılarak analiz edilmiştir. ProTaper Next X2 eğesi, çalışma uzunluğu boyunca değişken koniklik açısı değerleri göstermektedir (158). Bu nedenle formülde daha önceki bir çalışmaya (170) benzer bir protokol ayarlanarak D0 ve D2 çapları kullanılmıştır. Sistemlerin yapılan uç çapı analizinde Only One File R25 grubu, ProTaper Next X2, X File X2 ve Reciproc R25 gruplarından önemli ölçüde daha yüksek uç çapı değerleri sergilerken; diğer üç grup ise birbirine benzer uç çapı değerleri sergilemiştir. Koniklik açısı analizinde ise tüm sistemlerin koniklik açısı değerlerinin, ANSI/ADA specification No 101 (157)' de belirtilen tolerans limiti dahilinde olduğu görülmüştür. Bununla birlikte X File X2 eğeleri ProTaper Next X2 eğelerinden önemli ölçüde daha yüksek koniklik açısı değerleri gösterirken; Reciproc R25 ve Only One File eğeleri benzer koniklik açısı değerleri göstermiştir.

5.2.Mekanik Direnç Testleri

Nikel-titanyum endodontik eğelerde kırık oluşumu, döngüsel yorgunluğa veya torsiyonel strese bağlı oluşabileceği gibi, her ikisinin kombinasyonu sonucunda da meydana gelebilmektedir (6, 7, 107, 171).

5.2.1.Döngüsel Yorgunluk Test Düzenekinin ve Koşullarının Seçimi

Döngüsel yorgunluk, eğimli kök kanallarının preperasyonunda kanal eğesinin, eğimin en yüksek olduğu bölgede tekrarlayan gerilme/sıkışma döngülerine maruz kalması sonucunda meydana gelmektedir (107, 114). Yıllar boyunca döngüsel yorgunluk testleri kapsamlı bir tartışmanın konusu olmasına rağmen, hala döngüsel yorgunluk testleri protokolü için standartlaştırılmış bir spesifikasyon bulunmamaktadır (15, 171). Klinik koşulların taklit edildiği ideal bir döngüsel yorgunluk test modeli için kök kanalı eğeleri, eğimli kanalların bulunduğu doğal dişlerde kullanılmalıdır. Ancak bu tür testlerde bir diş sadece bir kere kullanılabilir ve enstrümantasyon sırasında kök kanallarında meydana gelen şekil değişimi nedeniyle deney koşullarının

standartlaştırılması olanaksız hale gelmektedir (172). Bu nedenle nikel-titanyum kök kanalı eğelerinin döngüsel yorgunluk direncini değerlendirebilmek amacıyla çeşitli cihazlar ve yöntemler kullanılmaktadır (172–174). Kanal eğeleri, klinik koşulların taklit edilebilmesi amacıyla tasarlanmış çeşitli derecelerde eğimlere sahip yapay kanalların bulunduğu test düzeneklerinde incelenmektedir (142, 172, 174). Döngüsel yorgunluk testinin aynı koşullar altında standardize edilerek gerçekleştirilmesi oldukça önemlidir. Bu sayede test edilen eğeler dışındaki değişkenler izole edilerek yöntemin iç geçerliliği artırılmakta ve farklı değişkenlerin etkileşiminin önlenmesine olanak tanınmaktadır (15,175).

Nikel-titanyum kök kanalı eğelerinin döngüsel yorgunluk direncinin incelenmesinde, statik ve dinamik test düzenekleri kullanılmaktadır (176–178). Statik düzeneklerde test edilecek eğe, eğimli yapay kök kanalında belirli bir çalışma boyunda konumlandırılarak kırılma meydana gelinceye kadar çalıştırılır (179). Dinamik düzeneklerde ise eğe, yapay kök kanalında kırık meydana gelinceye kadar aksiyal düzlemde ileri geri hareket yaparak çalışmaktadır (180). Eğenin aksiyal hareketine bağlı olarak, kırık oluşuncaya kadar yapay kanalın eğimli bölgesine denk gelen eğe yüzeyi devamlı olarak değişmektedir. Aksiyal hareketin sağladığı bu avantaj, dinamik test düzeneklerinin, kök kanalı eğelerinin klinik kullanımları sırasında üzerinde oluşturulan stresi daha iyi simüle etmesine olanak sağlamaktadır (174, 181). Bununla birlikte endodontik eğelerin kullanımlarında kabul edilen bir hız değeri ve aksiyel hareket mesafesi bulunmamaktadır. Klinisyene bağlı olarak farklılık gösteren bu parametrelerin deneysel olarak kontrol edilmeleri oldukça güçtür (181). Dinamik testlerde kök kanalı eğelerini kararlı bir yörüngede tutabilmenin zorluğu nedeniyle hata olasılığının statik testlere göre daha yüksek olduğu düşünülmektedir (87, 142, 174). Ayrıca döngüsel yorgunluk testlerinde gözlenen en yüksek ve en düşük değerler arasındaki farkın dinamik testlerde daha yüksek olduğu bildirilmiştir (174). Tüm bu farklılıklar göz önüne alındığında, örnekler arasında standardizasyonu sağlayabilmek ve tekrarlanabilir bir deney gerçekleştirebilmek amacıyla çalışmamızda statik test düzeneği tercih edilmiştir.

Çalışmalarda çeşitli geometrik tasarımlara sahip yapay kanalların bulunduğu cam tüpler, metal veya akrilik bloklar kullanılarak döngüsel yorgunluk testleri yapılmıştır (171, 172, 182, 183). Literatürde birçok çalışmada döngüsel yorgunluk testi için paslanmaz çelik blokların kullanıldığı görülmektedir (87, 154, 184–186). Ancak paslanmaz çelik bloklardaki yapay kanallar, dişlerdeki kök kanallarından farklı

özelliklere sahiptir. Bu nedenle test edilen kök kanalı eğeleri, klinik koşullardan farklı performanslar sergileyebilir. Paslanmaz çelik blokların kullanımıyla ilgili endişe duyulan bir diğer konu ise, test edilen eğelerin blokların metal iç duvarlarında plastik deformasyon oluşumuna neden olabileceğidir (181). Bununla birlikte CAD/CAM teknolojisi kullanılarak yüksek dayanım, sertlik ve korozyon direnci sergileyen seramik yapay kanal modelleri üretilmektedir (171, 187).

Kök kanalının eğimli bölgesinde eğeye uygulanan çekme ve sıkıştırma kuvvetlerinin büyüklüğü eğenin çapına, kanalın iç çapına, eğim yarıçapına, eğim açısına ve konumuna bağlı olarak değişmektedir (60, 104). Bu nedenle günümüze kadar farklı tasarımlara sahip kök kanalı eğelerinin, farklı kanal uzunlukları ve eğim özelliklerine sahip yapay kanalların kullanıldığı pek çok döngüsel yorgunluk çalışması yapılmıştır. Mize ve ark. (154) 0,83 mm kanal iç çapına, 30° eğim açısına sahip, eğim merkezinin apikalden 7 mm uzaklıkta konumlandığı, 2 ve 5 mm eğim yarıçapları bulunan iki farklı yapay kanal modeli kullanmışlardır. Yao ve ark. (175) 2 mm kanal iç çapına, 5 mm eğim yarıçapına ve 60° eğim açısına sahip paslanmaz çelik bir yapay kanal modeli kullanmışlardır. Anderson ve ark. (48) 1.2 mm kanal iç çapına ve 5 mm eğim yarıçapına sahip, maksimum eğimin apikalden 5 mm uzaklıkta konumlandığı cam yapay kanal modelleri kullanmışlardır. Larsen ve ark. (58) 1.5 mm kanal iç çapına, 3 mm eğim yarıçapına, 60° eğim açısına ve 19 mm uzunluğa sahip metal bir blok kullanarak döngüsel yorgunluk çalışması yapmışlardır. Yapay kanal modelleri 45° ve 90° eğim açılarına sahip olacak şekilde tasarlanmıştır. Plotino ve ark. (188) 5 mm eğim yarıçapına, 60° eğim açısına sahip, maksimum eğimin apikalden 5 mm uzaklıkta konumlandığı paslanmaz çelik bir blok kullanmışlardır. Huang ve ark. (187) 5 mm eğim yarıçapına ve 60° eğim açısına sahip bir seramik blok kullandıkları çalışmalarında, 3 farklı nikel-titanyum sisteminin döngüsel yorgunluk direncini karşılaştırmışlardır. Keskin ve ark. (171) yaptıkları döngüsel yorgunluk çalışmalarında, 5 mm eğim yarıçapına, 60° eğim açısına ve 19 mm uzunluğa sahip seramik bir blok kullanmışlardır.

Bizim çalışmamızda da Huang ve ark. (187) ile Keskin ve ark. (171)'nin çalışmalarında olduğu gibi CAD/CAM teknolojisi kullanılarak zirkonyum materyalinden üretilmiş bir yapay kanalın bulunduğu seramik blok kullanılmıştır. Yapay kanal modeli 60° eğim açısına, 5 mm eğim yarıçapına, apikalden 5 mm uzaklıkta konumlanan eğim merkezine ve 19 mm uzunluğa sahiptir.

