

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

(DOKTORA TEZİ)

**FARKLI REHBER YOL EĞE SİSTEMLERİNİN
RESİPROKAL VE ROTASYONAL Nİ-Tİ TEK EĞE
SİSTEMLERİNİN DÖNGÜSEL YORGUNLUKLARI
ÜZERİNE ETKİLERİ**

BULUT HAKAN ŞAHİN

**DANIŞMAN
PROF. DR. HAKAN ÖZBAŞ**

**ENDODONTİ ANABİLİM DALI
DOKTORA PROGRAMI**

İSTANBUL-2020

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Bulut Hakan Şahin

İTHAF

Aileme ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca desteğini ve ilgisini esirgemeyen değerli hocam ***Prof. Dr. Hakan ÖZBAŞ'a;***

Doktora eğitiminde emeği geçen başta İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı Başkan'ım olmak üzere tüm değerli hocalarıma ve tüm çalışma arkadaşlarıma;

Bu süreçte benden desteklerini esirgemeyen arkadaşlarım ***Gizem GÜDER*** ve ***Zinde GÜDER'e;***

Doktora sürecimin başından sonuna kadar yanımda olan ve tüm zorlukları beraber yaşadığımız sevgili arkadaşlarım ***Alp SİRMAN, Ayşenur ÖZTÜRK, Meryem Rana YETİŞKUL, Osman ÜNLÜ, Pelin BOZBULUT, Rüya ULUÖZ'e;***

Tez sürecimin her aşamasında yanımda olan İlkin ***ŞEMİ*** ve Alp ***BOYANA'ya;***

Doktora eğitim boyunca yol arkadaşım olan Uğur ***AKSOY'a;***

Hayatım boyunca benden sevgi ve desteklerini esirgemeyen sevgili annem Ayşe Demet ***ŞAHİN***, babam Metin Vedat ***ŞAHİN*** ve kardeşim Burak Kaan ***ŞAHİN'e;***

Hep yanımda olan, benden desteğini hiç esirgemeyen ve karşıma çıkan tüm zorlukları aşmamı sağlayan sevgili eşim Pelin ***SARP ŞAHİN'e*** sonsuz teşekkür ederim.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 31217

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN	İİİ
İTHAF	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ	İX
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	XİX
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	Xİİİ
ÖZET.....	XİVİİ
ABSTRACT.....	XVİİ
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1.Endodontik Tedavide Biomekanik Preperasyon.....	3
2.1.1.Kök Kanal Preperasyon Yöntemleri	4
2.1.2.Kök Kanal Preperasyonunda Kullanılan Aletler ve Tarihsel Gelişimi.....	4
2.2.Nikel-Titanyum Alaşımlar.....	5
2.2.1.Kök Kanal Preperasyonunda Kullanılan Ni-Ti Eğeler.....	10
2.2.2.Ni-Ti Eğelerin Tasarım ve Yapısal Özellikleri.....	10
2.2.3.Ni-Ti Döner Eğe Sistemlerinin Gelişimi.....	11
2.2.3.1.Birinci Nesil Ni-Ti Döner Eğe Sistemleri.....	12
2.2.3.2.İkinci Nesil Ni-Ti Döner Eğe Sistemleri.....	12
2.2.3.3.Üçüncü Nesil Ni-Ti Döner Eğe Sistemleri.....	13
2.2.3.4.Dördüncü Nesil Ni-Ti Döner Eğe Sistemleri.....	15
2.2.3.5.Beşinci Nesil Ni-Ti Döner Eğe Sistemleri.....	16
2.2.4.Çalışmamızda Kullanılan Ni-Ti Döner Alet Sistemleri.....	17
2.2.4.1.Reciproc.....	17
2.2.4.2.One Shape.....	19
2.3.Kök Kanal Preperasyonu Sırasında Meydana Gelen Komplikasyonlar	20
2.3.1.Alet Kırıkları.....	21
2.3.1.1.Alet Kırıklarına Neden Olan Faktörler.....	21

2.3.1.1.1.Hekime Bağlı Faktörler.....	21
2.3.1.1.2.Kanal Aletlerine Bağlı Faktörler.....	22
2.3.1.1.3.Anatomik Faktörler.....	23
2.3.1.2.Kök Kanalı Eğim Ölçüm Yöntemleri.....	24
2.3.1.3.Aletlerin Kırılma Mekanizmaları.....	26
2.3.1.4.Yorgunluk Testleri ve Çeşitleri.....	27
2.4.Rehber Yol (Glide Path).....	29
2.4.1.Rehber Yol Oluşturma Yöntemleri.....	29
2.4.1.1.K Tipi El Aletleri ile Rehber Yol Hazırlanması.....	29
2.4.1.2.Resiprokal Hareket Yapan Döner Başlıkları ile Kullanılan Özel Üretilmiş K Tipi El Aletleri ile Rehber Yol Hazırlanması.....	30
2.4.1.3.Ni-Ti Döner Eğeler ile Rehber Yol Hazırlanması.....	31
2.4.2.Ni-Ti Rehber Yol Döner Alet Sistemleri.....	31
2.4.2.1.PathFile.....	31
2.4.2.2.Scout Race.....	32
2.4.2.3.G Files.....	32
2.4.2.4.HyFlex GPF.....	33
2.4.2.5.HyFlex EDM GP.....	33
2.4.2.6.WaveOne Gold Glider.....	34
2.4.2.7.Edge Glidepath.....	34
2.4.3.Çalışmamızda Kullanılan Ni-Ti Rehber Yol Döner Alet Sistemleri.....	35
2.4.3.1.ProGlider.....	35
2.4.3.2.One G.....	36
2.4.3.3.R-Pilot.....	37
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	38
3.1.Gereç.....	38
3.2.Yöntem.....	38
3.2.1.Çalışmada Kullanılan Çekilmiş Dişlerin Hazırlığı.....	38
3.2.2.Grupların Oluşturulması.....	39
3.2.3.Çekilmiş Dişler Üzerinde Şekillendirme İşlemlerinin Yapılması.....	40
3.2.4.Metal Yorgunluğu Testi.....	41
3.2.5.Elde Edilen Bulguların Değerlendirilmesi.....	43
3.2.6.İstatistiksel Analiz.....	43

4. BULGULAR.....	44
4.1.Deneylerde Graplardan Elde Edilen Veriler.....	44
4.2.Gruplar Arası Karşılaştırmalar.....	45
4.2.1.Grupların Kendi İçlerinde Kırılma Sürelerinin Saniye Cinsinden Karşılaştırılmaları (Kruskal Wallis).....	45
4.2.2.Grupların Birbirleri Arasında Kırılma Sürelerinin Saniye Cinsinden Karşılaştırılmaları (Mann Whitney U).....	48
4.2.3.Grupların Kendi İçlerinde Kırılmaya Kadar Geçen Süredeki Dönüş Sayılarına Göre Karşılaştırılmaları (Kruskal Wallis).....	49
4.2.4.Grupların Birbirleri Arasında Kırılmaya Kadar Geçen Süredeki Dönüş Sayılarına Göre Karşılaştırılmaları (Mann Whitney U).....	51
5. TARTIŞMA	53
KAYNAKLAR	71
ETİK KURUL KARARI	82
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI	86
ÖZGEÇMİŞ	87

TABLolar LİSTESİ

Tablo 1: Ni-Ti döner alet eğelerinin döngüsel yorgunluk direnci testi sonucu saniye cinsinden kırılma süreleri

Tablo 2: Ni-Ti döner alet eğelerinin döngüsel yorgunluk direnci testi sonucu NCF değerleri

Tablo 3: Farklı rehber yol Ni-Ti döner alet sistemlerinden sonra kullanılan Reciproc eğelerin kırılma sürelerinin saniye cinsinden karşılaştırılması

Tablo 4: Reciproc ege grupları arasında yapılan istatistiksel analiz sonucu elde edilen p değerleri

Tablo 5: Kruskal Wallis testi ile Reciproc gruplarının kendi aralarında istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 6: Farklı rehber yol Ni-Ti döner alet sistemlerinden sonra kullanılan One Shape eğelerin kırılma sürelerinin saniye cinsinden karşılaştırılması

Tablo 7: One Shape ege grupları arasında yapılan istatistiksel analiz sonucu elde edilen p değerleri

Tablo 8: Kruskal Wallis testi ile One Shape gruplarının kendi aralarında istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 9: Reciproc ve One Shape gruplarının kırılma sürelerinin saniye cinsinden karşılaştırılması

Tablo 10: Farklı rehber yol Ni-Ti döner alet sistemlerinden sonra kullanılan Reciproc eğelerinin NCF karşılaştırmaları

Tablo 11: Reciproc ege grupları arasında yapılan istatistiksel analiz sonucu elde edilen p değerleri

Tablo 12: Farklı rehber yol Ni-Ti döner alet sistemlerinden sonra kullanılan One Shape eğelerinin NCF karşılaştırmaları

Tablo 13: One Shape ege grupları arasında yapılan istatistiksel analiz sonucu elde edilen p değerleri

Tablo 14: Reciproc ve One Shape gruplarının döngüsel yorgunluk dirençlerinin NCF cinsinden karşılaştırılması



ŞEKİLLER LİSTESİ

- Şekil 1: Paslanmaz çelik ve Ni-Ti alaşımların süperelastiklik özellikleri
- Şekil 2: Ni-Ti alaşımların şekil hafızası ve faz dönüşümleri
- Şekil 3: Faz değişiminin sıcaklık ile ilişkisi
- Şekil 4: Profile ve LightSpeed döner eğe sistemleri
- Şekil 5: ProTaper universal ve BioRace sistemleri
- Şekil 6: CM telinden üretilen Hy-Flex sisteminde deformasyon
- Şekil 7: Reciproc Ni-Ti döner alet sistemi
- Şekil 8: Reciproc Ni-Ti döner eğe sisteminin apikal ucunun ve kesitinin elektron mikroskop görüntüsü
- Şekil 9: One Shape Ni-Ti döner alet eğe sistemi
- Şekil 10: One Shape Ni-Ti döner alet sisteminin asimetrik kesimi
- Şekil 11: Straight- line Access
- Şekil 12: Schneider ve Weine kök kanal eğimi ölçüm yöntemleri
- Şekil 13: Döner aletler üzerinde oluşan sıkışma ve gerilme kuvvetleri
- Şekil 14: PathFile rehber yol Ni-Ti döner alet sistemi eğeleri
- Şekil 15: ScoutRace rehber yol döner eğe sistemi
- Şekil 16: G Files rehber yol döner alet sistemi
- Şekil 17: HyFlex GPF rehber yol döner alet sistemi
- Şekil 18: HyFlex EDM GP rehber yol döner alet sistemi
- Şekil 19: Wave One Gold Glider rehber yol döner alet sistemi
- Şekil 20: Edge Glidepath rehber yol döner alet sistemi
- Şekil 21: ProGlider rehber yol Ni-Ti döner eğesi
- Şekil 22: One-G rehber yol döner eğe sistemi
- Şekil 23: One-G rehber yol eğe sisteminin uç kesiti
- Şekil 24: R-Pilot rehber yol döner eğe sistemi
- Şekil 25: R-Pilot rehber yol döner eğe sisteminin kesiti
- Şekil 26: Çalışmada kullanılan dişlerin akrilik blok içerisinde konumlandırılışı
- Şekil 27: Çalışmada kullanılan akrilik bloklara gömülmüş örnekler

Şekil 28: Oluşrulan deney düzeneği ve deney aşamasında kullanılan tork kontrollü endodontik motor

Şekil 29: Oluşturulan deney düzeneği

Şekil 30: Döngüsel yorgunluk testi sırasında eğelerin yapay kanallardan çıkmasını engellemek amacıyla metal blok üzerine sabitlenen cam parça



SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

Ni-Ti: Nikel titanyum

%: Yüzde

SE: Süperelastiklik

SM: Şekil hafızası

As: Östenit başlangıç sıcaklığı

Af: Östenit bitiş sıcaklığı

⁰: Derece

CM: Control memory

TF: Twisted Files

SAF: Self-adjusting file

EDM: Electrical discharge machining

Rpm: Rotation per minute – dakikadaki devir sayısı

N/cm: Newton / santimetre

mm: milimetre

NCF: Number of cycles of fracture – kırılmaya kadar geçen süredeki dönüş sayısı

RC: Reciproc

OS: One Shape

RP: R-Pilot

OG: One G

PG: ProGlider

KF: K-file

ADA: American Dental Association – Amerikan Dişhekimleri Birliği

GP: Glidepath – rehber yol

ÖZET

Şahin, B.H. (2020) Farklı rehber yol eğe sistemlerinin resiprokal ve rotasyonel Ni-Ti tek eğe sistemlerinin döngüsel yorgunlukları üzerine etkileri. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Endodonti ABD. Doktora Tezi. İstanbul.

Kök kanal şekillendirmesi öncesinde rehber yol hazırlanabilmesi için günümüzde birçok Ni-Ti rehber yol döner alet sistemi mevcuttur. Bu çalışmada; K tipi el aleti, R-Pilot (VDW, Almanya), One G (Micro Mega, Fransa) ve ProGlider (Dentsply, Almanya) ile şekillendirme öncesi rehber yol hazırlanmasının, Reciproc (VDW, Almanya) ve One Shape (Micro Mega, Fransa) sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençlerine olan etkilerinin incelenmesi amaçlanmıştır. Çalışmamızda toplam 8 grupta 96 adet alt çene birinci büyük azı dişi kullanılmıştır (n=12). Her grupta öncelikle rehber yol hazırlanmış ve ardından kök kanal sistemi şekillendirilmiştir. Şekillendirme işleminin ardından kullanılan Reciproc ve One Shape eğeleri döngüsel yorgunluk direnci testine tabi tutulmuş ve eğelerin kırılma süreleri ve kırılana kadar yaptıkları tur sayıları (NCF) elde edilmiştir. Verilerin istatistiksel analizinde Kruskal Wallis testi ve Mann Whitney U testi kullanılmıştır.

Çalışmamızın sonuçlarını inceleyecek olursak; hangi rehber yol sistemi kullanılırsa kullanılsın m-wire alaşımdan üretilmiş Reciproc sisteminin döngüsel yorgunluk direnci geleneksel Ni-Ti alaşımdan üretilen One Shape sisteminin döngüsel yorgunluk direncine göre çok ileri derecede anlamlı olarak yüksek bulunmuştur ($p<0,001$). Bunun yanında ISO #15 K tipi el aleti ile rehber yol hazırlığı yapılan dişlerde kullanılan Reciproc ve One Shape sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençleri Ni-Ti rehber yol döner alet tek eğe sistemlerine göre daha düşük bulunmuştur ($p<0,001$). Ayrıca elde ettiğimiz bulgulara; Reciproc sisteminin kullanıldığı gruplarda her üç Ni-Ti rehber yol döner alet sistemi arasında döngüsel yorgunluk direncine etki açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p > 0,05$). One Shape sisteminin kullanıldığı gruplarda ise R-pilot sisteminin ardından kullanılan One Shape eğelerinin döngüsel yorgunluk direnci One G ve ProGlider sistemlerine göre istatistiksel açıdan ileri derecede anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p < 0,001$).

Anahtar Kelimeler: Tek eğe sistemleri, rehber yol, döngüsel yorgunluk direnci, resiprokal hareket, nikel titanyum

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 31217

ABSTRACT

Sahin, B.H. (2020). The effects of different glide path file systems on cyclic fatigue of reciprocal and rotational Ni-Ti single file systems. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Endodontics. Doctoral Thesis. İstanbul.

There are many Ni-Ti glide path systems available today to prepare a glide path before root canal shaping. The aim of this study is compare the effects of glide path preparation with K-type handpiece, R-Pilot (VDW, Germany), One G (Micro Mega, France) and ProGlider (Dentsply, Germany); on cyclic fatigue resistance Reciproc (VDW, Germany) and One Shape (Micro Mega, France) systems. In our study, 96 mandibular first molar teeth were used in 8 groups ($n = 12$). In each group, firstly a glide path was prepared and then the root canal system was shaped. Reciproc and One Shape files used after the shaping process were subjected to cyclic fatigue resistance test and the breaking time and the number of turns until fracture (NCF) of the files were obtained. Kruskal Wallis test and Mann Whitney U test were used in the statistical analysis of the data.

If we examine the results of our study; Regardless of the glide path system used, the cyclic fatigue resistance of the Reciproc system made of m-wire alloy was found to be significantly greater than the cyclic fatigue resistance of the One Shape system produced from traditional Ni-Ti alloy ($p < 0.001$). In addition, the cyclic fatigue resistance of the Reciproc and One Shape systems used in the teeth prepared with the ISO # 15 K type hand tool was found to be significantly lower than the Ni-Ti guide track rotary tool single file systems ($p < 0.001$). In addition, in the findings we obtained; In the groups in which the reciproc system was used, no statistically significant difference was found between all three Ni-Ti glide path systems in terms of the effect on cyclic fatigue resistance ($p > 0.05$). In the groups where the One Shape system was used, the cyclic fatigue resistance of the One Shape files used after the R-pilot system was found to be statistically significantly lower than the One G and ProGlider systems ($p < 0.001$).

Key Words: Single file systems, glide path, cyclic fatigue resistance, resiprocation, nickel titanium

The present work was supported by the Research Fund of İstanbul University. Project No. 31217

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Kök kanal tedavisi; diş pulpası ve periapikal dokularda farklı sebeplerden dolayı oluşan patolojilerin tedavi edilmesi esasına dayanarak dişlerin fonksiyonel ve estetik açıdan korunmasını amaçlayan bir tedavidir (Torabinejad 2011 p. 9). Ancak tedavinin başarısını etkileyen çok sayıda farklı etken bulunmaktadır. Kök kanallarının biomekanik preparasyonu, tedavi esnasında kullanılan materyaller, kök kanallarının doldurulması ve ilgili dişe yapılacak restorasyon bu etkenlerden bazılarıdır (Peters 2004). Biomekanik preparasyon tanımı; kök kanal sisteminin hem mekanik olarak şekillendirilmesi hem de bu esnada kimyasal olarak temizlenmesi amacıyla yıkama ve dezenfeksiyon işlemlerini kapsar. Bu nedenle bu işleme “kemo-mekanik preparasyon” olarak tanımlama da yapılabilir (Schilder 1974). Bu işlemdeki bir diğer hedef mikroorganizmaların uzaklaştırılması sırasında orijinal kanal formunun korunması ve preparasyon sonrası kanalın hermetik olarak doldurulmasıdır (Weine ve ark. 1975). Her işlemde olduğu gibi endodontik tedavilerde de komplikasyon riski mevcuttur. Özellikle mekanik preparasyon aşamasında basamak oluşumu, strip perforasyonlar, transportasyon, zip oluşumu ve alet kırılması gibi komplikasyonlar görülebilmektedir (Young ve ark. 2007).

Özellikle eğri kök kanallarında endodontik tedavi sırasında oluşan bu komplikasyonları azaltabilmek amacıyla kullanılan materyallerde yıllar içerisinde büyük gelişmeler sağlanmış ve son yıllarda daha esnek olan nikel titanyum (Ni-Ti) eğelerin kullanımı artmaya başlamıştır (Walia ve ark. 1988). Süperelastiklik adı verilen bu esnekliğe rağmen kullanılan aletlerin üzerine gelen baskı ve gerilme kuvvetleri nedeniyle Ni-Ti eğeler de kanal içerisinde yine de kırılabilmektedir (Thompson 2000). Bu istenmeyen komplikasyon; kök kanal anatomisi, kanal eğimi ve açısı, eğenin dönme hızı, eğenin torku, kullanım sayısı, kullanılan teknik ve hekimin deneyim seviyesi gibi birden fazla sebepten dolayı oluşabilmektedir (Pruett ve ark. 1997). Rehber yol hazırlığı ile bu komplikasyonun önüne geçilebilmesi amaçlanmaktadır. Rehber yol; Ni-Ti döner alet sistemleri üzerinde oluşan torsiyonel kuvvetlerin azaltılarak kırılma riskinin en aza indirgenmesini ve preparasyon esnasında kullanılacak enstrümanlara rahat bir yol hazırlanarak transportasyon veya zip oluşumu gibi komplikasyonların engellenmesini sağlamaktadır (Berutti ve ark. 2004; Patino ve ark. 2005).

Kök kanal biomekanik preperasyonunda kullanılan aletlerin gelişimine paralel olarak rehber yol hazırlanmasında kullanılan aletlerde de birtakım yenilikler gözlenmektedir.

Çalışmamızın amacı; son yıllarda klinik kullanıma giren yeni jenerasyon rehber yol döner eğe sistemleri kullanılarak resiprokal ve rotasyonel sistemle çalışan farklı iki Ni-Ti döner alet tek eğe sisteminin döngüsel yorgunluk direçlerinin incelenmesi ve yapılan rehber yol hazırlığının alet kırılması üzerindeki etkisinin değerlendirilmesidir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1 Endodontik Tedavide Biomekanik Preperasyon

Endodontik tedavinin temel amacı, kök kanal sistemi içerisinde tam bir temizlik ve dezenfeksiyon sağlanması ardından şekillendirilen boşluğun hermetik olarak doldurulmasıdır (Glickman ve Gutmann 1992, Torabinejad 2011). Kemomekanik preparasyon; mekanik şekillendirme yanında kimyasal irrigasyon ve dezenfeksiyon işlemlerini kapsamaktadır. Hem mekanik olarak yapılan şekillendirme işleminin hem de solüsyonlar yardımıyla yapılan irrigasyon işleminin tek başlarına kök kanal sisteminin tam olarak temizlenebilmesini sağlayamamaları sebebiyle bu işlem kemomekanik preparasyon olarak adlandırılır (Çalışkan 2014 p.316).

Schilder ideal bir preparasyon için dikkat edilmesi gereken prensiplerin olduğu bir bildirge yayınlamıştır (Schilder 1974). Schilder'e göre ideal bir kök kanal preparasyonu için;

- Kök kanalı şekillendirilmesi kuranalden apikale doğru daralacak şekilde konik bir formda olmalıdır,
- Oluşturulan konik formun en dar yeri apikal foramende yer almalıdır,
- Şekillendirme işlemi sırasında apikal foramene zarar verilmemelidir,
- Kök kanalının şekli ve eğimi korunmalıdır,
- Kemomekanik preparasyon apikal foramene kadar yapılmalı ve bu sınırı aşmamalıdır,
- Kök kanal şekillendirmesi sırasında kök kanal sistemi içerisinde apikal bölgeye doğru debris, pulpa artığı veya irrigasyon solüsyonları gibi maddeler taşırılmamalıdır,
- Kemomekanik preparasyon sırasında pulpa dokusu veya nekrotik doku kök kanal sisteminden tamamen uzaklaştırılarak tam dezenfeksiyon sağlanmalıdır,
- Kemomekanik preparasyon mümkün olduğunca ilk seansta bitirilmeye çalışılmalıdır.

Bu prensiplerin ortak noktası orijinal kanal formunun her zaman korunmaya çalışılmasıdır.

Kök kanal şekillendirilmesi için günümüze kadar kullanılmış ve hala kullanılan birçok farklı yöntem bulunmaktadır. Bu yöntemler, preparasyonun yönüne göre apikal bölgeden kuronale doğru yapılan preparasyonlar ve kuronal bölgeden apikale doğru yapılan preparasyonlar olarak sınıflanabilmektedirler.

2.1.1 Kök Kanal Preperasyon Yöntemleri

Kök kanal preparasyon yöntemlerini kısaca incelemek gerekirse kuronalden apikale ve apikalden kuronale doğru yapılan preparasyon işlemleri olarak ikiye ayrılabilir (Alaçam 2012). Apikalden kuronale doğru yapılan kök kanal preparasyonları; küçük apikal çapa sahip eğelerle şekillendirme işlemine başlanarak kuronal bölgeye doğru kullanılan kanal aletlerinin apikal çaplarının artmasını esas alır (Weine ve ark. 1975, Walton 1992). Bu tür kök kanal preparasyon yöntemleri; standardize preparasyon yöntemi, step back preparasyon yöntemi ve balanced force preparasyon yöntemi ve bunların modifikasyonlarıdır.

Kuronalde apikale doğru yapılan kök kanal şekillendirmelerinde ise genel prensipler ilk önce kök kanal sisteminin kuronal kısmının şekillendirilerek enfekte doku artıklarının apikal bölgeye geçişini azaltmak ve apikal bölgenin şekillendirmesinde kullanılacak olan kök kanal aletlerinin üzerlerinde biriken stres yükünü azaltmaktır (Morgan ve Montgomery 1984). Bu tür şekillendirme yöntemleri genellikle Ni-Ti döner alet sistemleri ile birlikte kullanılmaktadır. Bu tür preparasyon yöntemleri; step down preparasyon yöntemi, double-flare preparasyon yöntemi ve crown down basınçsız yöntemi ve bunların modifikasyonlarıdır.

2.1.2. Kök kanal preperasyonunda kullanılan aletler ve tarihsel gelişimi

Kök kanal tedavisi sırasında kullanılan aletlerde yıllar içerisinde birçok gelişim gözlenmektedir. Üretilen ilk aletlerde karbon çelik alaşımlar tercih edilirken günümüzde artık Ni-ti alaşımlar yaygın olarak kullanılmaktadır. Karbon çelik alaşımdan üretilen aletler; kesme etkinliklerinin istenilen düzeyde olmaması, kırılma olmaları ve kök kanal anatomisine uyum sağlayabilen bir elastikiyete sahip olmamaları nedeniyle yerlerini paslanmaz çelik alaşımlara bırakmışlardır. Paslanmaz çelik alaşımdan üretilen eğeler

uzun yıllar endodontik tedavilerde mekanik temizlik için kullanılan temel malzemeler olmuşturlardır (Güneş ve Yeter 2018). Genel olarak reamerlar, K-tipi eğeler ve headström eğeler olmak üzere üç temel grupta incelenebilirler. Reamerlar ve K-tipi eğeler düz bir telin burkulması ile elde edilirler. Aralarındaki fark reamerların üçgen, K-tipi eğelerin ise kare kesitlere sahip tellerden üretilmeleridir. Bu kesit farkı üretilen el aletlerinin kullanım şekillerini etkilemektedir (Bayırlı 1998 p.196). Headström eğeler ise reamerlar ve K-tipi eğelerden farklı olarak yuvarlak kesite sahip tellerin tornalama işlemi görmeleri sonucunda elde edilirler. Eğelerin elde edilme yöntemlerindeki farklılıklar, ege üzerindeki kesici kenarların eğenin uzun aksıyla yaptığı açıyı etkilemektedir. Rake açısı adı verilen bu açı eğelerin kullanım şeklini belirleyen önemli etkenlerden bir tanesidir. Reamerlar ve k-tipi eğeler headström eğelere göre daha küçük kesme açlarına sahiptirler. Bu gruplarda bulunan eğeler kanal içerisinde döndürülerek veya saat kurma hareketi ile kullanılırlar. Daha yüksek kesme açısına sahip headströmler ise kanal içerisinde ileri geri kazıma hareketi yapılarak kullanılırlar (Çalışkan 2014 p.281).

Tüm bu özelliklerine rağmen paslanmaz çelik aletlerin bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Özellikle eğimli kanallarda zip oluşumu, perforasyon ve transportasyon oluşturma riskleri fazladır (Güneş ve Yeter 2018). Bu olumsuzlukların giderilebilmesi için paslanmaz çelik eğelerin alaşımlarında veya geometrik şekilleri gibi bazı özelliklerinde değişiklikler yapılmıştır. Ancak yapılan bu değişikliklerin etkileri sınırlı kalmıştır. Daha sonraki yıllarda elastiklik kabiliyeti daha yüksek olan nikel titanyum (Ni-Ti) eğelerin gelişimiyle bu problemler daha az seviyelere indirilmeye çalışılmıştır (Yaman 2002).

2.2. Nikel-titanyum alaşımlar

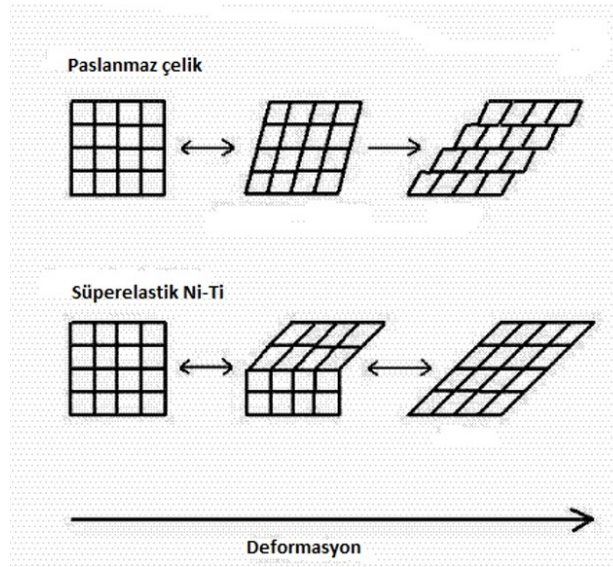
Nikel titanyum (Ni-Ti) alaşımı 1961 yılında, Amerika Birleşik Devletlerinde uzay araştırmaları esnasında bulunmuştur. Alaşımın esas adı “nitinol” olarak geçmektedir. “Nitinol” adı; alaşımın içerisinde bulunan nikel ve titanyum elementlerinin isimlerinin ilk hecelerinden ve materyalin keşfedildiği laboratuvar olan “Naval Ordinance Laboratory”nin ilk harflerinden türetilmiştir (Yared ve ark. 2000).

Ni-Ti alaşımlar diş hekimliğinde günümüzde en sık ortodontik teller ve endodontik aletlerin yapımında kullanılmaktadır. Endodontik aletlerde Ni-Ti ilk kez 1988 senesinde Walia ve arkadaşları tarafından kullanılmıştır. Yaptıkları çalışmada 15

numaralı bir el eğesini Ni-Ti alaşımdan üretmişler ve bu alaşımla üretilen aletlerin paslanmaz elik aletlere göre daha esnek ve dayanıklı olduklarını bulmuşlardır (Walia ve ark. 1988).

Ni-Ti alaşımları farklı atom oranları ile görülebilmektedirler. Ancak diş hekimliği alanında kullanılan Ni-Ti alaşımları genellikle %55 nikel ve % 45 titanyum elementlerinin atomlarını içermektedir (Thompson 2000). Bu oranlarda atomlara sahip olan alaşımlara 55-nitinol adı verilmektedir. Alaşımın içerisindeki nikel oranı arttıa Ni-Ti'nin elastik özellikleri azalmaktadır. Nikel oranı daha yüksek olan 60- nitinol bu nedenle endodonti alanında genellikle kullanılmamaktadır (Thompson 2000).

Ni-Ti alaşımlar bir çok önemli artıya sahip olduklarından endodontide kullanım oranları her geçen gün artmıştır. Bu artılardan en önemlileri; Ni-Ti alaşımların süperelastiklik (SE) ve şekil hafızası (SM) zelliklerine sahip olmaları, biyouyumlu materyaller olmaları ve korozyona karşı dirençli olmalarıdır. Ni-Ti alaşımlar sıcaklıkları düşürülerek kolayca şekil verilebilir veya deforme edilebilir materyallerdir. Ancak sıcaklığın tekrardan yükseltilmesi sonucu alaşım deformasyon öncesi haline dönebilmektedir. Bu değişim, Ni-Ti alaşımların şekil hafızasına sahip olmaları sayesinde gerçekleşebilmektedir (Otsuka ve Wayman 1998). şekil hafızası, materyalin termal ve mekanik etkenlere karşı gösterdiği bir özelliktir. Ancak Ni-Ti alaşımlar termal bir değişim olmadan mekanik olarak üzerlerine bir kuvvet uygulandığında da deformasyon gösterebilmektedirler. Uygulanan kuvvetin ortadan kalkması sonucu alaşımın deformasyon öncesi haline dönmesine ise süperelastiklik denmektedir (Miyazaki ve ark. 1989). Ni-Ti alaşımlar süperelastiklik özellikleri sayesinde %8'e kadar şekil değiştirebilirler ancak bu oran paslanmaz elik materyallerde %1 civarında kalmaktadır.

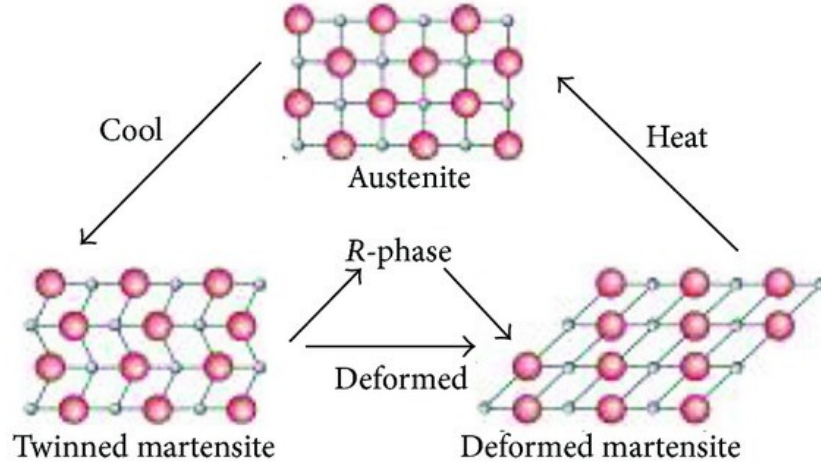


Şekil 1: Paslanmaz çelik ve Ni-Ti alaşımların süperelastiklik özellikleri

Materyalin süperelastiklik ve şekil hafızası özelliklerine sahip olabilmesi gelen etkenler karşısında geçirdiği faz değişimleri sayesinde olabilmektedir (Zupanc ve ark. 2018). Faz değişimi; bir materyalin doğada bulunduğu halin sabit kalarak herhangi bir dış etken nedeniyle sadece atomik düzeyde geçirdiği değişiklikler olarak tanımlanabilmektedir (Küçükay ve ark. 2004). Metalin temel olarak “östenit” ve “martensit” adında iki adet faz hali bulunmaktadır. Bunların yanında faz değişimleri sırasında dar bir aralıkta görülebilen bir ara faz olan “R fazı” bulunmaktadır.

Alaşımların üzerine kuvvet gelmediği veya yüksek sıcaklık değerlerine sahip olduğu faz östenit fazıdır (B2) ve bu faz durumunda bulunan bir alaşımların atomları kararlı ve düzenli kübik bir yapı oluşturmaktadırlar (Wang ve ark. 2006). Bu düzenli yapı Ni-Ti alaşımların sert bir durumda olmasını sağlamaktadır. Martensit fazda ise alaşımların atomik düzeyde daha düzensiz bir yapıya sahiptir. Bu yapı alaşımların üzerine bir kuvvetin geldiği veya sıcaklığının düştüğü durumlarda ortaya çıkmaktadır. Bu düzensiz yapı materyale süperelastiklik özelliğini kazandırmaktadır. Martensit fazda bulunan Ni-Ti alaşımlara kolayca şekil verilebilir (Peters ve ark. 2012). Maddelerin elastiklik veya sertlik seviyeleri Young modülü veya elastikiyet modülü ile belirlenir. Elastikiyet modülü; madde üzerine gelen kuvvetin, maddede oluşan şekil değişikliğine oranıdır. Bir materyalin elastikiyet modülünün yüksek olması materyalin üzerine gelen kuvvetler karşısında daha az deformasyon geçirdiğini gösterir. Ni-Ti alaşımlarda östenit faz

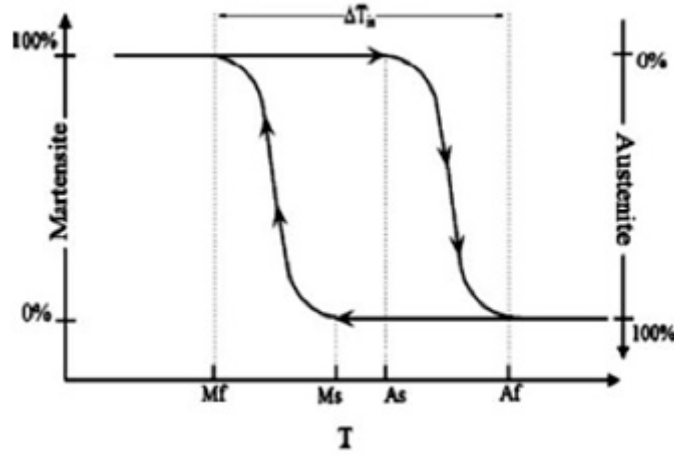
martensit faza göre daha yüksek elastikiyet modülüsüne sahip olduğundan daha rijit bir yapıdır (Gavini ve ark 2018).