Nikel-titanyum kök kanalı eğelerinin döngüsel yorgunluk testlerinde önemli faktörlerden biri de ortam sıcaklığıdır (189, 190). Ortam sıcaklığının kök kanalı eğelerinin döngüsel yorgunluk direnci üzerindeki etkisini araştıran birçok çalışma yapılmıştır. Dosanjh ve ark. (189) rotasyonel hareket ile çalışan EdgeFile, Vortex Blue ve ESX sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençlerini 4 farklı sıcaklık değerinde (3°C, 22°C, 37°C ve 60°C) karşılaştırmışlar ve sıcaklık artışının sistemlerin döngüsel yorulma direncini azalttığını bildirmişlerdir. Cardoso ve ark. (191) sıcaklığın nikel-titanyum kök kanalı eğelerinin döngüsel yorgunluk dirençleri üzerindeki etkisini araştırdıkları çalışmalarında, deneyi 20°C ve 37°C’ de gerçekleştirmişler ve sıcaklık artışına bağlı olarak eğelerin döngüsel yorgunluk dirençlerinin azaldığını bildirmişlerdir. Vieira ve ark. (192) Reciproc Blue sisteminin #40/0,06 eğesinin döngüsel yorgunluk direncini 20°C ve 37°C sıcaklıklarda değerlendirmişler ve eğelerin düşük sıcaklıkta daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci sergilediğini gözlemlemişlerdir. De Hemptinne ve ark. (193) biri oda sıcaklığında, diğeri 66°C’ ye ısıtılmış iki yıkama solüsyonu kullandıkları in vivo çalışmalarında, her iki solüsyon sıcaklığının hızlı bir şekilde 35°C ($\pm 1^{\circ}\text{C}$)’ ye ulaşarak stabilize olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda klinik koşullarının deney koşullarına daha iyi yansıtılabilmesi amacıyla döngüsel yorgunluk testi vücut sıcaklığında (37°C) gerçekleştirilmiştir.

Endodontik tedavide en sık kullanılan yıkama solüsyonu, organik doku çözme özelliği ve antimikrobiyal etkinliği nedeniyle sodyum hipoklorittir (22, 194, 195). Ancak sodyum hipoklorit, nikel-titanyum kök kanalı eğelerinin yüzeylerinde korozyona neden olabilmektedir (125, 145, 196). Yapılan çalışmalarda sodyum hipokloritin nikel-titanyum kök kanalı eğelerinin döngüsel yorgunluk direncini azalttığı gösterilmiştir (196, 197). Çalışmamızın döngüsel yorgunluk testinde yıkama solüsyonunun karşılaştırılan sistemlerin döngüsel yorgunluk dirençleri üzerindeki etkisini azaltabilmek amacıyla steril salin solüsyonu kullanılmıştır.

5.2.2. Nikel-Titanyum Kök Kanalı Eğelerinin Döngüsel Yorgunluk Dirençlerinin Karşılaştırılması

Çalışmamızın döngüsel yorgunluk testinde ProTaper Next X2 eğelerinin döngüsel yorgunluk direnci, X File X2 eğelerinin döngüsel yorgunluk direncinden daha yüksek olmasına rağmen, iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Östenit fazında bir nikel-titanyum alaşımı soğutulduğunda, alaşımda martensit fazına dönüşüm başlar. Dönüşümün başladığı bu sıcaklığa martensit dönüşüm başlangıç sıcaklığı (M_s) denir (43). Çalışmamızda değerlendirilen eğelere DSC (Diferansiyal Taramalı Kalorimetre) analizi yapılarak faz dönüşüm sıcaklıkları incelenmiştir. ProTaper Next X2 eğelerinin 45°C olan M_s sıcaklığı, döngüsel yorgunluk testinin yapıldığı sıcaklıkta (37°C) eğelere martensit fazı özellikleri sağlamaktadır. Bununla birlikte X File X2 eğelerinin 20°C olan M_s sıcaklığı, döngüsel yorgunluk testinin gerçekleştirildiği ortam sıcaklığından (37°C) daha düşüktür. Bu nedenle eğeler bu sıcaklıkta östenit fazı özellikleri göstermektedir. Faz dönüşüm sıcaklıklarıyla ilgili bu sonuçlar, gruplar arasındaki döngüsel yorulma direnci farkını doğrular niteliktedir.

Nikel-titanyum kök kanalı eğelerinde üretim süreci kaynaklı oluşan yüzey kusurları ve düzensizlikler, yüzey bitirme uygulamaları içeren elektrokimyasal işlemlerle azaltılmaktadır. Bu işlemler, eğelerin kesme verimini ve döngüsel yorulma direncini etkileyen yüzey özelliklerinde değişikliklere neden olmaktadır (39, 48). X File X2 eğelerinin ProTaper Next X2 eğeleri ile karşılaştırıldığında, daha pürüzsüz bir yüzeye sahip olduğu görülmektedir. Bu nedenle X File X2 eğelerinin daha az düzensizlik içeren yüzey yapısının, döngüsel yorgunluk direnci testinin gerçekleştirildiği sıcaklıktaki östenit faz özelliğini kısmen dengelediği düşünülmüştür.

Döngüsel yorgunluk testinde Reciproc R25 eğeleri, Only One File R25 eğelerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek döngüsel yorulma direnci göstermiştir. Only One File R25 eğelerinin testin gerçekleştirildiği ortam sıcaklığından (37°C) daha düşük olan M_s sıcaklığı (22°C), eğer bu sıcaklıkta östenit fazı özellikleri sağlamaktadır. Bununla birlikte Reciproc R25 eğelerinin M_s sıcaklığı (42°C) ise, testin gerçekleştirildiği ortam sıcaklığında (37°C) eğer martensit fazı özellikleri sağlamaktadır. Sistemlerin faz dönüşüm sıcaklıklarıyla ilgili bu sonuçlar, Reciproc R25 eğelerinin gösterdiği daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci değerlerini destekler niteliktedir. Yapılan çalışmalarda eğelerin uç çapı artışına bağlı olarak döngüsel yorulma dirençlerinin azaldığı bildirilmiştir. Pruett ve ark. (104) 3 farklı eğim açısına (30° , 45° ve 60°) ve 2 farklı eğim yarıçapına (2 mm ve 5 mm) sahip 6 farklı paslanmaz çelik yapay kanal modeli kullanarak #30 ve #40 uç çaplarına sahip Lightspeed eğelerinin döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmışlar ve tüm eğim açısı ve eğim yarıçapı değerlerinde #30 uç çapına sahip eğenin #40 uç çapına sahip eğerden önemli ölçüde daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci sergilediğini bildirmişlerdir. Rodrigues ve ark. (60) RaCe ve

Twisted Files sistemlerinin 25/0,06 ölçülerine sahip eğelerinin döngüsel yorgunluk dirençlerini statik ve dinamik test düzeneklerinde karşılaştırmışlardır. Döngüsel yorgunluk testleri öncesinde yaptıkları uç çapı analizinde, Race eğelerinin uç çapının (0,30 mm) Twisted Files eğelerinin uç çapından (0,22 mm) daha büyük olduğunu görmüşlerdir. Hem statik hem dinamik döngüsel yorgunluk testinde daha küçük uç çapına sahip Twisted Files grubunun Race grubu ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek yorulma direnci gösterdiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda yaptığımız uç çapı analizinde Only One File R25 eğelerinin uç çapı değerlerinin Reciproc R25 eğelerinin uç çapı değerlerinden önemli ölçüde yüksek olduğu görülmüştür. Uç çapı değerleri arasındaki bu farklılık da gruplar arasındaki döngüsel yorgunluk direnci farkını desteklemektedir. Bununla birlikte sahip olduğu yüksek uç çapı değerleri, kök kanalı preperasyonunda standardizasyon ve kırılma direnci açısından eğeye dezavantaj oluşturmaktadır.

Ayrıca çalışmamızda resiprokal hareket ile çalışan Reciproc R25 ve Only One File R25 eğeleri, devamlı rotasyonel hareket ile çalışan ProTaper Next X2 ve X File X2 eğelerinden önemli ölçüde daha yüksek döngüsel yorulma direnci göstermiştir. Literatürde resiprokal hareketin devamlı rotasyonel hareket ile karşılaştırıldığında, kök kanalı eğelerinin döngüsel yorgunluk direncini arttırdığını gösteren birçok çalışma bulunmaktadır. De-Deus ve ark. (198), 1.04 mm kanal çapına, 20 mm uzunluğa ve 6 mm eğim yarıçapına sahip paslanmaz çelik bir yapay kanal modelinde ProTaper F2 eğesini resiprokal ve devamlı rotasyonel hareket ile çalıştırarak döngüsel yorgunluk direncini karşılaştırmışlardır. Resiprokal hareketin devamlı rotasyonel hareket ile karşılaştırıldığında, eğenin döngüsel yorulma direncini önemli ölçüde arttırdığı görülmüştür. Ayrıca devamlı rotasyonel hareket ile kullanımda çalışma devir sayısı artışının (rpm) eğenin döngüsel yorulma direncini azalttığını bildirmişlerdir. Gavini ve ark. (199) yaptıkları çalışmalarında, 40° eğim açısına ve 5 mm eğim yarıçapına sahip platformda devamlı rotasyonel hareket ve resiprokal hareket altında Reciproc R25 eğesinin döngüsel yorulma direncini karşılaştırmışlardır. Eğelerin resiprokal hareket ile kullanımda kırılmadan önce önemli ölçüde daha yüksek devir sayılarına ulaştığı gözlenmiştir. Pedullà ve ark. (200) devamlı rotasyonel ve resiprokal hareketin, Reciproc, WaveOne, TF ve Mtwo sistemlerinin #25 numaralı eğelerinin döngüsel yorulma direnci üzerindeki etkilerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, resiprokal hareket ile kullanımda tüm grupların önemli ölçüde daha yüksek döngüsel yorulma direnci sergilediğini

bildirmişlerdir. Resiprokal harekette 360°' lik bir tam dönüşün kademeli olarak tamamlanmasına bağlı olarak eğelerin belirli bir bölgesinde biriken stresin azaldığı ve bu durumun da eğelerin döngüsel yorgunluk direncini arttırdığı düşünülmektedir (198–200).

Çalışmamızın döngüsel yorgunluk testinde Reciproc R25 grubunun kırık parça uzunluğu değerlerinin, benzer değerler gösteren diğer üç gruptan önemli ölçüde daha yüksek olduğu görülmüştür. Bununla birlikte resiprokal hareket ile çalışan Only One File R25 grubunun kırık parça uzunluğu değerleri, rotasyonel hareket ile çalışan ProTaper Next X2 ve X File X2 gruplarının kırık parça uzunluğu değerlerinden daha yüksek olmasına rağmen, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Son dönemlerde yapılan döngüsel yorgunluk çalışmalarında, eğelerin resiprokal hareket ile kullanıldığında daha büyük kırık parça uzunluğu değerleri gösterdikleri bildirilmiştir. Rubio ve ark. (201) 10 farklı endodontik sistemin döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, en yüksek kırık parça uzunluğu değeri sergileyen sistemin resiprokal hareket ile kullanılan Reciproc R25 olduğunu bildirmişlerdir. Alqahtani ve ark. (202) yaptıkları çalışmalarında, yapay kök kanallarında resiprokal ve devamlı rotasyonel hareket ile kullanımda Unicone, Navigator Evo ve ProTaper Next sistemlerinin döngüsel yorulma dirençlerini karşılaştırmışlardır. Unicone ve Navigator Evo gruplarının resiprokal hareket ile kullanımlarında kırık parça uzunluğu değerlerinin arttığı görülmüştür. Ayrıca literatürde yapay kanal modellerinin sahip olduğu tasarım özelliklerinin, kanal eğelerinin kırık parça uzunluğunu etkilediğini bildiren çalışmalar da bulunmaktadır. Aminsobhani ve ark. (203) kanal eğiminin kural, orta ve apikal 1/3' te bulunduğu 3 farklı yapay kanal modelinde Neoniti, RaCe ve Mtwo endodontik sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmışlardır. Eğimin kural 1/3' te bulunduğu modelde sistemler arasında kırık parça uzunluğu yönünden istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken; eğimin orta ve apikal 1/3' te bulunduğu modellerde kırık parça uzunluklarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. Uygun ve ark. (186) eğimin apikalden 5 ve 8 mm mesafede başladığı iki farklı yapay kanal modelinde ProTaper Gold, ProTaper Next ve ProTaper Universal sistemlerinin döngüsel yorgunluk direncini karşılaştırdıkları çalışmalarında, eğimin 8 mm mesafede bulunduğu yapay kanal modelinde gruplar arasında kırık parça uzunluğu yönünden istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını, eğimin 5 mm mesafede bulunduğu yapay kanal modelinde ise gruplar arasında kırık parça uzunluğu yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunduğunu bildirmişlerdir. Kanal eğiminin apikalden 5 mm uzaklıkta

konumlandığı yapay kanal modelinin kullanıldığı çalışmamızın kırık parça uzunluğu sonuçları, bu çalışmaları destekler niteliktedir.

5.2.3.Torsiyonel Dayanım Test Düzenekinin ve Koşullarının Seçimi

Torsiyonel stres, kök kanalı eğesinin ucu veya bir kısmı kök kanalında sıkışmışken sap bölümünün dönme hareketine devam etmesine bağlı olarak meydana gelir (7, 9). Oluşan stres, eğenin elastik limitinden daha yüksek bir değere ulaştığında plastik deformasyon ve kırık oluşumu gözlenir (7). Nikel-titanyum kök kanalı eğelerinde torsiyonel strese bağlı kırık oluşumu, mekanik direnç testleri yapılarak incelenebilmektedir. Eğelerin torsiyonel dayanım testlerinde değerlendirilmesinde kullanılan parametreler, maksimum tork ve açısız sapma değerleridir (13, 204). Kök kanalı eğesinin kırık oluşmadan önce dayanabileceği en yüksek tork değeri maksimum tork olarak tanımlanırken; açısız sapma ise eğenin kırık oluşuncaya kadar dayanabileceği plastik deformasyon miktarını ifade etmektedir (204, 205). Torsiyonel test cihazı, iki yönlü dönüş sağlayabilen bir dişli motor, iki adet metal kavrayıcı uç, tork ölçüm cihazı ve lineer bilyalı rulmandan oluşmaktadır (167). Metal kavrayıcı uçlardan biri kök kanalı eğesinin serbest ucunun kilitlenmesini sağlarken, diğer uç eğeyi şaft (sap) bölgesinden kilitler ve motorun oluşturduğu torsiyonel kuvveti eğeye iletir (13). Eğe uç ve sap bölümlerinden 3 mm derinliklerde kavrayıcı uçlara sabitlenerek torsiyonel kuvvet uygulanmaya başlanır ve kırık oluştuğu andaki uygulanan tork değeri kayıt edilir (167). Çalışmamızda ISO 3630-1 normuna uygun olarak tasarlanan bir torsiyonel dayanım test cihazı kullanılmıştır. Torsiyonel dayanım testi ile çalışmada değerlendirilen sistemlerin maksimum torsiyonel dayanımları ve başarısızlık anındaki dönme açıları belirlenmiştir.

ProTaper Next sisteminin saat yönünde devamlı rotasyonel hareket yaparak kullanılmasından dolayı ProTaper Next X2 ve X File X2 eğelerine saat yönünde torsiyonel kuvvet uygulanmıştır (Dentsply Sirona ProTaper Next broşürü). Reciproc sisteminin sahip olduğu bıçaklar (kesici kenarlar) saat yönünün tersine kesme etkinliği gösterecek şekilde tasarlanmıştır. Bu nedenle Reciproc R25 ve Only One File R25 eğelerine saat yönünün tersinde torsiyonel kuvvet uygulanmıştır (82, 188). Ancak resiprokal hareket ile çalışan kök kanalı eğeleri klinik kullanımlarında, saat yönünde ve saat yönünün tersine tekrarlayan hareketler yaparak bir tam dönüşü kademeli olarak tamamlamaktadır (206, 207). Kademeli olarak gerçekleştirilen bu hareket, eğeler

üzerinde biriken torsiyonel stresi azaltmaktadır (82, 206). Çalışmamızda yapılan torsiyonel dayanım testi, resiprokal hareket ile çalışan sistemlerin klinik kullanımlarını yansıtmıyor olsa da; torsiyonel dayanım testinde sabit bir torsiyonel kuvvet uygulayarak eğelerin torsiyonel davranışlarını incelemek amaçlanmıştır. Bu yöntem ile sabit bir torsiyonel kuvvet ve dönme yönü uygulanarak standart ve tekrar edilebilen test koşulları sağlanmıştır.

5.2.4.Nikel-Titanyum Kök Kanalı Eğelerinin Torsiyonel Dayanımlarının Karşılaştırılması

Nikel-titanyum kök kanalı eğelerinin torsiyonel dayanımı üretim süreci, nikel-titanyum alaşımının bileşimi, koniklik açısı, uç boyutu, kesit şekli, tasarım özellikleri, merkez ve iç çekirdek çapı gibi çeşitli faktörlerden etkilenmektedir (165, 208–210). Çalışmalarda eğelerin koniklik açısı ve uç çapı değerlerinin artışına bağlı olarak torsiyonel dayanımlarında artış görüldüğü bildirilmiştir. Elnaghy ve ark. (211) OneShape (#25/0,06) ve WaveOne (#25/0,08) eğelerinin torsiyonel ve bükülme dayanımlarını değerlendirdikleri çalışmalarında, daha yüksek koniklik açısına sahip WaveOne eğelerinin OneShape eğeleri ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek torsiyonel dayanım sergilediğini gözlemlemişlerdir. Ninan ve ark. (212) farklı koniklik açısı (0,02 ve 0,04) farklı uç çapı (#20, 30 ve 40) değerlerine sahip 8 farklı sistemin torsiyonel ve bükülme dayanımlarını karşılaştırmış ve eğelerin uç çapı ve koniklik açısı değerleri arttığında, torsiyonel dayanımlarında da artış görüldüğünü bildirmişlerdir. Çalışmamızın torsiyonel dayanım testinde Reciproc R25 grubu, diğer üç grup ile karşılaştırıldığında önemli ölçüde daha yüksek torsiyonel dayanım göstermiştir. Reciproc R25 grubunun (0,082), ProTaper Next X2 (0,059) ve X File X2 (0,065) gruplarından daha yüksek olan koniklik açısı değerinin, diğer iki gruptan önemli ölçüde daha yüksek torsiyonel dayanım sergilemesinin nedenlerinden biri olduğu düşünülmektedir. ProTaper Next X2 grubunun torsiyonel dayanımı X File X2 grubunun torsiyonel dayanımından daha yüksek olmasına rağmen, iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. ProTaper Next X2 grubu (0,243) X File X2 grubundan (0,234) daha yüksek uç çapı değeri sergilerken, X File X2 grubu (0,065) ProTaper Next X2 grubundan (0,059) daha yüksek koniklik açısı değeri sergilemiştir. Bu parametreler arasındaki farklar birbirlerini dengeleyerek, grupların yakın torsiyonel dayanım değerleri (0,918-0,893) sergilemelerini etkilemiş olabileceği düşünülmüştür.