Şekil 2: Ni-Ti alaşımların şekil hafızası ve faz dönüşümleri

Metal içerisindeki faz değişimleri sıcaklık değişimi veya alaşım üzerinde gerilim kuvveti oluşturularak gerçekleştirilebilir. Sıcaklık ile gerçekleşecek faz değişimlerinde her alaşım için farklı olan önemli ısı noktaları bulunmaktadır. Alaşımın sıcaklığı azalırken bu noktalar martensit başlangıç sıcaklığı (M_s) ve martensit bitiş sıcaklığı (M_f)dır (Shen ve ark. 2013). Faz değişimi geri dönüşümlü bir olaydır. Sıcaklığın artmasıyla martensit faza geçmiş olan bir metal tekrar östenit faza geçebilir. Bu faz geçişi de östenit başlangıç sıcaklığı (A_s) ve östenit bitiş sıcaklığı (A_f) arasında gerçekleşmektedir (Şekil 3). Metal içerisindeki faz geçişinin sıcaklığı değişimi olmadan gerçekleşmesi alaşım üzerine gelen kuvvetler nedeniyle oluşmaktadır. Bu değişime “gerilme kaynaklı martensit dönüşüm” adı verilir. Böyle bir kuvvet karşısında alaşım süperelastiklik özelliği sayesinde belli bir sınıra kadar şekil değiştirebilmektedir. Etkenin ortadan kalkması sonucu materyal tekrardan eski haline döner. Ancak Ni-Ti alaşımının süperelastiklik özelliğinin etkin olabilmesi için maddenin sıcaklığı östenit bitiş noktasında olmak yani madde %100 östenit fazda bulunmak zorundadır (Dilibal 2005). Süperelastiklik özelliği sayesinde Ni-Ti alaşımlar belli bir sınıra kadar şekil değiştirebilirler. Meydana gelen deformasyon bu sınırın altında kaldığında madde tekrar eski şekline geri döner ve bu dönemde üzerinde meydana gelen deformasyona “elastik deformasyon” adı verilir. “Elastik limit” adı verilen sınır noktasından sonra madde

üzerine gelen kuvvetler karşısında kalıcı deformasyonlara sahip olmaya başlar. Bu şekildeki geri dönüşümsüz deformasyonlara da “plastik deformasyon” adı verilir (Gavini ve ark. 2018).



Şekil 3: Faz değişiminin sıcaklık ile ilişkisi

Ni-Ti alaşımlar östenit ve martensit faz geçişleri sırasında bir ara faza sahiptirler. R fazı adı verilen bu faz çok küçük bir sıcaklık aralığında görülmektedir. R fazında alaşım atomik düzeyde ne östenit fazda olduğu kadar düzgün kübik bir yapıya ne de martensit fazda görülen düzensiz yapıya sahiptir. Atomlar eşkenar dörtgene benzer bir yapıda konumlanırlar (Shen ve ark. 2013). R fazındaki alaşımların elastikiyet modülüsleri östenit faza göre daha düşüktür. Bu nedenle östenit faza göre daha elastik ve daha dayanıklıdırlar (Hou ve ark. 2011).

R fazı elde edilmesi zor bir fazdır. Fazın oluştuğu sıcaklık aralığı 2° - 5° gibi çok dar bir aralıktır (Otsuka ve Ren 2005). Östenit fazda bulunan alaşım; soğutularak martensit faza geçirilirken bu küçük sıcaklık aralığında hem östenit özellik gösteren daha düzenli yapılara hem de daha dağınık yapıda martensit faza geçen bölgelere sahiptir. Soğuma işlemi devam ettikçe kalan düzenli atomik yapılar da düzensizleşerek martensit faza geçiş tamamlanır (Zhou ve ark. 2013). Bu şekilde alaşım düzenli soğumaya bırakıldığında R-fazı bir ara geçiş fazı olarak görülür ve kaybolur. R-fazında alaşım elde edebilmek için östenit fazda bulunan alaşım özel termal işlemlerle hızlı bir şekilde soğutulur. Böylece östenit yapıdaki alaşımın içerisinde martensit yapıda düzensiz çökeltiler oluşur (Hou ve ark. 2011).

2.2.1. Kök Kanal Preperasyonunda Kullanılan Ni-Ti Eğeler

Kök kanal tedavisinde kullanılan ilk Ni-Ti eğeler, 1989 yılında Walia ve ark. tarafından Ni-Ti ortodontik bir telin 15 numaralı bir el eğesi haline getirilmesiyle elde edilmiştir (Walia ve ark 1989). Eğelerin üretiminde kullanılan Ni-Ti türü nitinol-55'tir. Bu terim alaşımın içerisinde % 55 oranında nikel ve %45 oranında titanyum atomlarının varlığını belirtmektedir. Kanal tedavisinde kullanılan Ni-Ti eğeler el eğeleri ve döner sistem eğeleri olarak iki grupta incelenebilir. Döner sistem eğeleri zaman içerisinde birçok farklılıklar gösterdiklerinden kendi içlerinde farklı jenerasyonlar halinde incelenmektedirler.

2.2.2. Ni-Ti Eğelerin Tasarım ve Yapısal Özellikleri

Ni-Ti döner eğelerin etkinliklerini ve kullanım şekillerini etkileyen belli başlı özellikleri bulunmaktadır. Bu özellikler koniklik açısı, kesici kenar, uç dizaynı, rake açısı, heliks açısı, radyal alan, sarmal ve yiv başlıkları altında toplanabilirler.

Koniklik açısı yani taper açısı; eğenin apikal uç noktasından sap kısmına doğru çapının her 1 mmdeki artış miktarıdır. Standart kanal eğelerinin koniklik açıları %2'dir. Bu eğenin apikal uç noktasından sap kısmına doğru ilerledikçe her 1 mm'lik kısımda aletin çapının 0.02 mm büyüdüğünü belirtmektedir. Örneğin ISO 25 numaralı bir kanal eğesinin apikal uç noktasının çapı 0.25 mm'dir. Apikal uç noktasının bir mm üstü standart koniklik açısına sahip bir eğede 0.27 mm çapa sahiptir. Döner alet eğe sistemlerinde çok farklı koniklik açıları görülebilmektedir. Standart koniklik açılarının yanında %4, %6 gibi %12'ye kadar yükselebilen koniklik açıları mevcuttur (Küçükay ve ark. 2004).

Kesici kenar; kök kanal eğelerinin dentin ile temas ettiği yüzeyini oluşturur. Kesici kenarın kök kanal eğesi ile yaptığı açı, çalışan kısım boyuncaki sayısı ve şekli ve keskinliği kenarın ve direkt olarak eğenin etkinliğini belirlemektedir (Metzger ve Goodis 2011).

Döner alet eğelerinin uç dizaynları eğelerin kullanım şekillerini etkileyen en önemli özelliklerden biridir. Uç dizaynı aktif, pasif veya yarı aktif olarak adlandırılabilir. Aktif uç dizaynında eğelerin uç kısmı da kesme ve şekillendirme yapmaktadır. Bu durum şekillendirme işlemi kolaylaştırır gibi gözükse de perforasyon ve transportasyon gibi komplikasyonlara sebep olabilmektedir. Pasif uç tasarımında uç

kısımların şekillendirme etkinliğine katılmadan eğeye yön verir. Eğimli kanallarda komplikasyon riskini azaltmasına rağmen eğenin şekillendirme veriminin azalmasına neden olmaktadır (Glickmann ve Koch 2000).

Rake açısı eğiklik açısı olarak da adlandırılmaktadır. Kanal eğesinden yatay bir kesit alındığında, eğenin yarıçapı ile kesici kenarının yaptığı açıdır. Eğer ölçülen bu açı genişse rake açısı pozitif olarak tanımlanır ve bu eğeler dentin üzerinde kesme (cutting) işlemi yaparlar. Ancak açı darsa rake açısı negatiftir ve bu tür döner alet eğeleri dentin üzerinde kazıma (scraping) yaparlar (Metzger ve Goodis 2011).

Heliks açısı; eğenin kesici kenarlarının eğenin uzun aksıyla yaptıkları açıdır. Döner alet eğesi üzerinde sabit veya değişken olabilir. Değişken heliks açısı kanal aleti üzerindeki kesici kenarların ve sarmalların boyutlarının değişken olduğunu gösterir. Böyle bir durumda debrisin eğe üzerinde birikmesi zorlaşır ve eğenin kanal içerisinde vidalanma ihtimali azalır (Koch ve Brave 2002).

Yiv terimi döner alet eğelerinin çalışan kısımlarındaki olukları tarif etmektedir. Bu oluklar kesici kenarlar tarafından oluşturulan debrisi eğe üzerinde önce kuronal bölgeye daha sonra da kök kanal sisteminin dışına taşımakla görevlidirler. Derinlikleri, yüzey alanları ve yapıları etkinliklerini belirlemektedir.

Sarmal ise eğe üzerinde aynı düzlem üzerinde bulunan kesici kenarların birbirlerine olan uzaklıklarıdır. Eğenin sahip olduğu spiral sayısı da denebilir. Günümüzde çoğu döner alet eğe sistemi değişken sarmal kullanmaktadır.

2.2.3.Ni-Ti Döner Eğe Sistemlerinin Gelişimi

Ni-Ti alaşımdan üretilmiş döner eğeler hem metalurjik özellikleri hem de yapısal özellikleri sayesinde paslanmaz çelik alaşımdan üretilen kanal eğelerine göre daha güvenli, etkili ve hızlı şekilde kök kanal sistemi şekillendirmesi yapabilmektedirler (Glossen ve ark. 1995). Uzun senelerdir kullanılan Ni-Ti eğeler, sürekli bir gelişim ve dönüşüm içerisinde oldukları için, geçmişten günümüze kadar üretilen Ni-Ti eğeler özelliklerine göre beş nesil olarak gruplandırılabilir (Haapasalo ve Shen 2013).

2.2.3.1. Birinci nesil döner eğe sistemleri

Birinci nesil döner eğe sistemleri kendinden önce kullanılan standart kök kanal aletlerinden farklı olarak ISO 0.2 taper açısından daha geniş taper açılımlarına sahiptirler. Koniklik açıları, eğelerin kesme etkinliklerini arttırmak amacıyla büyütülmüştür (Haasapolo ve Shen 2013). Ayrıca bu aletlerin tamamı sabit taper açısına sahiptirler. Bu nesil döner alet sistemlerinin ilki ProFile sistemidir. ProFile 0.4 ve 0.6 sabit taper açılımlarına sahip çoklu bir eğe sistemidir (Ruddle ve ark. 2013). LightSpeed, Quantec ve Greater Taper (GT) sistemleri de bu nesil içerisinde yer almaktadır. Birinci nesil döner eğe sistemleri içerisinde geniş koniklik açısına sahip olmayan tek sistem LightSpeed sistemidir. LightSpeed pasif uç tasarımına sahip ve kesici kısmı çok kısa olan bir sistemdir. Apikal bölgede şekillendirme yapması amacıyla tasarlanmıştır (Senia ve Wildey 2005).



Şekil 4: Profile ve LightSpeed döner eğe sistemleri

2.2.3.2. İkinci nesil döner eğe sistemleri

İkinci nesil döner eğe sistemleri önceki nesile göre daha az alet kullanılarak daha hızlı ve etkili şekillendirme yapımları amaçlanarak üretilmiştir. Bu amaçla eğelerin üzerindeki pasif radyal alanlar kaldırılarak daha aktif kesici kenarlar eğe üzerinde yer almıştır. Pozitif rake açılımlarına sahiptirler. Birinci nesil eğelerden farklı olarak vidalanma etkisinin azaltılabilmesi için çalışmalar yapılmıştır. K3 ve ProTaper Universal döner alet sistemleri bu nesil içerisinde değerlendirilmektedirler. ProTaper sistemi değişken taper açısıyla kendinden önceki nesil eğelere göre çok farklıdır.

Üretici firmalar bu dönemde eğelerin kırılma riskleri üzerine de çalışmalar yapmışlar ve “electropolishing” ve “iyon implantasyonu” gibi yöntemlerle eğelerin dayanıklılıklarını arttırmaya çalışmışlardır (Cheung ve ark 2007b; Gavini ve ark 2010). “Electropolishing” üretim aşamasında aletlerin üzerinde oluşan çapak ve çizik gibi kusurların azaltılması amacıyla yapılan bir işlemdir. Bu işlemin ardından yüzey hem pürüzsüzleşir hem de ince bir oksit film tabakasıyla kaplanmış olur. Oluşan film tabakası eğinin döngüsel yorgunluk direncini, kesme verimliliğini, korozyona karşı direncini ve biyouyumluluğunu arttırmaktadır. FKG tarafından üretilen BioRace sistemi electropolishing yönteminin kullanıldığı ilk döner alet sistemidir (Lopes ve ark 2010).



Şekil 5: ProTaper universal ve BioRace sistemleri

2.2.3.3. Üçüncü nesil döner eğe sistemleri

İkinci nesil eğe sistemleri; eğelerin yapısal değişikliklere uğraması sonucu oluşmuş bir nesildir. Üçüncü nesil eğe sistemleri ise eğelerin metalurjik olarak değişim görmeleri sonucu meydana gelmiştir. Üçüncü ve daha sonraki nesil döner eğe sistemleri yeni jenerasyon eğeler olarak kabul edilmektedirler.

Ni-Ti alaşımların yapısal özelliklerinin iyileştirilebilmesi ve bu alaşımdan üretilen eğelerin döngüsel yorgunluk dirençlerinin arttırılabilmesi amacıyla Ni-Ti alaşımlar üzerinde birçok termomekanik işlemler ve yeni üretim şekilleri denenmiştir. “M-wire” , “Control memory (CM)” ve “R fazı” gibi teknolojilerin Ni-Ti alaşımlar üzerinde kullanılmaları bu dönemde meydana gelmiştir.

M-wire; Ni-Ti alaşımın işlenmeden önce farklı sıcaklıklarda ısı işlemlere maruz bırakılması ile elde edilmektedir (Berendt 2007). Yapılan bu ısı işlemler sonucu

alaşımın yapısında östenit, martensit ve R fazında mikrokristaller aynı anda görülmektedir. M-wire teller süperelastiklik özelliklerini korumalarının yanında östenit fazda bir tele göre daha yüksek gerilme dayanımına ve yorgunluk direncine sahiptir (Shen ve ark. 2013). ProFile GT Series X, ProTaper Next sistemleri M-wire teknolojisi ile üretilmiş döner alet eğe sistemlerine örnek olarak verilebilmektedirler.

Control memory (CM); Ni-Ti alaşım içerisindeki nikel oranının değiştirilmesi ile elde edilmiştir. Standart olarak endodonti alanında kullanılan Ni-Ti teller yaklaşık %55 oranında nikel içermektedirken CM tellerdeki nikel oranı yaklaşık olarak %52 civarındadır (Zhou ve ark 2012). Alaşım içerisindeki nikel oranının azaltılması telin esnekliğini arttırmıştır. Ancak bu tel kullanılarak üretilen eğelerin şekil hafızası özelliği yoktur. Telin üretimi sırasında yapılan ısıtım işlemleri, alaşımın Af değerini yükseltmiştir. Böylece bu teknoloji ile üretilen eğeler klinik koşullarda martensitik bir yapıya sahip hale gelmişlerdir (Shen ve ark. 2011b). CM teller kullanılarak üretilmiş olan döner eğe sistemleri, klasik Ni-Ti alaşımlar kullanılarak üretilen sistemlere göre %300 - %800 oranında daha fazla döngüsel yorgunluk direncine sahiptirler (Shen ve ark 2011a).

CM kullanılarak üretilen sistemlerin en çok bilinenlerinden biri Coltene firması tarafından üretilen Hy-Flex CM'dir. Hy-Flex CM eğelerin üzerlerine büyük kuvvetler geldiğinde spiralleri açılarak geçici olarak plastik deformasyona uğrar. Böylece kesme etkinlikleri azalarak dentin duvarına saplanmaları önlenmiş olur ve eğenin kırılma dayanımı artar. Eğe üzerinde görülen bu deformasyon bir noktaya kadar yüksek ısı uygulanması (otoklav) sonucu geri dönüştürülebilir durumdadır. Üretici firma otoklavdan çıkartılan eğenin spirallerinde hala deformasyon gözleniyorsa eğenin artık kullanıma uygun olmayacağını belirterek hekime eğe kırığına karşı gözle görülür bir önlem mekanizması da yaratmıştır (Şekil 3).

Isıl işlemle rejenerasyon



Şekil 6: CM telinden üretilen Hy-Flex sisteminde deformasyon

R fazı; östenit ve martensit faz geçişleri arasında ortaya çıkan bir ara fazdır (Hou ve ark 2011). Östenit forma göre daha düşük Young modülüne ve buna bağlı olarak daha yüksek elastikiyete sahiptir. R fazında bulunan eğerlere örnek olarak SybronEndo firmasının 2008 yılında ürettiği Twisted Files (TF) sistemi gösterilebilir. TF hem R fazında hem de plastik deformasyon kullanılarak üretilen bir döner alet sistemidir. Östenit fazda bulunan bir telin ısıtma işlemleri ile R fazına geçirilmesinin ardından tel burularak eğinin şekline getirilir. Ardından şeklini koruması için TF tekrardan ısıtma işlemleri yapılarak östenit faza geçirilir (Mounce 2008).

2.2.3.4. Dördüncü nesil döner ege sistemleri

Kök kanal şekillendirilmesinde kullanılan sistemler genel olarak rotasyonel hareket prensibinde çalışmaktadırlar. Resiprokal hareket ilk olarak 70'li yıllarda giromatic başlıklar ile kullanılmaya çalışılmış olsa da endodontide önemli bir yer edinmemiştir. Giromatic başlıklar; uç dizaynı genellikle tirnerfe benzetmekle birlikte K-file ve H-file eğerlere de benzeyebilen paslanmaz çelik döner aletleri çeyrek tür saat yönü ve tersinde kullanmaya yarayan endodontik başlıklardır (Villalobos ve ark 1980). Giromatic başlıklardan istenilen verimin alınamaması nedeniyle resiprokal hareket uzun süre tercih edilmemiştir. Bu dönemde resiprokal hareket yapan motorlar ve ege sistemleri piyasaya tekrar sürülmeye başlanmıştır. Başlangıçta Giromatic sistem gibi çeyrek tur saat yönü ve tersine dönüşlerle çalışan resiprokal sistemler sonrasında daha farklı dereceleriyle tam turlarını bitirecek şekilde geliştirmişlerdir (Haapasalo ve Shen 2013).

2008 senesinde Yared tarafından yapılan bir çalışmada ProTaper F2 numaralı eğerler rotasyonel ve resiprokal hareketle kullanılarak döngüsel yorgunlukları karşılaştırılmıştır. Resiprokal hareket ile kullanıldığında eğlenin döngüsel yorgunluk direnci daha yüksek bulunmasına rağmen resiprokal hareket ile bu sistem kullanılmamıştır. 2011 senesinde **Reciproc (VDW, Münih, Almanya)** ve WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballagiues, İsviçre) sistemleri piyasaya sürülmüştür. Bu iki sistemin M-wire teknolojisine sahip olmaları, resiprokal hareket ile çalışmaları ve tek ege sistemi olmaları gibi bir çok ortak noktası bulunmaktadır.

Dördüncü nesil döner alet sistemlerinden bir başkası da Self-adjusting File (SAF, ReDent-Nova, Raanana, İsrail) dir. SAF kafes gibi bir yapıya sahiptir. Kendi özel başlığı ile kullanılmaktadır. İleri geri hareket yaparak dentin duvarlarında aşındırma

yapmaktadır. Esnek yapısı ve iinin boş olması sayesinde kök kanal anatomisine çok büyük oranda uyum sağlar. Ayrıca başlığı sayesinde eğenin ortasındaki boş bölgeye düzenli olarak irrigasyon solüsyonu verilerek debrisin sürekli uzaklaştırılması sağlanır (Metzger ve ark 2010).