Only One File R25 grubu, ProTaper Next X2 ve X File X2 gruplarından önemli ölçüde daha düşük torsiyonel dayanım göstermiştir. Çalışmamızda yapılan uç çapı ve koniklik açısı analizinde ise Only One File R25 grubu, ProTaper Next X2 ve X File X2 gruplarından önemli ölçüde daha yüksek değerler sergilemiştir. Gruplar arasındaki torsiyonel dayanım testi ve uç çapı-koniklik açısı analizi sonuçları çelişkili gibi görünmesine rağmen, çalışmamızda değerlendirilmeyen bükülme dayanımı, merkez çekirdek ve iç çekirdek çapı farklılıkları gibi diğer parametrelerin de sonuçları etkilemiş olabileceği düşünülmektedir. Ayrıca, gruplara yapılan EDS analizinde, Only One File R25 eğeleri, ProTaper Next X2 ve X File X2 eğeleri ile karşılaştırıldığında önemli ölçüde daha yüksek Ni (ağırlıkça %) değerleri göstermiştir. Grupların nikel-titanyum bileşimi arasındaki bu farklılığın da sonuçları etkilemiş olabileceği düşünülmüştür. Only One File R25 grubu ile ProTaper Next X2 ve X File X2 grupları arasındaki bu farklılıkların yanı sıra, eğelerin üretim ve metalürjik kaliteleri arasındaki farklılıkların da torsiyonel dayanım testi sonuçlarını etkilediği düşünülmektedir.

Bu çalışmanın koşullarında yaptığımız değerlendirmede Reciproc R25 ve ProTaper Next X2 orijinal eğeleriyle benzer üretimleri arasında tasarım özellikleri yönünden farklılıklar olduğu görülmüştür. Döngüsel yorgunluk direnci ve torsiyonel dayanım yönünden ise ProTaper Next X2 ve benzer üretimi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır; buna karşılık Reciproc R25 ve benzeri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Uç çapı, ölçüm çizgileri, EDS analizi, dönme açısı parametrelerinde benzer üretimli eğelerin standart sapma aralıklarının orijinal eğelerden daha yüksek olduğu saptanmıştır. Bu bulgularımız toplu olarak değerlendirildiğinde benzer üretimli kök kanalı eğelerinde bir üretim standardı olmadığı görülmektedir. Bu da klinik kullanım yönünden risk oluşturabilir bir faktör olarak değerlendirilmiştir. Klinik parametrelere olabildiğince yakın koşullar altında gerçekleştirdiğimiz bu çalışmanın, bir ileri aşama olarak kontrollü bir klinik çalışmayla da desteklenmesi gerektiği kanaatindeyiz.

Benzer üretimli eğeler, her ne kadar tasarım ve standardizasyon yönünden orijinal eğelerden düşük sonuçlar sergilemiş olsalar da, kırılma direnci yönünden ciddi bir performans da göstermektedirler. Bu durumda, standartlara özen gösterilerek yapılan bir üretim veya orijinal bir dizayn yapılabildiği takdirde, çok daha uygun fiyatlarla nikel-titanyum sistemlerinin kullanıma sunulabileceği değerlendirilmiştir. Ülkemizde de son yıllarda bazı yerli nikel-titanyum sistemler üretilmiştir. Ancak bunların pazar payı halen

istenilen düzeyin çok altındadır. Türkiye gibi bu konuda dışa bağımlılığın oldukça fazla olduğu bir ülkede, daha fazla sayıda özgün dizaynlar yapılarak yerli ve daha ekonomik alternatif sistemlerin üretilmesi gereklidir. Böylece hastalarımıza daha kaliteli bir endodontik tedavi olanağı sunulabildiği gibi milli ekonomimiz yönünden de önemli kazanımlar sağlanabileceğini düşünmekteyiz.



SONUÇLAR

- 1- Grupların tasarım ve standardizasyon yönünden incelenmesinde benzer üretimli eğelerin orijinal eğeler ile karşılaştırıldığında, daha keskin ve aktif bir uç tasarımına sahip olduğu görülürken; kesici kenarlarının ise daha künt ve yuvarlak hatlara sahip olduğu görülmüştür.
- 2- Uç çapı analizinde, ProTaper Next X2 ve X File X2 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamışken ($p>0,05$); Only One File R25 grubunun Reciproc R25 grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek uç çapı değerleri sergilediği gözlenmiştir ($p<0,05$).
- 3- Koniklik açısı analizinde, X File X2 grubu ProTaper Next X2 grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek koniklik açısı değerleri sergilerken ($p<0,05$); Reciproc R25 ve Only One File R25 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0,05$).
- 4- Grupların ölçüm çizgileri yönünden değerlendirilmesinde, X File X2 grubu 18 mm mutlak fark değerinde; Only One File R25 grubu ise 18 mm ve 22 mm mutlak fark değerlerinde ProTaper Next X2 ve Reciproc R25 gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek değerler göstermiştir ($p<0,05$).
- 5- Grupların metalürjik yapılarının değerlendirildiği EDS analizinde, Only One File R25 grubunun nikel içeriği ProTaper Next X2 ve X File X2 gruplarının nikel içeriğinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunurken ($p<0,05$); diğer grupların nikel içerikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).
- 6- Döngüsel yorgunluk testinde en yüksek ortalama kırılma zamanı değerlerini Reciproc R25 grubu; en düşük ortalama kırılma zamanı değerlerini ise X File X2 grubu sergilemiştir. ProTaper Next X2 ve X File X2 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmezken ($p>0,05$); Reciproc R25 grubu, Only One File R25 grubundan anlamlı düzeyde daha yüksek ortalama kırılma zamanı değerleri sergilemiştir ($p<0,05$).
- 7- Döngüsel yorgunluk testinde Reciproc R25 grubu diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek kırık parça uzunluğu değerleri gösterirken ($p<0,05$); diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmadığı görülmüştür ($p>0,05$).
- 8- Torsiyonel dayanım testinde, en yüksek torsiyonel dayanım değerlerine sahip Reciproc R25 grubu ile diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu

görülmüştür ($p<0,05$). En düşük torsiyonel dayanım değerlerini sahip Only One File R25 grubu, ProTaper Next X2 ve X File X2 gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha düşük değerler sergilemiştir ($p<0,05$).

- 9- Torsiyonel dayanım testinde grupların ortalama dönme açısı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$).
- 10- Grupların DSC (Diferansiyel taramalı kalorimetre) analizinde, orijinal sistemler ile benzer üretimli sistemler arasında faz dönüşüm sıcaklıkları yönünden farklılıklar olduğu görülmüştür. Döngüsel yorgunluk direnci testinin yapıldığı ortam sıcaklığında (37°C), orijinal sistemlerin martensit fazı özellikleri; benzer üretimli sistemlerin ise östenit fazı özellikleri sergilediği görülmüştür.

KAYNAKLAR

1. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am.* 1974; **18**(2): 269-96.
2. Ruddle CJ. Focus on: Endodontics. *Dentistry Today* [Internet]. 2015; **34**(2): 18. Available from: www.endoruddle.com
3. Hülsmann M, Peters OA, Dummer PMH. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endod Topics* 2005; **10**(1): 30–76.
4. Metzger Z, Solomonov M, Kfir A. The role of mechanical instrumentation in the cleaning of root canals. *Endod Topics* 2013; **29**(1): 87–109.
5. Gavini G, dos Santos M, Caldeira CL, Machado ME de L, Freire LG, Iglecias EF, ve ark. Nickel-titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. *Braz Oral Res.* 2018; **32**: 44–65.
6. Zhou H, Zheng Y-F. An overview of the mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Endod Topics* 2013; **29**(1): 42–54.
7. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JEA, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod.* 2000; **26**(3):161–5.
8. Kwak SW, Ha JH, Cheung GSP, Kim SK, Kim HC. Comparison of in vitro torque generation during Instrumentation with adaptive versus continuous movement. *J Endod.* 2019; **45**(6): 803–7.
9. Alqedairi A, Alfawaz H, Abualjadayel B, Alanazi M, Alkhalifah A, Jamleh A. Torsional resistance of three ProTaper rotary systems. *BMC Oral Health.* 2019; **19**(1): 124.
10. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J.* 2000; **33**(4): 297-310.
11. Alrahabi M. Comparative study of root-canal shaping with stainless steel and rotary NiTi files performed by preclinical dental students. *Technol and Health Care.* 2015; **23**(3): 257–65.
12. Panitvisai P, Parunnit P, Sathorn C, Messer HH. Impact of a retained instrument on treatment outcome: a systematic review and meta-analysis. *J Endod.* 2010; **36**(5): 775–80.

13. la Rosa G, lo Savio F, Pedullà E, Rapisarda E. Developing of a new device for static and dynamic tests of Ni-Ti instruments for root canal treatment. *Procedia Structural Integrity* 2016; **2**: 1303–1310.
14. de Bruijn ACP, de Vries CGJCA, Hermesen | H P H. Counterfeit medical devices A risk indication. National Institute for Public Health and the Environment [Internet]. 2009. Available from: www.rivm.nl
15. Martins JNR, Silva EJNL, Marques D, Pereira MR, Ginjeira A, Silva RJC, et al. Mechanical Performance and Metallurgical Features of ProTaper Universal and 6 Replicallike Systems. *J Endod*. 2020; **46**(12): 1884–93.
16. Ounsi HF, Nassif W, Grandini S, Salameh Z, Neelakantan P, Anil S. Evolution of nickel-titanium alloys in endodontics. *J Contemp Dent Pract*. 2017; **18**(11): 1090–1096.
17. Baratto Filho F, Zaitter S, Haragushiku GA, de Campos EA, Abuabara A, Correr GM. Analysis of the internal anatomy of maxillary first molars by using different methods. *J Endod*. 2009; **35**(3): 337–42.
18. Orstavik DFTRP. *Essential Endodontology: Prevention and Treatment of Apical Periodontitis*. 1st ed. New York: Wiley-Blackwell; 1998.
19. Young GR, Parashos P, Messer HH. The principles of techniques for cleaning root canals. *Aust Dent J*. 2007; **52**(1): 52–63.
20. Bystrom A, Sundqvist G. Bacteriologic evaluation of the efficacy of mechanical root canal instrumentation in endodontic therapy. *Scand J Dent Res*. 1981; **89**(4): 321–8.
21. Sedgley CM, Nagel AC, Hall D, Applegate B. Influence of irrigant needle depth in removing bioluminescent bacteria inoculated into instrumented root canals using real-time imaging in vitro. *Int Endod J*. 2005; **38**(2): 97–104.
22. Zehnder M. Root canal irrigants. *J Endod*. 2006; **32**(5): 389–98.
23. Haapasalo M, Wang Z, Shen Y, Curtis A, Patel P, Khakpour M. Tissue dissolution by a novel Multisonic Ultracleaning system and sodium hypochlorite. *J Endod*. 2014; **40**(8): 1178–81.
24. Saini HR, Tewari S, Sangwan P, Duhan J, Gupta A. Effect of different apical preparation sizes on outcome of primary endodontic treatment: a randomized controlled trial. *J Endod*. 2012; **38**(10): 1309–15.

25. Hülsmann M. Zur Geschichte der Wurzelkanalaufbereitung. *Endodontie*. 1996; **2** :97–1122.
26. Arbab-Chirani R, Chevalier V, Arbab-Chirani S, Calloch S. Comparative analysis of torsional and bending behavior through finite-element models of 5 Ni-Ti endodontic instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2011; **111**(1):115–21.
27. Hargreaves K, Berman L, Cohen S. *Cohen's Pathways of the Pulp*. 10th ed. St. Louis: Elsevier Inc.; 2011.
28. Weine FS. *Endodontic Therapy*. 5th. Missouri, Canada: Mosby; 1996.
29. Peters OA, Peters CI. *Cohen's Pathways of the pulp*. 11th. St. Louis: Elsevier Inc.; 2016.
30. Metzger Z, Basrani B, Goodis HE. Instruments, Devices and Materials. İçinde Hargreaves K, editor. *Cohen's Pathways of the Pulp*. 10th ed. St. Louis: Elsevier Inc.; 2011.
31. Alaçam T, Alaçam A, Aydın M, Tınaz C, Ömürlü H, Erten Can H, ve ark. *Endodonti*. Ankara: Özyurt Matbaacılık; 2012.
32. Kim H-C. Mechanical and geometric features of endodontic instruments and its clinical effect. *Restor Dent Endod*. 2011; **36**(1):1.
33. Wildey WL, Senia ES. A new root canal instrument and instrumentation technique: a preliminary report. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1989; **67**(2): 198–207.
34. Tepel J, Schäfer E. Endodontic hand instruments: cutting efficiency, instrumentation of curved canals, bending and torsional properties. *Endod Dent Traumatol*. 1997; **13**(5): 201–10,
35. Peters OA, Peters CI. Cleaning and shaping the root canal system. İçinde: Hargreaves K, editor. *Pathways of the pulp*. 9th ed. St. Louis: Elsevier; 2006. p. 290–348.
36. Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An Initial Investigation of the Bending and Torsional Properties of Nitinol Root Canal Files. *J Endod*. 1988; **14**(7): 346–51.
37. Buehler WJ, Gilfrich J v., Wiley RC. Effect of low-temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. *J Appl Phys*. 1963; **34**(5):1475–7.
38. Andreasen GF, Hilleman TB. An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. *J Am Dent Assoc*. 1971; **82**(6): 1373–5.
39. Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E. New thermomechanically treated NiTi alloys – a review. *Int Endod J*. 2018; **51**(10): 1088–103.

40. Hamdy TM, Galal M, Ismail AG, Abdelraouf RM. Evaluation of flexibility, microstructure and elemental analysis of some contemporary nickel-titanium rotary instruments. *Open Access Maced J Med Sci*. 2019; **7**(21): 3647–3654.
41. Brantley WA, Svec TA, Iijima M, Powers JM, Grentzer TH. Differential scanning calorimetric studies of nickel titanium rotary endodontic instruments. *J Endod*. 2002; **28**(8): 567–72.
42. Otsuka K, Wayman CM. Shape memory materials. Cambridge Univ. 1998. 1–26.
43. Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod*. 2013; **39**(2): 163–72.
44. Liu Y, Xiang H. Apparent modulus of elasticity of near-equiatomic NiTi. *J Alloys Compd*. 1998; **270**(1-2): 1-296
45. Nemat-Nasser S, Guo WG. Superelastic and cyclic response of NiTi SMA at various strain rates and temperatures. *Mech Mater*. 2006; **38**(5–6): 463–74.
46. Pereira ESJ, Peixoto IFC, Viana ACD, Oliveira II, Gonzalez BM, Buono VTL, ve ark. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Int Endod J*. 2012; **45**(5): 469–74.
47. Lopes HP, Elias CN, Vieira VTL, Moreira EJJ, Marques RVL, MacHado De Oliveira JC, ve ark. Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of biorace nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2010; **36**(10): 1653–7.
48. Anderson ME, Price JWH, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*. 2007; **33**(10): 1212–6.
49. Cheung GSP. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endod Topics*. 2007; **16**(1): 1–26.
50. goire Kuhn G, Jordan L. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*. 2002; **28**(10): 716–20,
51. 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*. 2012; **38**(3): 398–401.

52. Boessler C, Paque F, Peters OA. The effect of electropolishing on torque and force during simulated root canal preparation with ProTaper shaping files. *J Endod.* 2009; **35**(1): 102–6.
53. 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.* 2012; **45**(2): 113–28.
54. Gambarini G, Grande NM, Plotino G, Somma F, Garala M, de Luca M, et al. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod.* 2008; **34**(8): 1003–5.
55. Berendt CJ. A method of preparing nitinol for use in manufacturing instruments with improved fatigue resistance. *European Patent Specification.* 2006.
56. Gambarini G, Plotino G, Grande NM, Al-Sudani D, de Luca M, Testarelli L. Mechanical properties of nickel-titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique. *Int Endod J.* 2011; **44**(4): 337–41.
57. Wu SK, Lin HC, Chou TS. A Study of electrical resistivity, internal friction and shear modulus on an aged Ti49Ni51 alloy. *Acta metall mater.* 1990; **38**(1): 95-102.
58. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J Endod.* 2009; **35**(3): 401–3.
59. Kim HC, Yum J, Hur B, Cheung GSP. Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 2010; **36**(1): 147–52.
60. Rodrigues RCV, Lopes HP, Elias CN, Amaral G, Vieira VTL, de Martin AS. Influence of different manufacturing methods on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2011; **37**(11): 1553–7.
61. Hou XM, Yahata Y, Hayashi Y, Ebihara A, Hanawa T, Suda H. Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J.* 2011; **44**(3): 253–8.
62. Pereira ÉSJ, Viana ACD, Buono VTL, Peters OA, Azevedo Bahia MG de. Behavior of nickel-titanium instruments manufactured with different thermal treatments. *J Endod.* 2015; **41**(1): 67–71.

63. Testarelli L, Plotino G, Al-Sudani D, Vincenzi V, Giansiracusa A, Grande NM, ve ark. Bending properties of a new nickel-titanium alloy with a lower percent by weight of nickel. *J Endod.* 2011; **37**(9): 1293–5.
64. Zinelis S, Eliades T, Eliades G. A metallurgical characterization of ten endodontic Ni-Ti instruments: assessing the clinical relevance of shape memory and superelastic properties of Ni-Ti endodontic instruments. *Int Endod J.* 2010; **43**(2): 125–34.
65. Kishore A, Gurtu A, Bansal R, Singhal A, Mohan S, Mehrotra A. Comparison of canal transportation and centering ability of Twisted Files, HyFlex controlled memory, and Wave One using computed tomography scan: an in vitro study. *J Conserv Dent.* 2017; **20**(3): 161-165.
66. Pinheiro SR, Alcalde MP, Vivacqua-Gomes N, Bramante CM, Vivan RR, Duarte MAH, ve ark. Evaluation of apical transportation and centring ability of five thermally treated NiTi rotary systems. *Int Endod J.* 2018; **51**(6): 705–13.
67. Shen Y, Coil JM, Zhou H, Zheng Y, Haapasalo M. HyFlex nickel-titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties. *Int Endod J.* 2013; **46**(8): 720–9.
68. de Arruda Santos L, de Azevedo Bahia MG, de Las Casas EB, Buono VTL. Comparison of the mechanical behavior between controlled memory and superelastic nickel-titanium files via finite element analysis. *J Endod.* 2013; **39**(11): 1444–7.
69. Shim KS, Oh S, Kum K, Kim YC, Jee KK, Chang SW. Mechanical and metallurgical properties of various nickel-titanium rotary instruments. *Biomed Res Int.* 2017.
70. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2011; **37**(7): 997–1001.
71. Pirani C, Iacono F, Generali L, Sassatelli P, Nucci C, Lusvarghi L, ve ark. HyFlex EDM: superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments. *Int Endod J.* 2016; **49**(5): 483–93.
72. Theisen W, Schuermann A. Electro discharge machining of nickel-titanium shape memory alloys. *Mater Sci Eng A.* 2004; **378**(1-2): 200–4.
73. Arias A, Macorra JC, Govindjee S, Peters OA. Correlation between temperature-dependent fatigue resistance and differential scanning calorimetry analysis for 2 contemporary rotary instruments. *J Endod.* 2018; **44**(4): 630–4.