2.2.3.5. Beşinci nesil döner eğe sistemleri

Bu nesilde bulunan eğeler rotasyon hareketi yapmakla beraber dizaynlarında yapılan değişiklikler ile rotasyon şekilleri değişmiştir. Eğenin enine kesitindeki kütle merkezi ve rotasyon yörüngesinin merkezinin aynı olmamasını sağlayan bu yapısal değişim eğelerin kanal içerisinde kıvrılarak hareket etmelerini sağlamaktadır. Bir yılının hareket etmek için yaptığı harekete benzediğinden yılankavi hareket adı da verilmektedir. Bu yapı eğenin kesici kenarlarının dentin duvarlarına aynı anda temas etmemesini sağlamaktadır. Böylece hem eğe üzerinde oluşan stresin azaltılması hem de şekillendirme sırasında açığa çıkan debrisin kanal dışarısına daha kolay itilmesi amaçlanmıştır (Çapar ve Arslan 2015).

Revo-S, **OneShape (Micro Mega, Besancon, Fransa)** ve ProTaper Next (Densply Tulsa Dental, ABD) sistemleri beşinci nesil eğe sistemleridir. OneShape sistemi rotasyonel hareket ile çalışan bir tek eğe sistemidir. Eğenin çalışan kısmının kesici kenar yapısı eğenin farklı noktalarında değişiklik göstermektedir.

Döner alet sistemlerinin nesillere göre sınıflandırılmasını etkilememiş ancak eğelerin gelişimi açısından önemli etkileri olan başka teknolojiler de yeni dönemde ortaya çıkmıştır. EDM (Electrical Discharge Machining) bunlardan biridir. Bu yöntem kullanılarak üretilen eğeler herhangi bir frez kullanılmadan elektriksel yükler ve ortaya çıkartılan kıvılcımlar ile tornalanırlar. Böylece eğe üretim aşamasında çok daha az mikro çatlak ve deformasyona sahip bir şekilde elde edilir ve daha dirençli olur (Zupanc ve ark 2018). HyFlex EDM (Coltene, İsviçre) Bu yöntemle üretilen bir döner alet sistemidir.

M-wire alaşımların esneklik ve dayanıklılığını arttırmak amacıyla eğelerin üzerinin titanyum oksit tabakasıyla kaplanmaları da döner alet sistemlerinde görülen yeniliklerden biridir. Tabakanın kalınlığına göre mavi (60-80 nm) veya altın (100-140

nm) renkte olabilmektedirler. Reciproc Blue ve WaveOne Gold sistemleri farklı kalınlıklarda titanyum oksit tabakalarıyla kaplanmış sistemlerdir (Gavini ve ark 2018).

Max Wire teknolojisi ise FKG firması tarafından üretilmiş olan ve eğenin faz geçiş ısılarının değiştirildiği bir alaşım çeşididir. Bu alaşım ile üretilen eğeler 35 derece ve üzerinde martensit fazdan östenit faza geçiş yaparak kıvrımlı bir yapıya bürünür. Bu sıcaklık değeri eğenin kanal içi ve oda sıcaklığında farklı şekilde bulunması amacıyla seçilmiştir. FKG firmasının XP Endo Shaper ve XP Endo Finisher (FKG, İsviçre) eğeleri bu şekilde üretilmiş egelerdir (Gavini ve ark 2018).

Döner alet sistemleri yıllar içerisinde çok fazla değişimler ve gelişimler yaşamışlardır. Tüm bu araştırmaların ortak noktası ise şekillendirme etkinliğinin ve aletlerin dayanıklılık özelliklerinin geliştirilmek istenmesidir. Endodontik tedavinin en büyük problemlerinden biri olan kanal içerisinde alet kırılmasının önüne geçmek için döner aletlerin dayanıklılıklarını ve döngüsel yorgunluk dirençlerini arttırmak araştırmacılar açısından hep önemli olmuştur. Ancak tüm bu gelişmeler alet kırılmalarını tamamen ortadan kaldıramamıştır.

2.2.4. Çalışmamızda kullanılan Ni-Ti döner alet sistemleri

2.2.4.1. Reciproc

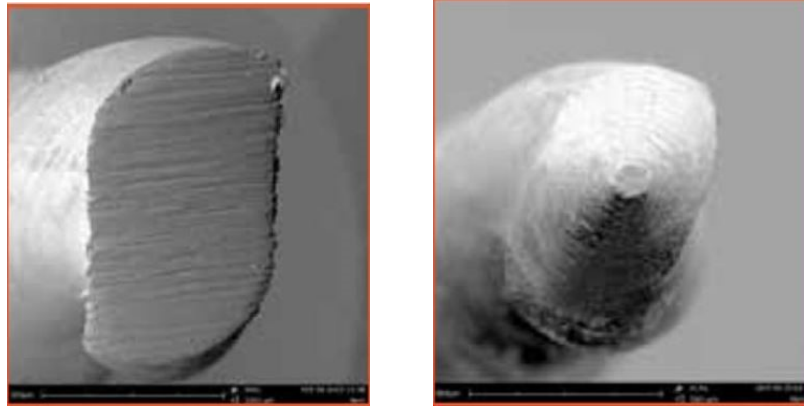
Reciproc Ni-Ti döner alet sistemi VDW firması tarafından üretilmiş olan tek eğeli bir döner alet sistemidir. Resiprokal hareket ile çalışmaktadır. Sistem resiprokal hareketi sırasıyla 150 derece saat yönünün tersine ve 30 derece saat yönünde dönüş yaparak elde eder. Eğelerin kanal içerisinde bir tam tur atabilmeleri için üç kere saat yönünün tersine ve üç kere saat yönünde hareket etmeleri gerekmektedir (Fangli ve ark. 2019).



Şekil 7: Reciproc Ni-Ti döner alet sistemi

Sistem içerisinde farklı apikal çaplara sahip üç adet eğe bulunmaktadır. Bu eğelerin apikal çap genişlikleri sırasıyla 0.25 mm, 0.40 mm ve 0.50 mm'dir. Eğeler kesici olmayan apikal uç tasarımlarına sahiptir. Eğeler apikal çaplarına göre dar, orta genişliğe sahip ve geniş kanallarda kullanılmak için üretilmişlerdir. Her üç eğenin de değişken taper açıları vardır. Reciproc R25 eğesinin apikalden ilk üç mm'lik bölümünde taper açısı %8'ken kural bölgeye doğru azalarak %4'e inmektedir. R40 eğesinin apikal ilk üç mm'lik bölümünde taper açısı %6 ve R50 eğesinin apikal ilk üç mm'sinde taper açısı %5'tir. Her iki eğenin taper açıları da R25 eğesi gibi azalarak kural kısmında %4'e düşmektedir.

Reciproc Ni-Ti döner eğe sistemi M-wire alaşımdan üretilmiştir. M-wire alaşım kullanılması eğenin esnekliğinin ve döngüsel yorgunluk direncinin artmasını sağlamıştır. Daha sonraki yıllarda firma Reciproc eğelerin üzerini titanyum oksit tabakası ile kaplayarak eğelerin dayanıklılıklarını arttırmak için bir yenilik yapmıştır. Titanyum oksit tabakasının metale verdiği mavi renk nedeniyle "Reciproc Blue" adını alan sistemin metal özellikleri hariç Reciproc sistemden bir farkı bulunmamaktadır. Eğeler S şeklinde kesitlere sahiptir (Alapati ve ark. 2009).



Şekil 8: Reciproc Ni-Ti döner eğe sisteminin apikal ucunun ve kesitinin elektron mikroskop görüntüsü

2.2.4.2. One Shape

One Shape Ni-Ti döner alet sistemi Micro-Mega firması tarafından üretilmiş olan bir tek eğe döner alet sistemidir. One Shape tek eğeli döner alet sistemleri arasında sürekli rotasyon hareketi ile çalışan ilk sistemdir. Rotasyon hareketi saat yönündedir. Eğenin apikal uç çapı 0.25 mm'dir. Sistem sabit %6'lık bir taper açısına sahiptir. Eğenin üretiminde geleneksel Ni-Ti alaşımı kullanılmıştır. Buna ek olarak alaşım elektropolishing işleminden geçirilerek dayanıklılığı ve kesme kabiliyeti arttırılmaya çalışılmıştır. Çalışmayan bir uç tasarımına sahip olan One Shape sistemi 350-400 rpm arasında hız ve 3.5 – 4.5 N/cm tork değerleri arasında kullanılmaktadır (van der Vyver ve ark. 2019).



Şekil 9: One Shape Ni-Ti döner alet eğe sistemi

One Shape eğenin bütün çalışan kısmı boyunca asimetric bir kesime sahiptir. Eğenin apikal, orta ve kuronal 1/3'lük kısımlarında farklı kesitler mevcuttur. Apikal kısımda üçgen kesitli bir yapı görölmektedir. Üç kesici kenar dentin duvarlarına temas ederek eğenin rahat ilerleyebileceği bir yol açmaktadır. Orta kısımda asimetric bir kesit görölmektedir. Dentin duvarına temas eden kesici kenarlar sırasıyla iki ve üç adet olmak üzere düzenli bir şekilde değişim göstermektedir. Kuronal kısımda ise eğenin dentin duvarına temas eden iki adet kesici kenarı bulunmaktadır. Asimetric kesim eğenin dentine olan vidalanma etkisini azaltmaktadır. Ayrıca debrisin kanal dışarısına çıkarılmasını kolaylaştırmaktadır. Asimetric kesimden dolayı eğe kanal içerisinde dalgalanır bir hareketle ilerlemektedir (Saber ve ark. 2018).



Şekil 10: One Shape Ni-Ti döner alet sisteminin asimetrik kesimi

2.3.Kök kanal preperasyonu sırasında meydana gelen komplikasyonlar

Endodontik tedavinin gerek öncesinde gerekse işlem sırasında farklı sebepler nedeniyle komplikasyonlar gerçekleşebilmektedir. Kök kanal tedavisi sırasında meydana gelebilecek başlıca komplikasyonlar; transportasyon, zip, basamak oluşumu, perforasyon ve alet kırıkları olarak sıralanabilmektedir.

“Transportasyon”; endodontik tedavi sırasında kök kanallarının istenmeyen şekil ve yer değişikliği olarak özetlenebilir (Schafer ve Dammaschke 2006). Şekillendirme işleminde yanlış alet veya şekillendirme yöntemi seçimi ve endodontik kavitenin doğru açılmaması gibi hekim hatalarından kaynaklanabileceği gibi Ni-Ti döner alet sistemlerinin şekil hafızaları sebebiyle de meydana gelebilmektedirler. Ayrıca kökün eğimi arttıkça tedavi sırasında transportasyon oluşma riski de artmaktadır (Jafarzadeh ve Abbott 2007). Transportasyon meydana gelen dişlerde kök kanalı belirli bölgelerde tek taraflı eğelenerek düzleşmeye başlar. Bu tek taraflı eğelenme kökün kural kısmında iç duvarda meydana gelmekteyken apikal kısma doğru dış duvarda meydana gelmektedir (Peters 2004). Şekillendirme sırasında transportasyon meydana geldiğinde endodontik tedavi apikal foramenden başka bir noktada sonlanır. Apikal transportasyon adı verilen bu komplikasyonda gerçek apikal daralma temizlenemediği gibi oluşturulan yeni apikal uç noktası bir daralmaya sahip olmadığından irrigasyon solüsyonları, debris veya kanal dolgu materyallerinin periodontal dokuya taşması görülebilmektedir (Gambarini ve ark. 2011).

Apikal foramenin yerinin tamamen değişmediği ancak yanlış şekillendirme nedeniyle eliptik bir şekil aldığı duruma “zip” denir. Zip oluşumunu takiben apikal stopun kaybolması nedeniyle kök kanal sisteminin doldurulması ve periodontal dokuların korunması zorlaşmaktadır (Weine ve ark. 1975).

Şekillendirme sırasında aşırı eğeleme sonucu kök dentini ve sementin tamamen ortadan kalktığı ve kök kanal sisteminin periodontal dokulara açıldığı boşluklar meydana gelebilmektedir. Kök üzerinde oluşan bu alanlara perfore alanlar ve komplikasyona da “perforasyon” adı verilir. Perforasyonlar genellikle kökün dış duvarında apikalde veya premolar ve molar dişlerin furkasyon bölgelerinde görülmektedir. Kökün dış duvarında meydana gelen perforasyonlar “strip perforasyon” adını alır. Özellikle alt molar dişlerin mesial köklerinde görülmektedir. Eğimli mesial kanallarda yapılan fazla şekillendirmeler sonucunda zaten ince bir dentine sahip olan mesial kökün dış duvarı delinerek perfore olur. Apikal daralmanın aşırı şekillendirme sonucu zarar gördüğü durumlara “apikal perforasyon” adı verilmektedir (Abou-Rass ve ark. 1980).

Kök kanal preparasyonu sırasında görülebilen diğer bir komplikasyon ise alet kırıklarıdır.

2.3.1. Alet kırıkları

Endodontik tedavi sırasında alet kırılması tedavinin başarısını doğrudan etkileyen bir komplikasyondur. Alet kırıklarının engellenebilmesi için kök kanal şekillendirilmesinde kullanılan aletlerin yapılarında, kullanım ve üretim şekillerinde sürekli gelişmeler olsa da bu komplikasyonlar tamamen ortadan kaldırılamamıştır. Kök kanal anatomisi, şekillendirme sırasında kullanılan aletlerin üretim aşamasındaki hatalar veya hekim hataları yanında kullanım sayısı ve döngüsel yorgunluk da alet kırıklarına neden olabilmektedir.

2.3.1.1. Alet kırıklarına neden olan faktörler

Alet kırılmalarına neden olan faktörler ana hatlarıyla; hekime, kanal aletlerine, diş ve kanal anatomilerine bağlı sebepler olarak sıralanabilmektedir.

2.3.1.1.1. Hekime Bağlı Faktörler

Kök kanal tedavisi sırasında hekimin tecrübesi ve el yeteneği önemli bir rol oynamaktadır. Hekim tarafından seçilen şekillendime yöntemi ve kanal aletlerinin uyumlu olması ve uygulama prosedürlerinin doğru uygulanabilmesi gerekmektedir. Örneğin; crown-down şekillendirme yöntemini esas alan bir döner aleti farklı bir şekillendime yöntemi ile kullanmak olası bir alet kırığı riskini arttırmaktadır. Bunun yanında kural genişletme ve rehber yol hazırlanması gibi kullanılacak kanal aletinin

kanal içerisinde daha rahat ve pasif şekilde ilerlemesini sağlayabilecek yöntemler kullanılmalıdır. Ayrıca Ni-Ti döner alet sistemlerinin doğru hız ve tork ayarlarında çalıştırılması gerekmektedir.

Şekillendirme sırasında kök kanal aletlerinin kanal içerisinde üzerlerine kuvvet uygulanmadan çalıştırılmaları gerekmektedir. Kanal içerisinde ilerlemekte zorlanıldığı bir durumda veya tedavi süresini kısaltmak amacıyla hekimin alete gereğinden fazla kuvvet uygulaması yine muhtemel bir alet kırığı riskini arttırmaktadır (Saber 2008).

Kök kanal şekillendirme aletlerinin kullanım şekillerinin yanı sıra kullanım sayıları da alet kırıklarına sebep olabilmektedir. Günümüzde bir çok üretici firma döner aletlerin tek kullanımlık olduğunu önerse de bu kullanım şekli çeşitli sebeplerden dolayı hekimler tarafından genellikle uygulanmamaktadır. Kök kanal şekillendirme aletlerinin kullanım sayıları arttıkça üzerlerinde oluşan deformasyon miktarı da arttığından kırık riski artmaktadır. Ayrıca tekrarlayan sterilizasyon işlemleri de alet üzerinde korozyon ve deformasyon oluşmasına sebep olduğundan kullanım sayısındaki artış kırılma riskinin yükselmesine sebep olmaktadır (Valois ve ark. 2008).

2.3.1.1.2. Kanal aletlerine Bağlı Faktörler

Kök kanal şekillendirmesinde kullanılan aletlerin alaşımları, üretim şekilleri, taper açıları, hız ve tork dereceleri ve tasarımları alet kırıklarını etkileyen faktörler arasındadır. Paslanmaz çelik aletler çok daha sert ve rijit yapılar olmalarına rağmen ilk nesil Ni-Ti döner aletlerden daha az alet kırığına sebep olmaktadır (Iqbal ve ark. 2006). Bu nedenle Ni-Ti döner aletlerin üretiminde birçok farklı yöntem denenmiş ve aletlerin kırılma direncinin artırılması hedeflenmiştir.

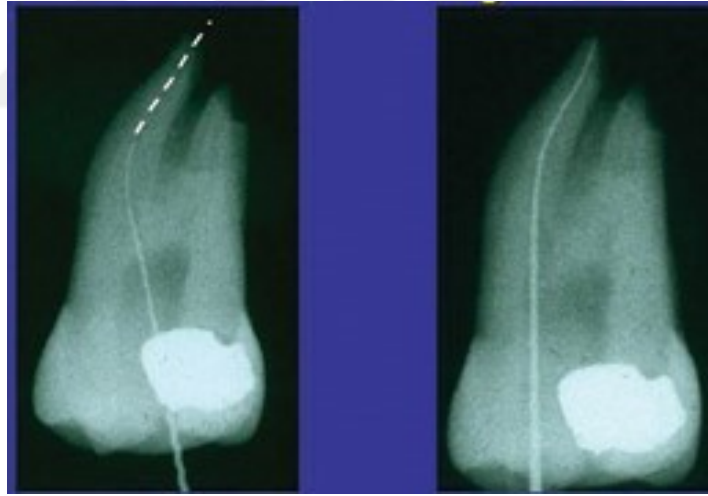
Aletlerin taper açılarının artırılması kesit alanlarının da büyümesine neden olmaktadır. Taper açısı ve kesit alanındaki artış her ne kadar alet üzerine gelen burulma direncini arttırsa da döngüsel yorgunluk direncini düşürdüğünden yine kırık riskini arttırmaktadır (Yared ve ark. 2003, Plotino ve ark. 2006).

Tüm Ni-Ti döner alet sistemlerinin üretici firma tarafından önerilen belirli bir hız ve tork aralığı bulunmaktadır. Hız, döner aletin endodontik motor yoluyla dakikada yaptığı devir sayısını; tork ise kök kanal sistemi içerisinde bir dirençle karşılan kök kanal aletinin hızını koruyarak dönmeye devam edebilmesi için alete uygulanan dönme kuvvetinin ölçüsünü belirtmektedir. Bazı araştırmacılar kullanım hızının alet kırığına

etki etmediğini (Herold ve ark. 2007) bazı araştırmacılar ise Ni-Ti döner aletlerin önerilenden çok daha yüksek hızlarda kullanılmasının alet kırığına doğrudan sebep olabileceğini saptamışlardır (Li ve ark. 2002). Tork değerinin yüksek kullanımı ise alet üzerine olması gerekenden fazla kuvvet gelmesine sebep olacak ve aletin burulma direncinden fazla bir kuvvet oluştuğunda kök kanal sistemi içerisinde kırılmasına sebep olacaktır (Gambarini 2000).

2.3.1.1.3. Anatomik Faktörler

Alet kırıklarında anatomik faktörler giriş kavitesi ve kök kanal anatomisi olarak iki açıdan incelenebilmektedir. Giriş kavitesi iyi bir kanal tedavisi için anahtar noktalardan bir tanesi olarak kabul edilmektedir. Tüm kanal ağzları kavite içerisinde görülebilir durumda olmalıdır (Peters 2008). Ayrıca kök kanal aletlerinin kanala giriş yollarının düz olması (Şekil 7) alet üzerine gelen kuvvetlerin azalmasını sağlamaktadır (Castellucci 2005, 244-329).



Şekil 11: Straight- line access

Kök kanal sistemleri karmaşık anatomik yapılardır. Kök kanallarının eğrilik veya darlık seviyeleri arttıkça alet kırıklarının oluşma ihtimali de yükselmektedir (Zaleda ve ark. 2002). Yapılan çalışmalar kök kanalının eğim derecesindeki artışın döngüsel yorgunluğu arttırdığını belirtmişlerdir (Zaleda ve ark. 2002, Martin ve ark. 2003). Eğim derecesindeki artış kadar eğimin yarı çapının azalması da döngüsel yorgunluğu arttırarak alet kırık riskini arttırmaktadır (Patino ve ark. 2005, Bahia ve Buono 2005).

2.3.1.2. Kök kanalı eğim ölçüm yöntemleri

Kök kanallarının eğimlerinin hesaplanabilmesi için günümüze kadar bir çok araştırmacı farklı ölçüm yöntemleri bulmuşlardır. Kök eğimi ölçüm yöntemleri, yöntemi bulan araştırmacıların isimleri ve yayımlanma yılları ile kronolojik olarak şu şekilde sıralanabilmektedir;

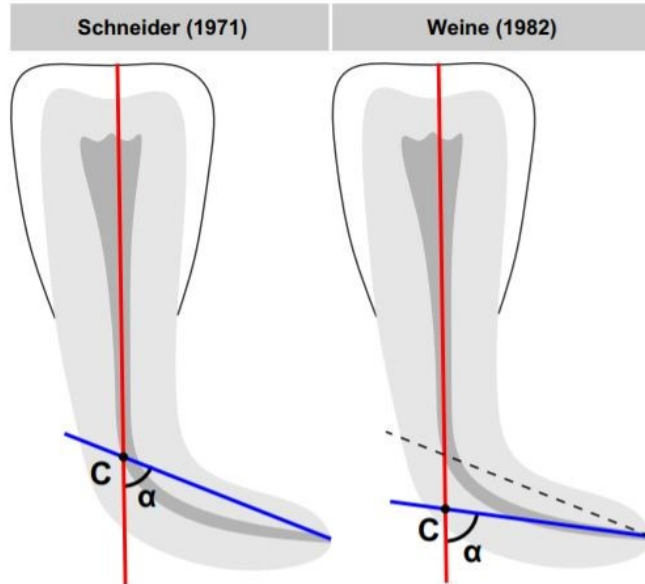
- Schneider (1971)
- Weine (1982)
- Southard ve ark. (1987)
- Beckman ve ark. (1992)
- Berbert ve Nishiyama (1994)
- Kyomen ve ark. (1994)
- Luithen ve ark. (1995)
- Thompson ve ark. (1995)
- Nagy ve ark. (1995)
- Hankins ve Eldeeb (1996)
- Harlan ve ark. (1996)
- Pruett ve ark. (1997)
- Lopes ve ark. (1997)
- Pettiette ve ark. (1999)
- Schaefer ve ark. (2002)
- Iqbal ve ark. (2003)
- Günday ve ark. (2005)
- Cabrales ve ark. (2006)
- Willerhausen ve ark. (2006)
- Sonntag ve ark. (2006)

- Zhang ve Hu (2010)
- Fuentes ve ark. (2015 ve 2018)

Günümüze kadar birçok yöntem bulunmuş olmasına rağmen bu yöntemler arasında en çok kullanılan iki ölçüm yöntemi Schneider yöntemi ve Weine yöntemleridir (Hartmann ve ark. 2019).

Weine yönteminde kanal ağzından başlayarak kök eğiminin kuralde kalan kısmına doğru düz bir çizgi çizilir. Ardından apikal foramenden kök eğiminin apikal kısmına ikinci bir çizgi çizilir. Bu iki çizgi arasında oluşan açı kök eğim derecesini göstermektedir (Zhu ve ark. 2003).

Schneider yönteminde kanal ağzının orta noktası başlangıç kabul edilerek kanalı ortlayan düz bir çizgi çekilir. İkinci çizgi ise apikal foramenden başlayarak ilk çizginin kanalı takip etmeyi bıraktığı noktaya doğru çekilir. Bu iki çizgi arasında kalan açı kök kanalının eğimini göstermektedir (Zhu ve ark. 2003).



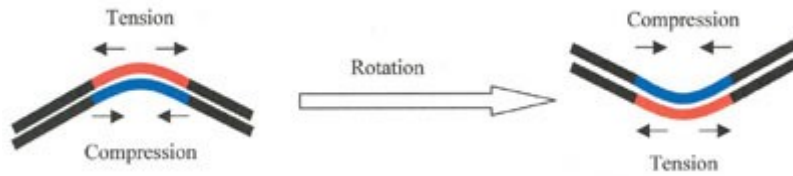
Şekil 12: Schneider ve Weine kök kanal eğimi ölçüm yöntemleri

2.3.1.3. Aletlerin kırılma mekanizmaları

Kök kanal şekillendirilmesinde kullanılan Ni-Ti döner aletler süper elastiklik ve şekil hafızası özelliklerine sahip olmalarıyla hekimlere şekillendirme sırasında büyük bir avantaj sağlamaktadırlar. Ancak hem bu özelliklere sahip olmalarına hem de üretim aşamalarında meydana gelen yeniliklere rağmen alet kırıkları hala endodontik tedavilerde büyük bir problem teşkil etmeye devam etmektedir.

Ni-Ti döner aletlerde meydana gelen kırıklar genel olarak iki temel sebepten dolayı oluşmaktadır. Bu sebepler döngüsel yorgunluk (bükülme) ve torsiyonel yorgunluktur (burkulma).

Döngüsel yorgunluk; eğimli bir kanal içerisinde dönmekte olan Ni-Ti kanal aletinin dönüşü sırasında maruz kaldığı sıkışma ve gerilme kuvvetlerinin meydana getirdiği bir durumdur. Devamlı dönüş sırasında bükülme noktasında aletin iç duvara temas eden noktasında sıkışma, dış duvara temas eden noktasında ise gerilme kuvvetleri oluşmaktadır. Aletin dönüşü devam ettikçe bu sıkışma ve gerilme kuvvetleri tekrarlayan biçimde devam etmektedir. Oluşan bu kuvvetlerin tekrarlaması alet üzerinde yeni mikro çatlaklar yaratmakta veya varolan mikro çatlakların büyümesine sebep olmaktadır. Bu durum bir süre sonra aletin kırılmasına neden olur (Pruett ve ark. 1997).



Şekil 13: Döner aletler üzerinde oluşan sıkışma ve gerilme kuvvetleri

Torsiyonel yorgunluk ise; döner aletinin sapının dönüşüne devam ettiği sırada apikal kısmının kanal içerisinde bir noktaya saplanması veya uzun süreli sürtünme kuvvetine maruz kalması sonucu elastik deformasyon sınırını aşarak aletin kırılmasına sebep olan bir durumdur. Bu duruma kullanılan döner alet eğelerine aşırı kuvvet uygulanması veya yeterince şekillendirme yapılmadan büyük apikal çaplara sahip döner alet eğeleri kullanılması gibi durumlar sebep olabilmektedir. Torsiyonel yorgunluğa

bağlı alet kırıklarında döngüsel yorgunluğa bağlı kırıklardan farklı olarak plastik deformasyon görmek mümkündür (Martin ve ark. 2003).

Klinik açıdan bakıldığında; daha küçük apikal çaplara ve taper açılara sahip kanal aletlerinde oluşan kırıklar çoğunlukla torsiyonel yorgunluk sebebiyle oluşurken daha büyük taper açılar veya apikal çaplara sahip döner alet kırıkları döngüsel yorgunluk sebebiyle oluşmaktadır. Ancak döner alet kırıkları sadece torsiyonel veya sadece döngüsel yorgunluk sebebiyle oluşmayabilmektedir. Bazı durumlarda kanal aleti üzerinde bu iki durum birlikte görülebilmektedir. Bazı araştırmacılar döngüsel yorgunluğun alet kırılmasına daha çok sebep olduğunu belirtirken , bazı çalışmalarda da torsiyonel kuvvet alet kırıkları için daha sık görülen bir sebep olarak bulunmuştur (Sattapan ve ark. 2000, Cheung ve ark. 2005).

2.3.1.4. Yorgunluk testleri ve çeşitleri

Ni-Ti döner aletlerin kırılmaları torsiyonel veya döngüsel yorgunluğa bağlı olarak meydana gelmektedir. Geçmişten günümüze kadar birçok araştırmacı alet kırıkları üzerine deneyler yapmışlardır. Bu deneylerde kullanılabilen farklı deney düzenekleri bulunmaktadır.

Torsiyonel yorgunluk testi düzeneklerinde, eğelerin apikal 3 mm'lik kısımları test düzeneği içine sıkıştırılmaktadır. Daha sonrasında apikal kısmı sıkışmış olan eğeler saat yönü veya tersi yönünde döndürülmektedir. Eğenin düzenli hareketine rağmen apikal kısım sabit kaldığından burkulma hareketi başlamaktadır. Elastik deformasyonun bittiği ve plastik deformasyonun başladığı noktada kırık oluşmaktadır (Sattapan ve ark. 2000).

Döngüsel yorgunluk test düzeneklerinde, eğeler eğimli bir yüzey veya oluk üzerinde düzenli bir şekilde döndürülmektedirler. Oluşan baskı ve gerilme kuvvetleri sonucu eğelerde kırıklar meydana gelmektedir ve testler sonucunda eğelerin kırılma anına kadar yaptıkları dönüş sayıları veya kırılana kadar geçen süreler hesaplanarak veriler elde edilmektedir.

Döngüsel yorgunluk direnci testleri temel olarak iki alt gruba ayrılabilir. Bu gruplar eğelerin deney süresince yaptıkları hareketlere ve hazırlanan deney düzeneğinin şekline göre belirlenmektedir. Deney süresinde eğelerin yapay kanal

içersindeki hareketine göre döngüsel yorgunluk testleri statik ve dinamik test düzenekleri olarak ikiye ayrılabilir. (Keleş ve ark. 2019).

Statik döngüsel yorgunluk test düzeneklerinde yapay kanal içerisine yerleştirilen ege kırılana kadar sabit bir şekilde rotasyon veya resiprokasyon hareketini yapmaktadır. **Dinamik test düzeneklerinde** ise eğeler rotasyon veya resiprokasyon hareketlerinin yanında gerçek kök kanal sistemi içerisindeki hareketi taklit edebilmek için aksiyel yönde ileri geri hareket de yapmaktadırlar (Keleş ve ark. 2019).

Döngüsel yorgunluk direnci testleri deney düzeneklerinin yapılarına göre sınıflandırıldığında ise genel olarak dört alt grupta incelenmesine rağmen son yıllardaki çalışmalarda yeni deney düzeneklerine de rastlanmaktadır. **Eğri metal tüp deney düzeneklerinde**, eğeler belli bir eğime sahip tüplerin içersinde kırılana kadar rotasyon veya resiprokasyon hareketlerini yapmaktadırlar. Pruett ve ark. 1997 yılında test düzeneğinde kullanılan eğelerin eğimlerinin aynı olabilmesi için tüplerin yarıçapını 1 – 2 mm olacak şekilde standardize etmişlerdir. Ancak buna rağmen daha küçük apikal çap veya hacime sahip eğeler tüp içerisinde daha rahat hareket ettiklerinden; ege üzerinde oluşan baskı ve gerilme kuvvetleri daha az olmuştur. Bu durum küçük boyutlu ve büyük boyutlu eğelerin döngüsel yorgunluk dirençleri karşılaştırılırken aralarında orantısız bir sonuç ortaya çıkarmaktadır (Cheung 2009).

Eğilendirilmiş düzlem deney düzeneğinde eğeler eğilendirilmiş bir yüzeye dik gelecek şekilde yerleştirilerek resiprokasyon veya rotasyon hareketi yapmaktadırlar. Ancak bu deney düzeneğinin açısı ile eğelerin döngüsel yorgunluğu arasında anlamlı bir ilişki bulunamamıştır (Cheung 2009). **Oluklu blok deney düzeneği**; “V” şeklinde bir oluk oluşturan iki parçalı bir silindir bloktan oluşmaktadır. Eğeler oluğun içerisine yerleştirildikten sonra kırılana kadar hareket ettirilmeleri sağlanmaktadır. Eğri metal tüp deney düzeneğinden farkı tamamen kapalı bir silindir olmasıdır. **Üç noktalı büküm deney düzeneği** eğelerin 2 mm çapında üç adet metal pinin arasında yerleştirilerek rotasyon veya resiprokasyon hareketi yapması ile elde edilmektedir. Bu deney düzeneğinde eğeler hem kuronal, hem orta hem de apikal 1/3'lük kısımlarından eğilendirilerek teste tabi tutulmaktadırlar (Cheung 2009).

Günümüzde diğer deney düzeneklerine göre kullanımına daha sık rastladığımız sistem olan **metal blok deney düzeneği** metal bloklar üzerine istenilen uzunluk, derinlik ve eğime sahip yapay kanallar açılmasıyla elde edilmektedir. Bu tür deney

düzeneklerinde metal blok üzerine akrilik veya cam kullanılarak bir kapak konulabilmekte ve bu sayede kırık oluşum anı net olarak gözlenebilmektedir.

2.4.Rehber Yol (Glide path)

Kök kanal tedavisinin temel hedefi, kök kanal sisteminde bulunan bakterilerin eliminasyonu ve hazırlanan boşluğun hermetik biçimde doldurulmasıdır. Bu hedef doğrultusunda şekillendirme ve dolum safhaları eksiksiz olarak yapılmalıdır. Kök kanal tedavisi sırasında meydana gelebilen alet kırıkları gibi komplikasyonlar ise bu hedeflerin gerçekleştirilememesine neden olmaktadır. Her ne kadar Ni-Ti döner alet sistemlerinin yıllar içerisindeki gelişimiyle alet kırılma riski en aza indirilmeye çalışılsa da tamamen önüne geçilememiştir. Bu nedenle kök kanal şekillendirilmesi öncesinde koronal genişletme ve rehber yol oluşturulması önemlidir (Allen ve ark. 2007).

Rehber yol (glide path); kök kanal sisteminin kanal ağzından apikal daralmaya kadar ilerleyen pürüzsüz ve ince bir tünel olarak tanımlanmaktadır. Bu yol taper açısı ve apikal çapı dar olan esnek eğeler ile oluşturulmalıdır. Rehber yolun oluşturulması şekillendirme aşamasında kullanılacak olan kanal aletlerinin kanal içerisinde pasif olarak hareket edebilmesini ve böylece alet kırığı başta olmak üzere transportasyon, perforasyon veya zip oluşumu gibi komplikasyonların olasılıklarının azaltılmasını sağlamaktadır (West 2006, Pedulla ve ark. 2020, Başer Can ve ark. 2014, Yılmaz A ve ark. 2017).

Yapılan bazı çalışmalar koronal genişletmenin de rehber yol hazırlanması yanında alet kırılması ihtimalini azalttığını ortaya koymaktadır (Roland ve ark. 2002). Peters ve arkadaşları ise yılında çekilmiş dişler üzerinde rehber yol oluşturulması üzerine bir çalışma yapmışlardır. Çalışmanın sonunda çok dar kanallara sahip olmalarına rağmen rehber yol hazırlandıktan sonra yapılan şekillendirme sırasında hiçbir Ni-Ti döner aletin kırılmadığını belirtmişlerdir (Peters ve ark. 2003).

Rehber yol oluşturmak için el eğeleri kullanılabildiği gibi günümüzde Ni-Ti döner rehber yol ege sistemleri de bulunmaktadır.

2.4.1. Rehber yol oluşturma yöntemleri

2.4.1.1. K tipi el aletleri ile rehber yol hazırlanması

Paslanmaz çelik K tipi eğeler ile rehber yol hazırlanması günümüzde hala en çok kullanılmakta olan rehber yol hazırlık yöntemlerinden birisidir. Bu yöntemde

kullanılacak olan el eğelerin apikal çaplarının küçük olması tercih edilmelidir (Allen ve ark. 2007). Kanal içerisinde ilk kez şekillendirme yapılacak olmasından dolayı bu aletler torsiyonel yorgunluğa en çok maruz kalan aletlerdir (Peters ve ark. 2003).

Rehber yol hazırlanırken K tipi eğelerin kullanılmasının en büyük avantajlarından biri hekimin el hassasiyetini daha net kontrol edebilmesini sağlamasıdır. Döner bir motor ile kullanılmadıklarından kanal içerisinde kırılma olasılıkları da Ni-Ti aletlere göre daha azdır. Ayrıca paslanmaz çelik eğe kullanımı hekimin eğe üzerinde meydana gelebilecek olan bir deformasyonu daha net bir şekilde farkedebilmesine olanak sağlamaktadır. Bu deformasyonlar hekime kök kanal anatomisi hakkında daha net bilgiler verebilmektedir (Berutti ve ark. 2004). Bu özelliklerinden dolayı yeni geliştirilen glide path aletlerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda kontrol grubu olarak tercih edilmektedirler.

K tipi el aletleri ile yapılacak rehber yol hazırlığı için daha fazla zaman gerekmektedir. Tedavi süresinin uzaması hem hasta konforu hem de hekimin enerjisi ve dikkatini olumsuz yönde etkilemektedir. Ayrıca doğru el aletinin seçimi bu yöntem için büyük önem taşımaktadır. 8 veya 10 numaralı K tipi eğeler bu yöntem için daha uygun aletlerdir. Kullanılacak el aletlerinin apikal çaplarının büyümesi hem kanalın orijinal formunun korunamamasına hem de alet kırıklarına sebep olabilmektedir (West 2010).