74. Iacono F, Pirani C, Generali L, Bolelli G, Sassatelli P, Lusvarghi L, ve ark. Structural analysis of HyFlex EDM instruments. *Int Endod J*. 2017; **50**(3): 303–13.
75. Pedullà E, lo Savio F, Boninelli S, Plotino G, Grande NM, la Rosa G, ve ark. Torsional and cyclic fatigue resistance of a new nickel-titanium instrument manufactured by electrical discharge machining. *J Endod*. 2016; **42**(1): 156–9.
76. Uslu G, Özyürek T, Yılmaz K. Comparison of alterations in the surface topographies of HyFlex CM and HyFlex EDM nickel-titanium files after root canal preparation: a three-dimensional optical profilometry study. *J Endod*. 2018; **44**(1): 115–9.
77. Shen Y, Zhou H, Coil JM, Aljazaeri B, Buttar R, Wang Z, ve ark. ProFile vortex and vortex blue nickel-titanium rotary instruments after clinical use. *J Endod*. 2015; **41**(6): 937–42.
78. Mcspadden JT. Mastering Endodontic Instrumentation [Internet]. Ramsey, NJ: Arbor Books; 2006. Available from: www.arborbooks.com
79. Shubhashini N, Sahu GK, Consul S, Nandakishore K, Idris M. Rotary Endodontics or Reciprocating Endodontics: Which is New and Which is True? *J Health Sci Res*. 2016; **7**(2): 51–7.
80. Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J*. 2008; **41**(4): 339–44.
81. Kim HC, Kwak SW, Cheung GSP, 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*. 2012; **38**(4): 541–4.
82. da Frota MF, Espir CG, Berbert FLCV, Marques AAF, Sponchiado-Junior EC, Tanomaru-Filho M, ve ark. Comparison of cyclic fatigue and torsional resistance in reciprocating single-file systems and continuous rotary instrumentation systems. *J Oral Sci*. 2014; **56**(4): 269–75.
83. Varela-Patiño P, Ibañez-Párraga A, Rivas-Mundiña B, Cantatore G, Otero XL, Martin-Biedma B. Alternating versus continuous rotation: a comparative study of the effect on instrument life. *J Endod*. 2010; **36**(1): 157–9.
84. Özyürek T, Gündoğar M, Yılmaz K, Uslu G. Bending resistance and cyclic fatigue life of Reciproc Blue, WaveOne Gold, and Genius files in a double (S-shaped) curved canal. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2017; **11**(4): 241–6.

85. Cavalli D, Toia CC, Flores Orozco EI, Khoury RD, Cardoso FG da R, Alves MC, ve ark. Effectiveness in the removal of endotoxins and microbiological profile in primary endodontic infections using 3 different instrumentation systems: a randomized clinical study. *J Endod.* 2017; **43**(8): 1237–45.
86. Karataş E, Arslan H, Kirici D, Alsancak M, Çapar ID. Quantitative evaluation of apically extruded debris with Twisted File Adaptive instruments in straight root canals: Reciprocation with different angles, adaptive motion and continuous rotation. *Int Endod J.* 2016; **49**(4): 382–5.
87. Pedullà E, Corsentino G, Ambu E, Rovai F, Campedelli F, Rapisarda S, ve ark. Influence of continuous rotation or reciprocation of Optimum Torque Reverse motion on cyclic fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J.* 2018; **51**(5): 522–8.
88. Peters OA, Boessler C, Paqué F. Root canal preparation with a novel nickel-titanium instrument evaluated with micro-computed tomography: canal surface preparation over time. *J Endod.* 2010; **36**(6): 1068–72.
89. Metzger Z. The self-adjusting file (SAF) system: An evidence-based update. *J Conserv Dent.* 2014; **17**(5):401-19.
90. Elnaghy AM. Cyclic fatigue resistance of ProTaper Next nickel-titanium rotary files. *Int Endod J.* 2014; **47**(11): 1034–9.
91. van der Vyver PJ, Scianamblo MJ. Clinical guidelines for the use of Protaper Next instruments: part one. *Endod Prac.* 2011; **14**(1): 33–40.
92. De-Deus G, Arruda TEP, Souza EM, Neves A, Magalhães K, Thuanne E, ve ark. The ability of the Reciproc R25 instrument to reach the full root canal working length without a glide path. *Int Endod J.* 2013; **46**(10): 993–8.
93. Lopes HP, Elias CN, Vieira MVB, Siqueira JF, Mangelli M, Lopes WSP, ve ark. Fatigue life of reciproc and mtwo instruments subjected to static and dynamic tests. *J Endod.* 2013; **39**(5): 693–6.
94. Attar OH, Chogle SM, Hsu T-Y. Instrumentation-Related Complications. İçinde Jain P, editor. *Common Complications in Endodontics*. İsviçre:Springer; 2018. pp. 87–100.
95. Cohen S& BR. *Pathways of the Pulp*. 6th ed. St Louis: Mosby; 1994.
96. Bürklein S, Schäfer E. Critical evaluation of root canal transportation by instrumentation. *Endod Topics.* 2013; **29**(1): 110–24.

97. Carrotte P. Endodontics: Part 7 preparing the root canal. *Br Dent J.* 2004; **197**(10) : 603–13.
98. Jafarzadeh H, Abbott P. Ledge formation: review of a great challenge in endodontics. *J Endod.* 2007; **33**(10): 1155–62.
99. Lambrianidis T. Ledging and blockage of root canals during canal preparation: causes, recognition, prevention, management, and outcomes. *Endod Topics.* 2006; **15**(1): 56–74.
100. Feghali M, Xhajanka E, Nardo D di, Bhandi S, Kassabian P, Seracchiani M, ve ark. Incidence of different types of intracanal fracture of nickel–titanium rotary instruments: a systematic review. *J Contemp Dent Pract.* 2021; **22**(4): 427–34.
101. Darcangelo C, Varvara G, Defazio P. Broken instrument removal—two cases. *J Endod.* 2000; **26**(6): 368–70,
102. Dietz D, Difiore P, Bahcall J, Lautenschlager E. Effect of rotational speed on the breakage of nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 2000; **26**(2): 68–71.
103. Parveen S, Hossain M, Uddin MdF. Management of broken instrument by file bypass technique. *Bangabandhu Sheikh Mujib Med Univ J.* 2017; **10**(1):41-43.
104. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1997; **23**(2): 77–85.
105. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod.* 2006; **32**(11): 1031–43.
106. Gambarini G. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low and high-torque endodontic motors. *J Endod.* 2001; **27**(12): 772–4.
107. McGuigan MB, Louca C, Duncan HF. Endodontic instrument fracture: causes and prevention. *Br Dent J.* 2013; **214**(7): 341–8.
108. Jamleh A, Sadr A, Nomura N, Ebihara A, Yahata Y, Hanawa T, ve ark.. Endodontic instruments after torsional failure: nanoindentation test. *Scanning.* 2014; **36**(4): 437–43.
109. Yum J, Cheung GS-P, Park J-K, Hur B, Kim H-C. Torsional strength and toughness of nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 2011; **37**(3): 382–6.
110. Wei X, Ling J, Jiang J, Huang X, Liu L. Modes of failure of ProTaper nickel-titanium rotary instruments after clinical use. *J Endod.* 2007; **33**(3): 276–9.

111. Spanaki-Voreadi AP, Kerezoudis NP, Zinelis & S. Failure mechanism of ProTaper Ni-Ti rotary instruments during clinical use: fractographic analysis. *Int Endod J.* 2006; **39**: 171–8.
112. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P, Kulkarni GK. Influence of rotational speed, torque and operator proficiency on failure of Greater Taper files. *Int Endod J.* 2002; **35**(1): 7–12.
113. Madarati AA, Watts DC, Qualtrough AJE. Opinions and attitudes of endodontists and general dental practitioners in the UK towards the intra-canal fracture of endodontic instruments. Part 2. *Int Endod J.* 2008; **41**(12): 1079–87.
114. Parashos P, Gordon I, Messer H. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod.* 2004; **30**(10): 722–5.
115. Mandel E, Adib-Yazdi M, Benhamou L-M, Lachkar T, Mesgouez C, Sobel M. Rotary Ni-Ti profile systems for preparing curved canals in resin blocks: influence of operator on instrument breakage. *Int Endod J.* 1999; **32**(6): 436–43.
116. Iqbal MK, Kohli MR, Kim JS. A retrospective clinical study of incidence of root canal instrument separation in an endodontics graduate program: A PennEndo database study. *J Endod.* 2006; **32**(11): 1048–52.
117. Ward J, Parashos P, Messer H. Evaluation of an ultrasonic technique to remove fractured rotary nickel-titanium endodontic instruments from root canals: an experimental study. *J Endod.* 2003; **29**(11): 756–63.
118. Hülsmann M, Schinkel I. Influence of several factors on the success or failure of removal of fractured instruments from the root canal. *Dent Traumatol.* 1999; **15**(6): 252–8.
119. Patino P, Biedma B, Liebana C, Cantatore G, Bahillo J. The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *J Endod.* 2005; **31**(2): 114–6.
120. Torabinejad M, Lemon R. Procedural accidents. İçinde Walton R- Torabinejad M, editor. *Principles and Practice of Endodontics*. 4th ed. Philadelphia, ABD: Saunders; 2009.
121. Wolcott J, Himel VT. Torsional properties of nickel-titanium versus stainless steel endodontic files. *J Endod.* 1997; **23**(4): 217–20,
122. Kazemi RB, Stenman E, Spångberg LSW. A comparison of stainless steel and nickel-titanium H-type instruments of identical design: torsional and bending tests. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2000; **90**(4): 500–6.