2.4.1.2. Resiprokal hareket yapan döner başlıklar ile kullanılan özel üretilmiş K tipi el aletleri ile rehber yol hazırlanması

K tipi el eğeleri; rehber yol hazırlanması aşamasında el ile kullanılabileceği gibi resiprokal hareket yapan özel başlıklar ile de çalıştırılabilmektedir. Bu başlıklarda kullanılabilen paslanmaz çelik K tipi eğeler EndoPulse (EndoTechnik, USA) gibi özel olarak üretilen eğelerdir. Bu yöntem kullanılırken kanal boyu tespitinin ardından k tipi eğeler motor kullanılarak kanak içerisine yerleştirilmektedir. Kanal içerisinde 1 ile 3 mm arasında vertikal hareketler ile kullanılmaktadır. Yöntemin en büyük avantajlarından biri rehber yol hazırlanma süresini el aletlerinin kullanımına göre büyük oranda azaltmasıdır. Ancak yanlış teknik ile kullanıldığında; kanal içerisinde alet kırılması, kanal anatomisinin korunamaması, trasnportasyon veya zip oluşumu gibi komplikasyonların oluşmasıyla apikal bütünlüğün bozulması veya apikalden dışarıya doğru aşırı debris itilmesi gibi problemlere sebep olmaktadır (Kinsey ve Safe 2008).

2.4.1.3. Ni-Ti döner eğeler ile rehber yol hazırlanması

Günümüzde birçok farklı rehber yol Ni-Ti döner alet sistemi piyasaya sürülmüştür. Ni-Ti alaşımların süperelastiklik özelliği ve şekil hafızaları ön şekillendirme sırasında kullanıldıklarında hem yapılan rehber yolun başarısını hem de kanalın orijinal formunun korunmasını kolaylaştırmıştır. Ayrıca rehber yol hazırlanması sırasında meydana gelebilecek transportasyon veya zip oluşumu gibi komplikasyonların azaltılmasını sağlamıştır. Rehber yol hazırlanırken Ni-Ti döner sistemlerin kullanılması el aletleri ile rehber yol hazırlama yöntemlerine göre daha düşük apikalden debris taşıma riski içermektedir (Berutti ve ark. 2004). Ayrıca birçok çalışmada Ni-Ti rehber yol eğe sistemlerinin kullanımının postoperatif ağrı üzerinde olumlu etkilerinin olduğunu göstermiştir (Shi ve Wagle 2017, Uslu ve ark. 2018).

Son yıllarda rehber yol hazırlanmasında kullanılan yeni jenerasyon aletlere örnek olarak; PathFile, **ProGlider**, **R-Pilot**, ScoutRace, **One G**, G Files, HyFlex GPF, WaveOne Gold Glider, HyFlex EDM GP ve Edge Glidepath verilebilmektedir.

2.4.2. Ni-Ti rehber yol döner alet sistemleri

2.4.2.1. PathFile

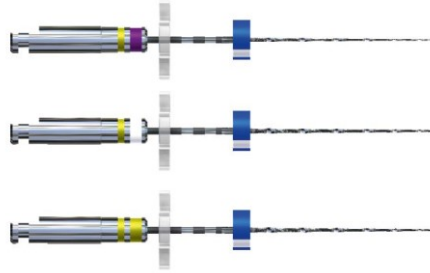
PathFile Ni-Ti rehber yol döner alet sistemi geleneksel Ni-Ti alaşım kullanılarak üretilmiş, üç adet eğeden oluşan ve Densply firması tarafından piyasaya sürülmüş bir rehber yol eğe sistemidir. Sistemin tüm eğelerinde taper açıları sabittir ve %2 değerindedir. Üç eğenin apikal çapları sırasıyla 0.13, 0.16 ve 0.19 mm'dir. Eğeler dört kesici kenara, kare şeklinde bir kesite ve pasif uç yapısına sahiptir.



Şekil 14: PathFile rehber yol Ni-Ti döner alet sistemi eğeleri

2.4.2.2. ScoutRace

Scout Race rehber yol döner eğe sistemi üç adet eğeden oluşan FKG firması tarafından üretilmiş bir sistemdir. Sistem içerisinde bulunan eğeler sırasıyla 0.10, 0.15 ve 0.20 mm apikal çap genişliğine sahiptirler. Tüm eğelerde taper açısı %2'dir ve sabit taper açısına sahiptir. Sistem devamlı rotasyon hareketi ile çalışmaktadır ve önerilen hız aralığı 600-800 rpm, önerilen tork değeri ise 1.5 N/cm'dir.



Şekil 15: ScoutRace rehber yol döner eğe sistemi

Eğeler üçgen kesite sahiptir. Üçgen kesit keskinleştirilmiş kesici uçlara sahiptir ve bu sayede eğelerin dentin kesme etkinlikleri arttırılmaktadır. Eğelerin elastikiyetlerinin arttırılması içinse eğeler ince kor kısımlarına sahiptir. Bu inceltilmiş kor kısmının eğenin kırılma dayanıklılığını arttırmaması için metal elektrokimyasal cila işleminden geçirilmektedir.

2.4.2.3. G Files

G File rehber yol döner alet sistemi; %3'lük sabit taper açısına, sırasıyla 0.12 ve 0.17 mm apikal çap uzunluğuna sahip iki eğeden oluşan bir sistemdir. Asimetrik kesiti sayesinde yılankavi bir hareket tarzına sahiptir. Böylece hem aynı anda dentin duvarlarına temas eden kesici kenar sayısını azaltmakta hem de debrisin kök kanal sistemi dışarısına çıkarılmasını kolaylaştırmaktadır. Sistem sürekli rotasyon hareketi ile çalışmaktadır.



Şekil 16: G Files rehber yol döner alet sistemi

2.4.2.4. HyFlex GPF

Colten firması tarafından piyasaya sürülmüş olan HyFlex GPF üç adet eğeden oluşan bir rehber yol döner alet sistemidir. Sistemin ilk eğesi 0.15 apikal çap genişliğine ve %1 sabit taper açısına, ikinci eğesi 0.1 apikal çap genişliğine ve %2 sabit taper açısına ve üçüncü eğesi 0.20 apikal çap genişliği ve %2 sabit taper açısına sahiptir. Sistemin üretim aşamasında CM Ni-Ti alaşım kullanılmıştır. Şekil hafızasına sahip olmayan bu alaşım sayesinde transportasyon riski azalmıştır. Firma tarafından sistem için önerilen hız ayarı 500 rpm, tork ayarı ise 2.5 N/cm'dir.



Şekil 17: HyFlex GPF rehber yol döner alet sistemi

2.4.2.5. HyFlex EDM GP

HyFlex EDM GP rehber yol eğe sistemi Coltene firmasının ürettiği bir rehber yol döner alet sistemidir. Firmanın diğer rehber yol döner alet sistemi gibi CM Ni-Ti alaşım kullanılarak üretilmiştir. Ancak alaşımın üretim aşamasında elektro polishing

yöntemi uygulanarak daha pürüzsüz ve kırılma dayanımı daha yüksek bir alaşım elde edilmiştir. Sistem 0.10 mm apikal çapa ve %5 sabit taper açısına sahip tek bir eğden oluşmaktadır. Sistemin düzenli rotasyon hareketi ile çalışmaktadır ve önerilen hız ve tork ayarları firmanın diğer rehber yol döner alet sistemi gibi hız için 500 rpm ve tork için 2.5 N/cm değerlerindedir.



Şekil 18: HyFlex EDM GP rehber yol döner alet sistemi

2.4.2.6. WaveOne Gold Glider

Densply firması tarafından piyasaya sürülmüş olan WaveOne Gold Glider tek eğli bir rehber yol döner alet sistemidir. Eğe resiprokal hareket ile çalışmaktadır. Eğe 0.15 mm apikal çap genişliğine ve değişken taper açısına sahiptir. Taper açısı apikal bölgede %2 iken kuronal bölgeye doğru büyümekte ve son olarak %6'lık bir taper açısına sahip olmaktadır. Eğe paralelkenar bir kesite ve geniş kesici yüzeylere sahiptir. Ni-Ti alaşım üzerine kadmiyum ve altın elementlerini içeren bir kaplama yapılmaktadır. Firmanın gold metal adını verdiği alaşım esnekliği ve kırılma dayanımını arttırmaktadır.



Şekil 19: WaveOne Gold Glider rehber yol döner alet sistemi

2.4.2.7. Edge Glidepath

Edge Glidepath rehber yol döner alet sistemi EdgeEndo firması tarafından üretilmiş bir sistemdir. Sistem 0.16 mm apikal çap değerine ve değişken taper açısına sahip tek bir eğden oluşmaktadır. Değişken taper açısı kuronal bölgeye doğru genişlemektedir. Eğenin üretiminde kullanılan Ni-Ti alaşım ısıl bir işlem görmektedir..

Firma ürettiği bu alaşıma FireWire adını vermektedir. Isıl işlemin etkisiyle alaşımın hem daha esnekliği hem de kırılma direnci artmaktadır. Sistemin önerilen hız değeri 300- 500 rpm aralığı, tork değeri ise 2-2.5 N/cm'dir.



Şekil 20: Edge Glidepath rehber yol döner alet sistemi

2.4.3. Çalışmamızda kullanılan Ni-Ti rehber yol döner alet sistemleri

2.4.3.1. ProGlider

ProGlider rehber yol eğe sistemi M-wire Ni-Ti alaşım kullanılarak üretilmiş, tek eğeden oluşan Dentsply firması tarafından piyasaya sürülmüş bir sistemdir. Eğenin 21 mm, 25 mm ve 31 mm olarak üç farklı uzunlukta seçenekleri bulunmaktadır.



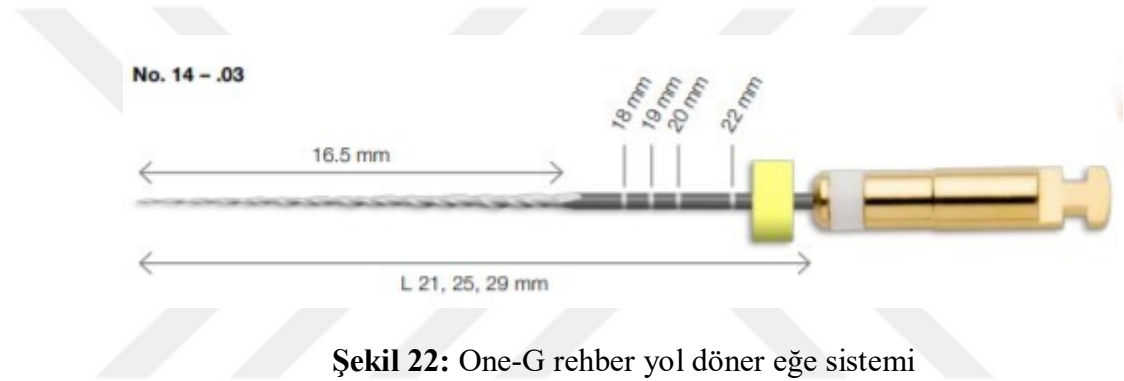
Şekil 21: ProGlider rehber yol Ni-Ti döner eğesi

Eğе sürekli rotasyon hareketi ile çalışmaktadır ve dört kesici kenara sahiptir. Apikal uç çapı 0.16 mm'dir ve sabit bir taper açısına sahip değildir. Apikal uç kısmında %2'lik bir taper açısına sahiptir. Ancak taper açısı eğenin çalışan kısmı boyunca değişkenlik göstermektedir ve çalışan kısmın son noktasındaki taper açısı %8.5'tir. Kuronal kısma doğru büyüyen taper açısı ile rehber yol hazırlığı sırasında kuronal

genişletmenin de tek eğe yardımıyla yapılabilmesi hedeflenmektedir. Sistemin tek eğeden oluşması ve taper açısının kuronal kısma doğru büyümesi daha dayanıklı ve esnek olmasını zorunlu kılmaktadır. Bu nedenle geleneksek Ni-Ti alaşımdan daha esnek ve dayanıklı olan M-wire telden üretilmiştir. Sistem 300 rpm hızda ve 2N/cm tork değeri ile kullanılmalıdır.

2.4.3.2. One G

One-G rehber yol Ni-Ti döner alet sistemi Micro-Mega tarafından üretilmiş olan tek eğeli bir sistemdir. Eğenin apikal uç çapı 0.14 mm'dir ve %3 lük sabit bir taper açısına sahiptir. Geleneksel Ni-Ti alaşımdan üretilen eğe üçgen bir kesite sahiptir. Sistemin kullanım hız aralığı 250-400 rpm ve önerilen tork değeri 1.2N/cm'dir.



Şekil 22: One-G rehber yol döner eğe sistemi

Eğenin rotasyon hareketi asimetrik bir biçimde olmaktadır. Asimetrik dönüş yapmasının sebebi eğenin kesici kenarlarının herbirinin farklı çap uzunluklarına sahip olmalarıdır. Böylece kesici kenarlar aynı anda dentin yüzeyine temas etmemektedirler ve vidalanma etkisi azaltılmış olmaktadır. Ayrıca dentine temas eden yüzeyin az olması debris birikimini de azaltmaktadır.



Şekil 23: One-G rehber yol eğe sisteminin uç kesiti

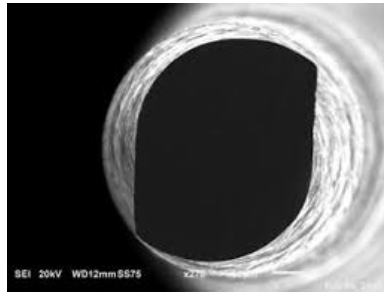
2.4.3.3. R-Pilot

R-Pilot rehber yol döner eğe sistemi VDW firması tarafından üretilen ve tek eğeden oluşan bir sistemdir. Sistem resiprokal hareket ile çalışan ilk rehber yol eğe sistemidir. Üretiminde M-wire alaşım kullanımıştır.



Şekil 24: R-Pilot rehber yol döner eğe sistemi

Eğenin apikal uç çapı 0.125 mm'dir. Sistem % 4 lük sabit bir taper açısına sahiptir. Sistem S şeklinde kesite sahiptir.



Şekil 25: R-Pilot rehber yol döner eğe sisteminin kesiti

3.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir. Tez çalışmasında kullanılacak olan dişler için İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulundan 15.03.2018 tarihli toplantıda 253 sayı numaralı karar altında onay alınmıştır.

3.1. Gereç

Çalışmamızda 25 mm uzunluğa sahip üç farklı Ni-Ti rehber yol döner alet tek ege sistemi kullanılmıştır. Bunlar;

- R-Pilot
- One G
- ProGlider eğerleridir.

Çalışmamızda biri resiprokal biri rotasyonel hareket ile çalışan iki farklı Ni-Ti döner alet tek ege sistemi kullanılmıştır. Bunlar;

- Reciproc (resiprokal hareket)
- One Shape (rotasyonel hareket) eğerleridir.

3.2. Yöntem

3.2.1 Çalışmada kullanılan çekilmiş dişlerin hazırlığı

Çalışmamızda mesial kökleri sağlam ve kök yüzeylerinde çürük veya rezorpsiyon gibi defektler bulunmayan ve periodontal harabiyet nedeniyle çekilmiş alt çene birinci büyük azı dişleri kullanılmıştır. Toplanan örnekler deney öncesinde radyolojik ve klinik olarak incelenmiş olup rezorbsiyon, kırık, kök çürüğü veya kalsifikasyon gibi sorunların görüldüğü örnekler çalışmaya dahil edilmemiştir. Deneyde kullanılacak olan dişlerin kök yüzeyleri diş taşı ve periodontal doku artıklarından temizlenmiş ve serum fizyolojik ile yıkanmıştır.

Dişler mine-sement sınırlarından elmas separeler yardımıyla kesilerek kök boyları 14 mm olacak şekilde standardize edilmiştir. Çalışmada sadece alt çene birinci büyük azı dişlerinin mesio-bukkal kanalları kullanılacağından dişlerin kökleri de

ayrılarak 14 mm uzunluğunda mesial kökler elde edilmiştir. Çalışmaya dahil edilecek mesial kökler seçilirken Schneider'in kök eğim sınıflaması dikkate alınmıştır ve Schneider sınıflamasına göre orta derece yani 10^0 - 20^0 arası eğime sahip mesial kökler kullanılmıştır.

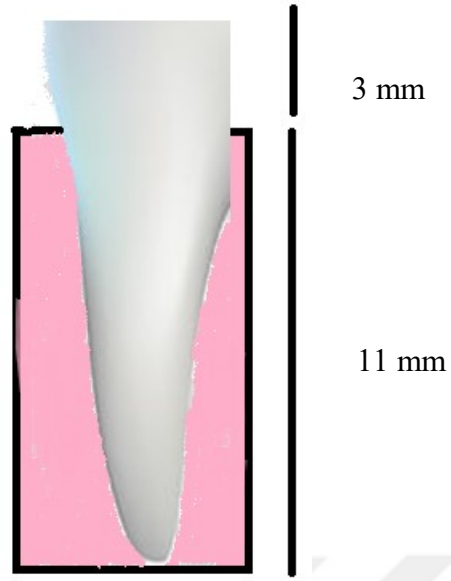
Hazırlanan örnekler deneylerin yapım aşamasına kadar saline solüsyonu içerisinde muhafaza edilmiştir.

3.2.2. Grupların oluşturulması

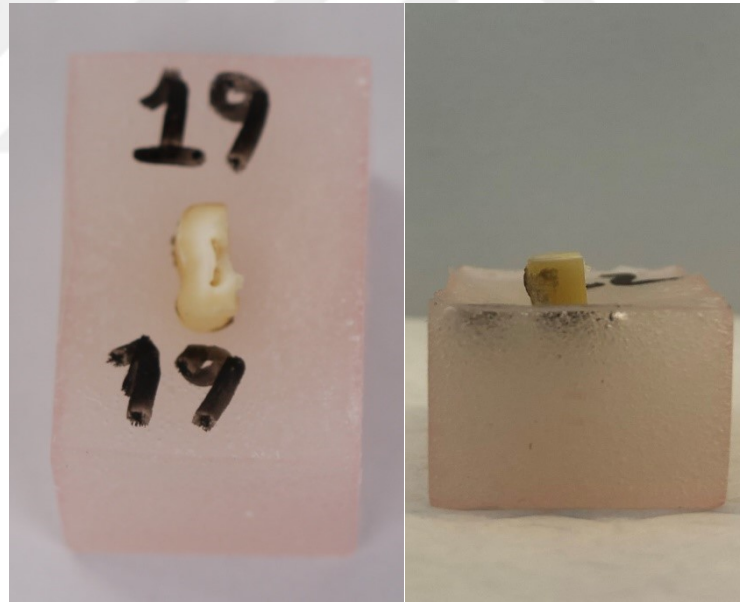
Deneyde toplam 96 adet alt çene birinci büyük azı dişi kullanılmış olup her bir grupta 12 diş olacak şekilde 8 grup oluşturulmuştur.

1. Grup: R-Pilot ve Reciproc
2. Grup: One G ve Reciproc
3. Grup: ProGlider ve Reciproc
4. Grup: (Kontrol grubu) ISO #15 K-file ve Reciproc
5. Grup: R-Pilot ve One Shape
6. Grup: One G ve One Shape
7. Grup: ProGlider ve One Shape
8. Grup: (Kontrol grubu) ISO #15 K-file ve One Shape

Herhangi bir problemin görülmediği örnekler, gelen kuvvetlerin standardize edilebilmesi için şeffaf akrilik bloklara gömülmüş ve uzun aksları aynı şekilde konumlandırılmıştır. Akrilik blokların hazırlığı için 11 mm yüksekliğinde ve 8 mm en ve boy uzunluklarına sahip bir silikon kalıp oluşturulmuştur. Ardından hazırlanan tüm örnekler akrilik bloklar üzerinden 3 mm yüksekte kalacak şekilde akrilik blokların içerisine gömülmüşlerdir.



Şekil 26: Çalışmada kullanılan dişlerin akrilik blok içerisinde konumlandırılması



Şekil 27: Çalışmada kullanılan akrilik bloklara gömülmüş örnekler

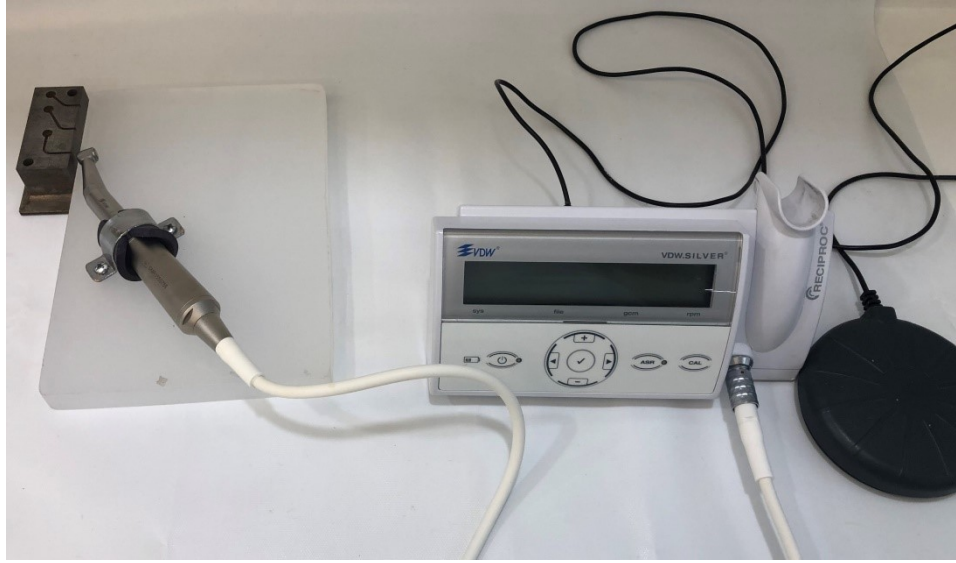
3.2.3. Çekilmiş dişler üzerinde şekillendirme işlemlerinin yapılması

Her bir grupta hazırlanan örnekler üzerinde şekillendirme işlemleri için kullanılacak tüm aletlerin çalışma boyu 14 mm'ye göre ayarlanmış ve şekillendirme işlemleri şu sırayla yapılmıştır;

Öncelikle, deney gruplarının kök kanalında rehber yol Ni-Ti döner alet tek eğe sistemi ile, kontrol gruplarında ise K-file #15 ile rehber yol oluşturulmuştur. Bu işlemin ardından kullanılan resiprokal ve rotasyonel Ni-Ti döner eğe sistemleri üretici firmalar tarafından önerilen hız, tork ve kullanım şekli önerilerine uygun olarak kullanılmıştır. Şekillendirme işlemi boyunca kök kanalları %5.25'lik sodyum hipoklorit ile yıkanmıştır. Yıkama işlemleri arasında kök kanallarında ISO 10 numara K-tipi eğeler ile çalışma boyunca ilerlenmiş ve kanallarda herhangi bir tıkanıklılık oluşup oluşmadığı kontrol edilmiştir. Kullanılan tüm eğeler kök kanal sisteminden her çıkarıldığında bir steril pamuk tampon yardımıyla temizlenerek olukları üzerinde dentin talaşı kalmaması sağlanmıştır. Her bir eğe sadece tek bir örnekte kullanılmış, gruplardaki diğer örneklerle geçişlerde yeni alet açılmıştır.

3.2.4. Metal yorgunluğu testi

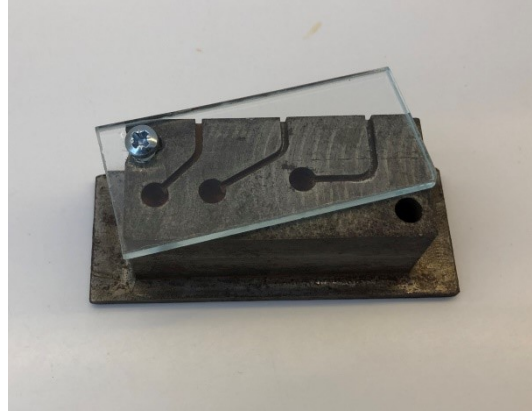
Kök kanal şekillendirmesi sırasında kullanılmış olan Reciproc ve One Shape Ni-Ti döner alet sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençlerinin değerlendirilmesi için paslanmaz çelik bir blok içerisinde yapay kanallar hazırlanmış ve eğelerin harekete başlamaları ve kırılmaları arasında geçen süreyi ölçmek için statik bir deney düzeneği oluşturulmuştur (Şekil 27 - 28). Paslanmaz çelik materyalden hazırlanmış olan düzenekte yer alan yapay kanalların derinliği 1,5 mm, uzunluğu 14 mm, eğim çapı 3 mm ve eğim açısı 90^0 olacak şekilde belirlenmiştir. Test sırasında Ni-Ti döner alet eğelerinin oluk içerisinde kalabilmeleri için metal düzeneğin üzerine aynı boyutlarda bir cam hazırlanarak metal üzerine sabitlenmiştir (Şekil 30). Cam tercihinin sebebi eğelerin kırılma anlarının net olarak tespit edilebilmesidir. Üretici firmalar tarafından belirlenen hız ve tork ayarlarına bağlı kalınarak her bir eğe yapay oluklar içerisine yerleştirilmiştir. Ni-Ti döner alet eğeleri VDW Silver Reciproc (VDW, Münih, Almanya) marka tork kontrollü endodontik motor ve 1/16 redüksiyonlu angulduruva kullanılarak çalıştırılmıştır. Eğelerin harekete başlamaları ve kırılmaları arasında geçen süre 1/100 saniyeli kronometre kullanılarak ölçülmüştür.



Şekil 28: Oluşturulan deney düzeneği ve deney aşamasında kullanılan tork kontrollü endodontik motor



Şekil 29: Eğim açısı 90^0 olan yapay kanala eğenin yerleştirilmesi



Şekil 30: Döngüsel yorgunluk testi sırasında eğelerin yapay kanallardan çıkmasını engellemek amacıyla metal blok üzerine sabitlenen cam parça

3.2.5. Elde edilen bulguların değerlendirilmesi

Şekillendirme işlemlerinde kullanılan Reciproc ve One Shape Ni-Ti döner alet tek eğe sistemlerinin döngüsel yorgunluk direnci testine tabi tutulmalarının ardından tespit edilen kırılma süreleri saniye cinsinden not edilmiştir. Bunun yanında her bir örnekte kullanılan aletin kırılmasına kadar geçen sürede yaptığı dönüş sayıları da hesaplanıp not edilmiştir. Bu hesaplamanın formülü $(Zaman \times Dönüş Hızı) / 60$ 'dır ve NCF (number of cycles of fracture) olarak belirtilmektedir (Kim ve ark. 2012). Her iki sistemde elde edilen saniye cinsinden süre değerleri ve kırılana kadar yaptıkları dönüş sayıları birbirleriyle istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır.

3.2.6. İstatistiksel analiz

İstatistiksel analizler SPSS versiyon 17.0 programı yardımıyla gerçekleştirilmiştir. Değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu histogram grafikleri ve Kolmogorov-Smirnov testi ile incelenmiştir. Tanımlayıcı analizler sunulurken ortalama, standart sapma, ortanca ve minimum-maximum değerler kullanılmıştır. Normal dağılım göstermeyen değişkenler gruplar arasında değerlendirilirken Kruskal Wallis Testi kullanılmış ve iki grup arasında yapılan karşılaştırmalarda Mann Whitney U Testi kullanılmıştır. P-değerinin 0.05'in altında olduğu durumlar istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar şeklinde değerlendirilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. Deneylerde gruplardan elde edilen veriler

Grup 1: R-Pilot ve Reciproc (RP - RC)

Grup 2: One G ve Reciproc (OG - RC)

Grup 3: ProGlider ve Reciproc (PG - RC)

Grup 4: (Kontrol grubu) ISO #15 K-file ve Reciproc (KF - RC)

Grup 5: R-Pilot ve One Shape (RP - OS)

Grup 6: One G ve One Shape (OG - OS)

Grup 7: ProGlider ve One Shape (PG - OS)

Grup 8: (Kontrol grubu) ISO #15 K-file ve One Shape (KF - OS)

Her gruba ait kırılma süreleri saniye cinsinden Tablo 1’de, NCF değerleri ise Tablo 2’de gösterilmiştir.

GRUP 1	GRUP 2	GRUP 3	GRUP 4	GRUP 5	GRUP 6	GRUP 7	GRUP 8
RP - RC	OG - RC	PG - RC	KF - RC	RP - OS	OG - OS	PG - OS	KF - OS
141.09	143.47	142.51	84.77	21.98	26.85	29.62	16.82
134.86	143.09	148.32	76.54	22.48	28.40	31.70	18.24
137.81	140.43	141.09	86.61	26.78	32.17	26.27	17.78
153.63	149.03	142.77	85.30	27.65	34.34	32.44	19.20
144.18	138.20	144.23	92.56	24.61	27.38	30.82	17.15
136.72	146.03	147.14	79.61	21.13	30.14	36.32	15.87
139.25	141.12	140.18	92.13	26.41	29.43	28.61	18.44
141.63	145.65	149.24	89.25	27.14	28.91	34.23	20.21
143.82	143.35	135.57	91.04	22.45	28.23	31.45	19.53
137.06	152.41	144.91	82.68	21.23	31.79	32.43	17.60
146.37	139.23	147.25	88.01	25.18	29.25	32.23	18.29
136.21	142.93	143.12	97.17	23.17	30.56	33.14	17.19

Tablo 1: Reciproc ve One Shape Ni-Ti döner tek eğerlerin döngüsel yorgunluk direnci testi sonucu saniye cinsinden kırılma süreleri

GRUP 1	GRUP 2	GRUP 3	GRUP 4	GRUP 5	GRUP 6	GRUP 7	GRUP 8
RP - RC	OG - RC	PG - RC	KF - RC	RP - OS	OG - OS	PG - OS	KF - OS
705,45	717,35	712,55	423,85	146,53	179	197,46	112,13
674,3	715,45	741,6	382,7	149,86	189,33	211,33	121,6
689,05	702,15	705,45	433,05	178,53	214,46	175,13	118,53
768,15	745,15	713,85	426,5	184,33	228,93	216,26	128
720,9	691	721,15	462,8	164,06	182,53	202,53	114,33
683,6	730,15	735,7	398,05	180,93	200,93	242,13	105,8
708,15	705,6	700,9	460,65	176,06	196,2	190,73	122,93
696,25	728,25	746,2	446,25	140,86	192,73	228,2	134,73
719,1	716,75	677,85	455,2	179,66	188,2	209,66	130,2
685,3	762,05	724,55	413,4	141,53	211,93	216,2	117,33
731,85	696,15	736,25	440,05	167,86	195	214,86	121,93
681,05	714,65	715,6	395,85	154,46	203,73	220,93	114,6

Tablo 2: Reciproc ve One Shape Ni-Ti döner tek eğerlerin döngüsel yorgunluk direnci testi sonucu NCF (kırılmaya kadar geçen süredeki dönüş sayısı) değerleri

4.2.Gruplar arası karşılaştırmalar

4.2.1.Grupların kendi içlerinde kırılma sürelerinin saniye cinsinden karşılaştırılmaları (Kruskal Wallis)

Reciproc ege sisteminin kullanıldığı ilk 4 gruba ait kırılma sürelerinin ortalama saniye cinsinden değerleri Tablo 3'te gösterilmiştir. Bu gruplara ait karşılaştırmalarda Grup 1-2-3 arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunamamıştır. ($p>0,05$) Herhangi bir rehber yol döner ege sistemi kullanılmadan sadece K tipi el eğerleri ile rehber yol hazırlığı yapılan 4. gruptan elde edilen ortalama saniye cinsinden değerler 1., 2. ve 3. gruplara göre istatistiksel açıdan çok ileri derecede anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur. ($p<0,001$) (Tablo 4 - 5)

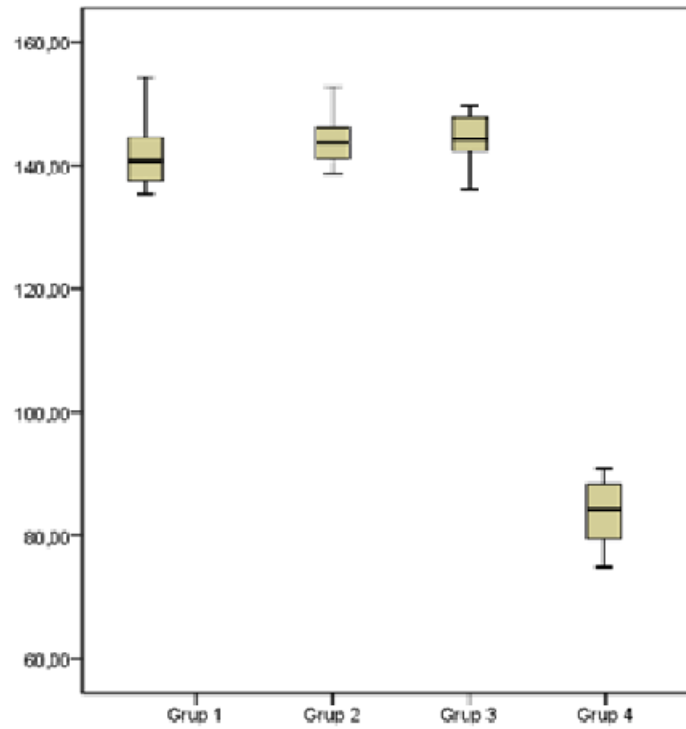
	Ort±s.s.	Medyan	Minimum	Maximum
Grup 1 (RP-RC)	141,05±5,35	140,17	134,86	153,63
Grup 2 (OG-RC)	143,75±4,07	143,22	138,20	152,41
Grup 3 (PG-RC)	143,86±3,88	143,68	135,57	149,24
Grup 4 (KF-RC)	85,64±5,30	85,96	76,54	92,56

Tablo 3: Farklı rehber yol Ni-Ti döner alet sistemlerinden sonra kullanılan Reciproc eğerlerin kırılma sürelerinin saniye cinsinden karşılaştırılması

p değeri	GRUP 1 (RP-RC)	GRUP 2 (OG-RC)	GRUP 3 (PG-RC)	GRUP 4(KF-RC)
GRUP 1 (RP-RC)				
GRUP 2 (OG-RC)	0,149			
GRUP 3 (PG-RC)	0,088	0,817		
GRUP 4 (KF-RC)	<0,001	<0,001	<0,001	

Kruskal Wallis

Tablo 4: Reciproc eğe grupları arasında yapılan istatistiksel analiz değerleri



Tablo 5: Kruskal Wallis testi ile Reciproc gruplarının kendi aralarında istatistiksel değerlendirilmesi

One Shape eğe sisteminin kullanıldığı sonraki 4 gruba ait kırılma sürelerinin ortalama saniye cinsinden değerleri Tablo 6’da gösterilmiştir. Hiç bir Ni-Ti rehber yol döner alet sistemi kullanılmadan sadece K tipi el eğeleri ile rehber yol hazırlığı yapılan 8. gruptan elde edilen ortalama saniye cinsinden değerler, 5. – 6. ve 7. gruplara göre istatistiksel açıdan çok ileri derecede anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur ($p < 0,001$).