123. Lausmaa J. Mechanical, thermal, chemical and electrochemical surface treatment of titanium. İçinde: Brunette D, editor. *Titanium in Medicine: Materials Science, Surface Science, Engineering, Biological Responses and Medical Applications*. 1st ed. Berlin: Springer; 2001. pp. 8–247.
124. Sawaguchi TA, Kausträter G, Yawny A, Wagner M, Eggeler G. Crack initiation and propagation in 50,9 at. pct Ni-Ti pseudoelastic shape-memory wires in bending-rotation fatigue. *Metall Mater Trans A*. 2003; **34**(12): 2847–60,
125. Bonaccorso A, Tripi TR, Rondelli G, Condorelli GG, Cantatore G, Schäfer E. Pitting corrosion resistance of nickel–titanium rotary instruments with different surface treatments in seventeen percent ethylenediaminetetraacetic acid and sodium chloride solutions. *J Endod*. 2008; **34**(2): 208–11.
126. Borgula L. . Rotary nickel-titanium instrument fracture—an experimental and SEM-based analysis . [Melbourne]; 2005.
127. Ruddle CJ. Single-File Shaping Technique: Achieving a Gold Medal Result. *Dent Today*. 2016; **35**(1): 98, 100, 102–3.
128. Seto B, Nicholls J, Harrington G. Torsional properties of twisted and machined endodontic files. *J Endod*. 1990; **16**(8): 355–60.
129. Peters O. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod*. 2004; **30**(8): 559–67.
130. Shen Y, Cheung GS, Bian Z, Peng B. Comparison of defects in ProFile and ProTaper systems after clinical use. *J Endod*. 2006; **32**(1): 61–5.
131. Alapati S, Brantley W, Svec T, Powers J, Nusstein J, Daehn G. SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use. *J Endod*. 2005; **31**(1): 40–3.
132. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou & P. Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on ProFile failures. *Int Endod J*. 2001; **34**(1): 47-53
133. Himel VT, McSpadden JT. Instrument, materials and devices. İçinde Hargreaves K, editor *Pathways of the pulp*. 9th ed. St. Louis: Elsevier; 2006. pp. 238–89.
134. Madarati AA, Watts DC, Qualtrough AJE. Factors contributing to the separation of endodontic files. *Br Dent J*. 2008; **204**(5): 241–5.

135. Guilford W, Lemons J, Eleazer P. A Comparison of torque required to fracture rotary files with tips bound in simulated curved canal. *J Endod.* 2005; **31**(6): 468–70,
136. Martín B, Zelada G, Varela P, Bahillo JG, Magán F, Ahn S, et al. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J.* 2003; **36**(4): 262–6.
137. Zeleda G, Varela P, Martin B, Bahillo J, Magan F, Ahn S. The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2002; **28**(7):540–2.
138. 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.* 2006; **39**(9): 716–23.
139. Roland D, Andelin W, Browning D, Roberthsu G, Torabinejad M. The effect of preflaring on the rates of separation for 0,04 taper nickel titanium rotary instruments. *J Endod.* 2002; **28**(7): 543–5.
140. Berutti E, Negro A, Lendini M, Pasqualini D. Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments. *J Endod.* 2004; **30**(4): 228–30.
141. Walsch H. The hybrid concept of nickel–titanium rotary instrumentation. *Dent Clin North Am.* 2004; **48**(1): 183–202.
142. Li U, Lee B, Shin C, Lan W, Lin C. Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *J Endod.* 2002; **28**(6): 448–51.
143. Stokes OW, di Fiore PM, Barss JT, Koerber A, Gilbert JL, Lautenschlager EP. Corrosion in stainless-steel and nickel-titanium files. *J Endod.* 1999; **25**(1):17–20.
144. Darabara M, Bourithis L, Zinelis S, Papadimitriou GD. Susceptibility to localized corrosion of stainless steel and NiTi endodontic instruments in irrigating solutions. *Int Endod J.* 2004; **37**(10): 705–10,
145. Berutti E, Angelini E, Rigolone M, Migliaretti G, Pasqualini D. Influence of sodium hypochlorite on fracture properties and corrosion of ProTaper Rotary instruments. *Int Endod J.* 2006; **39**(9): 693–9.
146. Parashos P, Linsuwanont P, Messer HH. Effective cleaning protocols for rotary nickel-titanium files. *Aust Endodontic J.* 2003; **29**(1):23–4.

147. Schafer E, Drmeddent P-D, Lau R. Comparison of cutting efficiency and instrumentation of curved canals with nickel-titanium and stainless-steel instruments. *J Endod.* 1999; **25**(6): 427–30.
148. Haikel Y, Serfaty R, Wilson P, Speisser JM, Allemann C. Mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments and the effect of sodium hypochlorite treatment. *J Endod.* 1998; **24**(11): 731–5.
149. Ametrano G, D'Antò V, di Caprio MP, Simeone M, Rengo S, Spagnuolo G. Effects of sodium hypochlorite and ethylenediaminetetraacetic acid on rotary nickel-titanium instruments evaluated using atomic force microscopy. *Int Endod J.* 2011; **44**(3): 203–9.
150. Hilfer PB, Bergeron BE, Mayerchak MJ, Roberts HW, Jeansonne BG. Multiple autoclave cycle effects on cyclic fatigue of nickel-titanium rotary files produced by new manufacturing methods. *J Endod.* 2011; **37**(1): 72–4.
151. Rapisardaa E, Bonaccorsob A, Tripib TR, Condorellic GG. Effect of sterilization on the cutting efficiency of rotary nickel-titanium endodontic files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol and Endod.* 1999; **88**(3): 343–7.
152. Schafer E. Effect of sterilization on the cutting efficiency of PVD-coated nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J.* 2002; **35**(10): 867–72.
153. Viana ACD, Gonzalez BM, Buono VTL, Bahia MGA. Influence of sterilization on mechanical properties and fatigue resistance of nickel–titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J.* 2006; **39**(9): 709–15.
154. Mize SB, Clement DJ, Pruett JP, Carnes DL. Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1998; **24**(12): 843–7.
155. Silvaggio J, Hicks ML. Effect of heat sterilization on the torsional properties of rotary nickel-titanium endodontic files. *J Endod.* 1997; **23**(12): 731–4.
156. Serene TP, Serene TP, Adams JD, Saxena A. *Nickel-titanium instruments: Applications in endodontics*. 6th ed. St. Louis: Ishiyaku EuroAmerica; 1995.
157. ANSI/ADA Specification no. 101. Root Canal Instrument: General Requirements. Chicago, Illinois; 2010.
158. Bürklein S, Mathey D, Schäfer E. Shaping ability of ProTaper NEXT and BT-RaCe nickel-titanium instruments in severely curved root canals. *Int Endod J.* 2015; **48**(8): 774–81.

159. Sharma S, Kumar Tewari R, Kharade P, Kharade P. Comparative evaluation of the effect of manufacturing process on distortion of rotary ProFile and Twisted File: an in vitro SEM study. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2015; **9**(4): 216–20.
160. Ertas H, Capar I, Arslan H, Akan E. Comparison of cyclic fatigue resistance of original and counterfeit rotary instruments. *Biomed Eng Online*. 2014; **13**(1):67.
161. Rodrigues CS, Vieira VTL, Antunes HS, De-Deus G, Elias CN, Moreira E JL, et al. Mechanical characteristics of counterfeit Reciproc instruments: a call for attention. *Int Endod J*. 2018; **51**(5): 556–63.
162. Martins JNR, Nogueira Leal Silva EJ, Marques D, Ginjeira A, Braz Fernandes FM, de Deus G, et al. Influence of Kinematics on the Cyclic Fatigue Resistance of Replicallike and Original Brand Rotary Instruments. *J Endod*. 2020; **46**(8): 1136–43.
163. Zinelis S, Magnissalis E, Margelos J, Lambrianidis T. Clinical relevance of standardization of endodontic files dimensions according to the ISO 3630-1 specification. *J Endod*. 2002; **28**(5): 367–70,
164. Lask J, Walker M, Kulild J, Cunningham K, Shull P. Variability of the diameter and taper of size #30, 0,04 nickel-titanium rotary files. *J Endod*. 2006; **32**(12): 1171–3.
165. Baek S-H, Lee C-J, Versluis A, Kim B-M, Lee W, Kim H-C. Comparison of torsional stiffness of nickel-titanium rotary files with different geometric characteristics. *J Endod*. 2011; **37**(9): 1283–6.
166. Martins JNR, Silva EJNL, Marques D, Belladonna F, Simões-Carvalho M, Camacho E, et al. Comparison of design, metallurgy, mechanical performance and shaping ability of replica-like and counterfeit instruments of the ProTaper Next system. *Int Endod J*. 2021; **54**(5): 780–92.
167. ISO 3630-1 Dentistry - Endodontic - instruments - General requirements. the International Organization for Standardization. 2019.
168. Stenman E, Spångberg LSW. Root canal instruments are poorly standardized. *J Endod*. 1993; **19**(7): 327–34.
169. Hatch GW, Roberts S, Joyce AP, Runner R, McPherson JC. Comparative study of the variability of 0,06 tapered rotary endodontic files to current taper standards. *J Endod*. 2008; **34**(4): 463–5.

170. Islambasic M, Coelho MS, Pettiette MT, Tawil PZ. Nominal Size and Taper Analysis of Novel Metallurgy NiTi Files. *Eur Endod J*. 2016; **1**(1) 1-4.
171. Keskin C, Sivas Yilmaz Ö, Keleş A, Inan U. Comparison of cyclic fatigue resistance of Rotate instrument with reciprocating and continuous rotary nickel–titanium instruments at body temperature in relation to their transformation temperatures. *Clin Oral Investig*. 2021; **25**(1): 151–7.
172. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A Review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2009; **35**(11): 1469–76.
173. Lopes HP, Moreira EJJ, Nelson Elias C, Andriola de Almeida R, Neves MS. Cyclic fatigue of Protaper instruments. *J Endod*. 2007; **33**(1): 55–7.
174. Hülsmann M, Donnermeyer D, Schäfer E. A critical appraisal of studies on cyclic fatigue resistance of engine-driven endodontic instruments. *Int Endod J*. 2019; **52**(10): 1427–45.
175. Yao JH, Schwartz SA, Beeson TJ. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *J Endod*. 2006; **32**(1): 55–7.
176. De-Deus G, Leal Vieira VT, Nogueira da Silva EJ, Lopes H, Elias CN, Moreira EJ. Bending resistance and dynamic and static cyclic fatigue life of Reciproc and WaveOne large instruments. *J Endod*. 2014; **40**(4): 575–9.
177. Neelakantan P, Reddy P, Gutmann JL. Cyclic fatigue of two different single files with varying kinematics in a simulated double-curved canal. *J Investig Clin Dent*. 2016; **7**(3): 272–7.
178. Keleş A, Eymirli A, Uyanık O, Nagas E. Influence of static and dynamic cyclic fatigue tests on the lifespan of four reciprocating systems at different temperatures. *Int Endod J*. 2019; **52**(6): 880–6.
179. Ray JJ, Kirkpatrick TC, Rutledge RE. Cyclic fatigue of EndoSequence and K3 rotary files in a dynamic model. *J Endod*. 2007; **33**(12): 1469–72.
180. Uslu G, Özyürek T, İnan U. Comparison of cyclic fatigue resistance of ProGlider and One G glide path files. *J Endod*. 2016; **42**(10): 1555–8.
181. Wan J, Rasimick BJ, Musikant BL, Deutsch AS. A comparison of cyclic fatigue resistance in reciprocating and rotary nickel-titanium instruments. *Aust Endod J*. 2011; **37**(3): 122–7.

182. Yared GM, Dagher FEB, Machtou P. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use. *Int Endod J*. 2000; **33**(3): 204–7.
183. Barbosa FOG, da Cunha Ponciano Gomes JA, de Araújo MCP. Influence of previous angular deformation on flexural fatigue resistance of K3 nickel–titanium rotary instruments. *J Endod*. 2007; **33**(12): 1477–80.
184. Craveiro de Melo M, de Azevedo Bahia M, Lopes Buono V. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*. 2002; **28**(11): 765–9.
185. Ullmann C, Peters O. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2005; **31**(3): 183–6.
186. Uygun AD, Kol E, Topcu MKC, Seckin F, Ersoy I, Tanriver M. Variations in cyclic fatigue resistance among ProTaper Gold, ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels. *Int Endod J*. 2016; **49**(5): 494–9.
187. Huang X, Shen Y, Wei X, Haapasalo M. Fatigue resistance of nickel-titanium instruments exposed to high-concentration hypochlorite. *J Endod*. 2017; **43**(11): 1847–51.
188. Plotino G, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G. Cyclic fatigue of Reciproc and WaveOne reciprocating instruments. *Int Endod J*. 2012; **45**(7): 614–8.
189. Dosanjh A, Paurazas S, Askar M. The Effect of temperature on cyclic fatigue of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *J Endod*. 2017; **43**(5): 823–6.
190. Grande NM, Plotino G, Silla E, Pedullà E, DeDeus G, Gambarini G, et al. Environmental temperature drastically affects flexural fatigue resistance of nickel-titanium rotary files. *J Endod*. 2017; **43**(7): 1157–60.
191. Cardoso RM, Alves NCC, de Menezes SEAC, Batista SM, Vieira TM, Rocha GNE, et al. Influence of temperature on the cyclic fatigue of nickel-titanium instruments with different heat treatments on severely curved canals. *J Contemp Dent Pract*. 2019; **20**(6): 697–701.
192. Vieira TM, Alves NCC, de Andrade Silva S, de Almeida AC, Telles CTV, Albuquerque DS. Influence of temperature on the cyclic fatigue resistance of reciproc blue instruments. *J Contemp Dent Pract*. 2020; **21**(3): 277–9.
193. de Hemptinne F, Slaus G, Vandendael M, Jacquet W, de Moor RJ, Bottenberg P. In vivo intracanal temperature evolution during endodontic treatment after the injection of room temperature or preheated sodium hypochlorite. *J Endod*. 2015; **41**(7): 1112–5.

194. Plotino G, Cortese T, Grande NM, Leonardi DP, di Giorgio G, Testarelli L, ve ark. New Technologies to Improve Root Canal Disinfection. *Braz Dent J*. 2016; **27**(1): 3–8.
195. Pascon FM, Kantovitz KR, Sacramento PA, Nobre-dos-Santos M, Puppini-Rontani RM. Effect of sodium hypochlorite on dentine mechanical properties. A review. *J Dent*. 2009; **37**(12): 903–8.
196. Elnaghy AM, Elsaka SE. Effect of sodium hypochlorite and saline on cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold and Reciproc reciprocating instruments. *Int Endod J*. 2017; **50**(10): 991–8.
197. Alfawaz H, Alqedairi A, Alsharekh H, Almuzaini E, Alzahrani S, Jamleh A. Effects of sodium hypochlorite concentration and temperature on the cyclic fatigue resistance of heat-treated nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2018; **44**(10): 1563–6.
198. De-Deus G, Moreira EJJ, Lopes HP, Elias CN. Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *Int Endod J*. 2010; **43**(12): 1063–8.
199. Gavini G, Caldeira CL, Akisue E, Candeiro GT de M, Kawakami DAS. Resistance to flexural fatigue of Reciproc R25 files under continuous rotation and reciprocating movement. *J Endod*. 2012; **38**(5): 684–7.
200. Pedullà E, Grande NM, Plotino G, Gambarini G, Rapisarda E. Influence of continuous or reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of 4 different nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2013; **39**(2): 258–61.
201. Rubio J, Zarzosa JJ, Pallarés A. A Comparative Study of Cyclic Fatigue of 10 Different Types of Endodontic Instruments: an in Vitro Study. *Acta Stomatol Croat*. 2019; **53**(1): 28–36.
202. Alqahtani S, Al-Omari M, Olarinmoye AO, Alrahlah A. Flexural Fatigue of Unicore, Navigator Evo and Protaper Next Files in Reciprocate and Continuous Rotary Systems in Simulated Curved Canals—An In Vitro Study. *Metals*. 2019 ; **10**(1): 23.
203. Aminsobhani M, Meraji N, Sadri E. Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of Five Nickel Titanium Rotary File Systems with Different Manufacturing Techniques. *Journal of Dental Medicine - Tehran* [Internet]. 2015; 12(9), www.jdt.tums.ac.ir.
204. Lopes HP, Elias CN, Amaral G, Vieira VTL, Moreira EJJ, Mangelli M, ve ark. Torsional properties of pathfinding instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2011; **112**(5): 667–70.

205. Gambarini G, Testarelli L, Milana V, Pecci R, Bedini R, Pongione G, et al. Angular deflection of rotary nickel titanium files: a comparative study. *Ann Ist Super Sanità*. 2009; **45**(4): 423-6.
206. Kim H-C, Kwak S-W, Cheung GS-P, Ko D-H, Chung S-M, Lee W. Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc versus WaveOne. *J Endod*. 2012; **38**(4): 541-4.
207. Grande NM, Mohamed H, Ahmed A, Cohen S. The reciprocating movement in endodontics Le traitement chirurgical des lésions carieuses View project Regeneration project View project. *Endodontic Practice* [Internet]. 2016. <https://www.researchgate.net/publication/293820458>.
208. Turpin Y, Chagneau F, Vulcain J. Impact of two theoretical cross-sections on torsional and bending stresses of nickel-titanium root canal instrument models. *J Endod*. 2000; **26**(7): 414-7.
209. Elnaghy AM, Elsaka SE. Torsional resistance of XP-endo Shaper at body temperature compared with several nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J*. 2018; **51**(5): 572-6.
210. İnan U, Keskin C. Torsional resistance of ProGlider, Hyflex EDM, and One G glide path instruments. *J Endod*. 2019; **45**(10): 1253-7.
211. Elnaghy AM, Elsaka SE. Torsion and bending properties of OneShape and WaveOne instruments. *J Endod*. 2015; **41**(4): 544-7.
212. Ninan E, Berzins DW. Torsion and bending properties of shape memory and superelastic nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2013; **39**(1): 101-4.

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

ORJİNAL VE BENZER ÜRETİMLİ FARKLI NİKELTİTANYUM ENSTRÜMANLARIN STANDARDİZASYON VE MEKANİK DİRENÇ YÖNÜNDEN KARŞILAŞTIRILMASI

ORJİNALLIK RAPORU

% 6	% 5	% 2	%
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	nek.istanbul.edu.tr:4444 İnternet Kaynağı	% 1
2	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	% 1
3	www.istanbulsaglik.gov.tr İnternet Kaynağı	<% 1
4	www.docstoc.com İnternet Kaynağı	<% 1
5	dergipark.org.tr İnternet Kaynağı	<% 1
6	istanbulsaglik.gov.tr İnternet Kaynağı	<% 1
7	www.scielo.br İnternet Kaynağı	<% 1
8	docs.neu.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1

9lib.net