5. grupta elde edilen kırılma sürelerinin ortalama saniye cinsinden değeri grup 6 ve grup 7’ye göre istatistiksel açıdan çok ileri derecede anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur ($p < 0,001$). Bunun yanında grup 6 ve grup 7’de elde edilen değerler karşılaştırıldığında ise istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p > 0,05$). (Tablo 4 - 8)

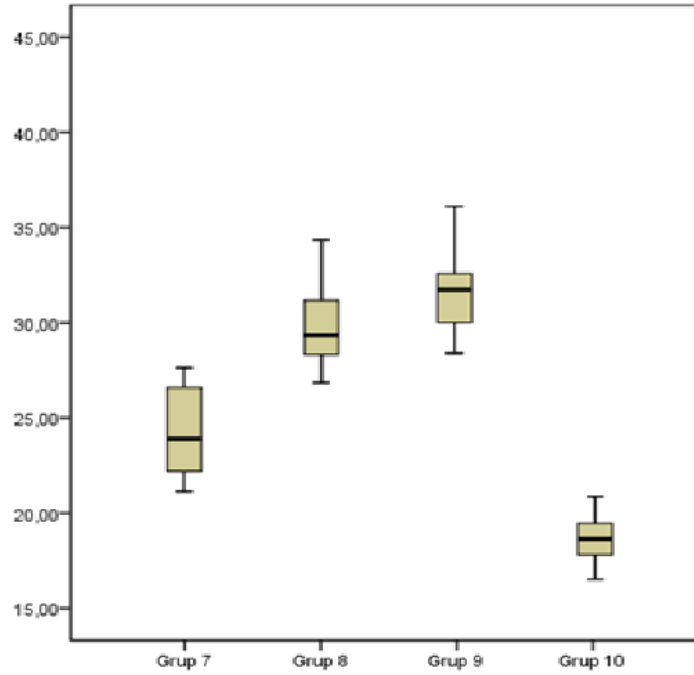
	Ort±s.s.	Medyan	Minimum	Maximum
Grup 5 (RP-OS)	24,18±2,40	23,89	21,13	27,65
Grup 6 (OG-OS)	29,79±2,16	29,34	26,85	34,34
Grup 7 (PG-OS)	31,61±2,62	31,96	26,27	36,32
Grup 8 (KF-OS)	18,03±1,23	18,01	15,87	20,21

Tablo 6: Farklı rehber yol Ni-Ti döner alet sistemlerinden sonra kullanılan One Shape eğelerin kırılma sürelerinin saniye cinsinden karşılaştırılması

p değeri	GRUP 5 (RP-OS)	GRUP 6 (OG-OS)	GRUP 7 (PG-OS)	GRUP 8 (KF-OS)
GRUP 5 (RP-OS)				
GRUP 6 (OG-OS)	<0,001			
GRUP 7 (PG-OS)	<0,001	0,057		
GRUP 8 (KF - OS)	<0,001	<0,001	<0,001	

Kruskal Wallis

Tablo 7: One Shape eğe grupları arasında yapılan istatistiksel analiz değerleri



Tablo 8: Kruskal Wallis testi ile One Shape gruplarının kendi aralarında istatistiksel değerlendirilmesi

4.2.2. Grupların birbirleri arasında kırılma sürelerinin saniye cinsinden karşılaştırılmaları (Mann Whitney U)

Reciproc ve One Shape eğe sistemlerinin kullanıldığı gruplara ait kırılma sürelerinin ortalama saniye cinsinden değerlerinin birbirleriyle karşılaştırılmaları Tablo 9’da gösterilmiştir. Rehber yol hazırlığında R-Pilot sisteminin kullanıldığı 1. ve 5. grupta elde edilen değerlere bakıldığında, Reciproc eğe sisteminin kullanıldığı 1. gruba ait değerler One Shape eğe sisteminin kullanıldığı 5. gruba ait değerlere göre istatistiksel açıdan çok ileri derecede anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur. ($p < 0,001$)

Rehber yol hazırlığında One G sisteminin kullanıldığı 2. ve 6. grupta elde edilen değerlere bakıldığında, Reciproc eğe sisteminin kullanıldığı 2. gruba ait değerler One Shape eğe sisteminin kullanıldığı 6. gruba ait değerlere göre istatistiksel açıdan çok ileri derecede anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur. ($p < 0,001$)

Rehber yol hazırlığında ProGlider sisteminin kullanıldığı 3. ve 7. grupta elde edilen değerlere bakıldığında, Reciproc eğe sisteminin kullanıldığı 3. gruba ait değerler One Shape eğe sisteminin kullanıldığı 7. gruba ait değerlere göre istatistiksel açıdan çok ileri derecede anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur. ($p<0,001$)

Hiç bir Ni-Ti rehber yol döner alet sistemi kullanılmadan sadece K tipi el eğeleri ile rehber yol hazırlığı yapılan 4. ve 8. grupta elde edilen değerlere bakıldığında, Reciproc eğe sisteminin kullanıldığı 4. gruba ait değerler One Shape eğe sisteminin kullanıldığı 8. gruba ait değerlere göre istatistiksel açıdan çok ileri derecede anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur. ($p<0,001$)

	Ort $\pm$ s.s.	Medyan	Minimum	Maximum	p
Grup 1 (RP-RC)	141,05 $\pm$ 5,35	140,17	134,86	153,63	<0,001
Grup 5 (RP-OS)	24,18 $\pm$ 2,40	23,89	23,13	27,65	
Grup 2 (OG-RC)	143,75 $\pm$ 4,07	143,22	138,20	152,41	<0,001
Grup 6 (OG-OS)	29,79 $\pm$ 2,16	29,34	26,85	34,34	
Grup 3 (PG-RC)	143,86 $\pm$ 3,88	143,68	135,57	149,24	<0,001
Grup 7 (PG-OS)	31,61 $\pm$ 2,62	31,96	26,27	36,32	
Grup 4 (KF-RC)	85,64 $\pm$ 5,30	85,96	76,54	92,56	<0,001
Grup 8 (KF-OS)	18,03 $\pm$ 1,23	18,01	15,87	20,21	

Mann Whitney U

Tablo 9: Reciproc ve One Shape gruplarının kırılma sürelerinin saniye cinsinden karşılaştırılması

4.2.3. Grupların kendi içlerinde kırılmaya kadar geçen sürelerdeki dönüş sayılarına göre karşılaştırmaları (Kruskal Wallis)

Reciproc eğe sisteminin kullanıldığı ilk 4 gruba ait kırılmaya kadar geçen sürelerindeki dönüş sayıları yani NCF değerleri Tablo 10'da gösterilmiştir. Bu gruplara ait karşılaştırmalarda, grup 1-2-3 arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunamamıştır. ($p>0,05$) Hiçbir Ni-Ti rehber yol döner alet sistemi kullanılmadan sadece K tipi el eğeleri ile rehber yol hazırlığı yapılan 4. Gruptan elde edilen NCF değerleri 1., 2. Ve 3. Gruplara göre istatistiksel açıdan çok ileri derecede anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur. ($p<0,001$) (Tablo 11)

	Ort±s.s.	Medyan	Minimum	Maximum
Grup 1 (RP-RC)	705,26±26,74	700,85	674,30	768,15
Grup 2 (OG-RC)	718,73±20,35	716,10	691,00	762,05
Grup 3 (PG-RC)	719,30±19,41	718,38	677,85	746,20
Grup 4 (KF- RC)	428,20±26,52	429,78	382,70	462,80

Tablo 10: Farklı rehber yol Ni-Ti döner alet sistemlerinden sonra kullanılan Reciproc eğelerinin NCF değerleri karşılaştırmaları

p değeri	GRUP 1 (RP-RC)	GRUP 2 (OG-RC)	GRUP 3 (PG-RC)	GRUP 4(KF-RC)
GRUP 1 (RP-RC)				
GRUP 2 (OG-RC)	0,149			
GRUP 3 (PG-RC)	0,088	0,817		
GRUP 4 (KF-RC)	<0,001	<0,001	<0,001	

Kruskal Wallis

Tablo 11: Reciproc eğe grupları arasında yapılan istatistiksel analiz değerleri

One Shape eğe sisteminin kullanıldığı sonraki 4 gruba ait kırılmaya kadar geçen sürelerindeki dönüş sayıları yani NCF değerleri Tablo 12’de gösterilmiştir. Hiç bir Ni-Ti rehber yol döner alet sistemi kullanılmadan sadece K tipi el eğeleri ile rehber yol hazırlığı yapılan 8. gruptan elde edilen NCF değerleri 5. – 6. ve 7. gruplara göre istatistiksel açıdan çok ileri derecede anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur ($p<0,001$). 5. grupta elde edilen NCF değerleri grup 6 ve grup 7’ye göre istatistiksel açıdan çok ileri derecede anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur ($p<0,001$). Bunun yanında grup 6

ve grup 7’de elde edilen NCF değerleri karşılaştırıldığında ise istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p > 0,05$) (Tablo 13)

	Ort±s.s.	Medyan	Minimum	Maximum
Grup 5 (RP-OS)	163,72±16,38	165,96	140,86	184,33
Grup 6 (OG-OS)	198,58±14,37	195,60	179,00	228,93
Grup 7 (PG-OS)	210,45±17,54	213,10	175,13	242,13
Grup 8 (KF-OS)	120,18±8,17	120,07	105,80	134,73

Tablo 12: Farklı rehber yol Ni-Ti döner alet sistemlerinden sonra kullanılan One Shape eğelerinin NCF değerleri karşılaştırmaları

p değeri	GRUP 5 (RP-OS)	GRUP 6 (OG-OS)	GRUP 7 (PG-OS)	GRUP 8 (KF-OS)
GRUP 5 (RP-OS)				
GRUP 6 (OG-OS)	<0,001			
GRUP 7 (PG-OS)	<0,001	0,065		
GRUP 8 (KF - OS)	<0,001	<0,001	<0,001	

Kruskal Wallis

Tablo 13: One Shape eğe grupları arasında yapılan istatistiksel analiz değerleri

4.2.4.Grupların birbirleri arasında kırılmaya kadar geçen sürelerdeki dönüş sayılarına göre karşılaştırmaları (Mann Whitney U)

Reciproc ve One Shape Ni-Ti eğe sistemlerinin kullanıldığı gruplara ait kırılmaya kadar geçen sürelerindeki dönüş sayıları yani NCF değerlerinin birbirleriyle karşılaştırmaları Tablo 14’te gösterilmiştir. Rehber yol hazırlığında R-Pilot sisteminin kullanıldığı 1. ve 5. grupta elde edilen NCF değerlerine bakıldığında, Reciproc eğe sisteminin kullanıldığı 1. gruba ait değerler One Shape eğe sisteminin kullanıldığı 5.

gruba ait değerlere göre istatistiksel açıdan çok ileri derecede anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur. ($p<0,001$)

Rehber yol hazırlığında One G sisteminin kullanıldığı 2. ve 6. grupta elde edilen NCF değerlerine bakıldığında, Reciproc eğe sisteminin kullanıldığı 2. gruba ait değerler One Shape eğe sisteminin kullanıldığı 6. gruba ait değerlere göre istatistiksel açıdan çok ileri derecede anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur. ($p<0,001$)

Rehber yol hazırlığında ProGlider sisteminin kullanıldığı 3. ve 7. grupta elde edilen NCF değerlerine bakıldığında, Reciproc eğe sisteminin kullanıldığı 3. gruba ait değerler One Shape eğe sisteminin kullanıldığı 7. gruba ait değerlere göre istatistiksel açıdan çok ileri derecede anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur. ($p<0,001$)

Hiç bir Ni-Ti rehber yol döner alet sistemi kullanılmadan sadece K tipi el eğeleri ile rehber yol hazırlığı yapılan 4. ve 8. grupta elde edilen NCF değerlerine bakıldığında, Reciproc eğe sisteminin kullanıldığı 4. gruba ait değerler One Shape eğe sisteminin kullanıldığı 8. gruba ait değerlere göre istatistiksel açıdan çok ileri derecede anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur. ($p<0,001$)

	Ort±s.s.	Medyan	Minimum	Maximum	p
Grup 1 (RP-RC)	705,26±26,74	700,85	674,30	768,15	<0,001
Grup 5 (RP-OS)	163,72±16,38	165,96	140,86	184,33	
Grup 2 (OG-RC)	718,73±20,35	716,10	691,00	762,05	<0,001
Grup 6 (OG-OS)	198,58±14,37	195,60	179,00	228,93	
Grup 3 (PG-RC)	719,30±19,41	718,38	677,85	746,20	<0,001
Grup 7 (PG-OS)	210,45±17,54	213,10	175,13	242,13	
Grup 4 (KF-RC)	428,20±26,52	429,78	382,70	462,80	<0,001
Grup 8 (KF-OS)	120,18±8,17	120,07	105,80	134,73	

Mann Whitney U

Tablo 14: Reciproc ve One Shape gruplarının NCF değerlerinin karşılaştırılması

5.TARTIŞMA

Endodontik tedavinin temel amacı; kök kanal sistemi içerisindeki mikroorganizmaların temizlenmesi ve bu işlem sırasında kök kanal sisteminin özgün şeklinin korunmasıdır (Saber ve ark. 2018). Bu amaçla günümüze dek birçok şekillendirme tekniği ve endodontik alet geliştirilmiştir (Yared 2008).

Ni-Ti alaşımlar yüksek esneklik kapasiteleri sayesinde bu amaca uygun olarak endodontik aletlerin üretiminde büyük oranda kullanılmaktadırlar. Eğri kanallarda, Ni-Ti alaşımdan üretilen kök kanal aletleri paslanmaz çelik alaşımdan üretilen aletlere göre esneklikleri sayesinde daha güvenilir bir şekillendirme sağlamaktadır. (Schafer ve ark. 2003)

Ni-Ti alaşımların esneklik üstünlüklerine rağmen tedavi sırasında yine de alet kırıklarına rastlanılabilmektedir. Alet kırığı oluşumu yapılan endodontik tedavinin başarı oranını büyük oranda azaltmakta olan bir komplikasyondur. Alet kırıkları; kullanılan aletin alaşımına, yüzey özelliklerine, tasarımına ve üretim şekline bağlı olarak alet kaynaklı; aletin doğru şekilde kullanılmasına, hekimin tecrübesine ve sterilasyon koşullarına bağlı olarak hekim kaynaklı veya kök eğiminin açısı veya yarıçapına bağlı olarak anatomik sebeplerle oluşabilmektedir. (Hülsmann ve ark. 2005)

Kanal aletinin kök kanal sistemi içerisinde burulması sonucu oluşan torsiyonel yorgunluk ile baskı ve gerilme kuvvetleri nedeniyle oluşan döngüsel yorgunluk alet kırıklarının temel sebebini oluşturmaktadır. Alet kırıkları üzerine çok fazla araştırma yapılmış olmasına rağmen, araştırmacılar arasında kırık oluşumunu etkileyen temel mekanizmalar üzerine bir fikir birliğine varılamamıştır. Sattapan ve ark. (2000) çekilmiş dişler üzerinde yaptıkları bir araştırmada alet kırılma mekanizmalarını incelemişler ve araştırma sonucunda Ni-Ti döner alet sistemlerinde kırık oluşumunda torsiyonel yorgunluğun %55,7, döngüsel yorgunluğun ise % 44,3 oranında etkisi olduğunu bulmuşlardır. Buna karşın Cheung ve ark. (2005) ise yaptıkları çalışmalarında alet kırığına sebep olan faktörün %93 oranında döngüsel yorgunluk olduğu sonucuna varmışlardır. Biz de bu bilgilerin ışığı altında rehber yol oluşturulmasının alet kırıkları üzerine olan etkilerini incelediğimiz bu çalışmada döngüsel yorgunluk direncini temel aldık.

Döngüsel yorgunluk direnci testleri statik veya dinamik olmak üzere iki farklı şekilde yapılabilmektedir. Statik test düzeneklerinde kök kanal aletleri düzenek içinde sadece rotasyonel hareket etmektedirler. Dinamik test düzeneklerinde ise kanal aletlerinin gerçek kök kanal sistemi içerisindeki hareketini taklit etmek amacıyla rotasyon hareketinin yanında ileri geri hareket de kullanılmaktadır. Dinamik test düzenekleri ile yapılan döngüsel yorgunluk direnci testlerinde kırık oluşan ana kadar geçen süre ve aletlerin bu aşamaya kadarki tur sayıları statik test düzeneklerine göre anlamlı derecede yüksek bulunmaktadır. Li ve ark. (2002) yaptıkları bir çalışmada ProFile (Densply Maillefer, Almanya) Ni-Ti döner alet eğesinin döngüsel yorgunluk direncini farklı hızlarda statik ve dinamik test düzenekleri kullanarak incelemişlerdir. Çalışmanın sonunda dinamik test düzeneklerinin statik test düzeneklerine göre kırılmaya kadar geçen süreyi ve dönüş sayısını anlamlı derecede arttırdığını bulmuşlardır. Rodrigues ve ark. (2011) yaptıkları çalışmalarında iki farklı eğenin döngüsel yorgunluk dirençlerini birbirleriyle karşılaştırırken aynı eğeleri statik ve dinamik test düzeneklerinde işleme tabi tutarak kendi aralarında da karşılaştırmışlar ve dinamik test modelleri ile yapılan döngüsel yorgunluk direnci testlerinde eğelerin kırılma anına kadar yaptıkları tur sayılarının daha fazla olduğunu bulmuşlardır. Araştırmacılar bunu statik test düzeneklerinde ege üzerinde biriken stresin tek noktada oluşmasına ancak dinamik test düzeneklerinde bu streslerin aksiyel harekete bağlı farklı noktalara dağılmasına bağlamışlardır. Bunun yanında Higuera ve ark. (2015) üç farklı Ni-Ti döner alet sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında statik döngüsel yorgunluk test düzeneği tercih etmişler ve bu tercihlerini açıklarken dinamik döngüsel yorgunluk direnci test düzeneklerinin bazı sınırlamaları olduğunu belirtmişlerdir. Ni-Ti döner alet egesinin aksiyel yönde yapacağı hareketin hızı ve boyutu standardize edilebilmektedir. Ancak bu standardizasyon objektif olmamaktadır. Bir kök kanal tedavisi sırasında, eğenin aksiyel hareketi dışın anatomisine ve yapısına bağlı olarak değişiklik gösterebildiği gibi hekim tarafından elle kontrol edilen bir mekanizma olduğundan sabit bir hareket yapmamaktadır. Bu nedenle Higuera ve ark. dinamik test düzeneklerindeki aksiyel hareketin, döngüsel yorgunluk direnci testinin gerçeğe yakınlığını olumlu yönde olabileceği gibi olumsuz yönde de etkileyebileceğini belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızın temel amacı; farklı rehber yol sistemlerinin Ni-Ti döner alet eğeleri üzerindeki döngüsel yorgunluk etkilerini

incelemek olduğundan, standardizasyon sağlayabilmemizi kolaylaştırması amacıyla çalışmamızda statik döngüsel yorgunluk direnci test düzeneğini tercih ettik.

Amerikan Dişhekimleri Birliği (ADA) tarafından, üretilen kanal aletlerinin yetkinliklerinin test edilebilmesi amacıyla bazı test düzenekleri belirlenmiş ve bu düzenekler 28 numaralı şartname ile açıklanmıştır. Ancak bu şartname güncel kök kanal aletlerinin değerlendirilebilmesi için yeterli değildir. Şartnamede kanal aletlerinin torsiyonel yorgunluk dirençlerinin test edilebilmesi için belirlenmiş bir düzenek bulunmaktadır. Buna karşın kök kanal eğimleri ve dolayısıyla döngüsel yorgunluk direncinin test edilebilmesi için standart bir yönerge tam olarak açıklanmamıştır.

Kök kanal aletlerinin döngüsel yorgunluk dirençlerinin araştırılabilmesi için eğimli bir kök kanal sistemini taklit eden birçok farklı test düzeneği geliştirilmiştir. Eskiden sıklıkla kullanılan eğri metal tüp test düzeneği Pruett ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada ilk kez 1997 yılında kullanılmıştır. Eğri metal tüp düzeneklerinde çapları, eğimleri veya eğim yarıçapları farklı boyutlarda metal tüpler kullanılmaktadır. Kök kanal aletlerine eğimlendirilmiş bu tüpler içerisinde kırılana kadar rotasyon hareketi yaptırılmaktadır. Ancak eğri metal tüp deney düzeneğinin döngüsel yorgunluk direncinin araştırılması konusunda sınırlamaları bulunmaktadır. Bu sınırlamalardan birincisi tüp içerisinde kök kanal aletinin stabil kalmakta zorlanmasıdır. Ni-Ti döner alet sistemleri şekil hafızası özelliklerinden dolayı kök kanal sistemi içerisinde özgün hallerine dönmeye çalışmaktadırlar. Eğri metal tüp deney düzeneklerinde tüp, eğreyi tam olarak sınırlayamamaktadır. Bu nedenle farklı kök kanal aletleri tüp içerisinde farklı açılarda ve eğimlerde rotasyon hareketi yapmaktadır. Kanal aletlerinin farklı açı ve eğimler ile hareket etmeleri birbirleriyle kıyaslanmalarını zorlaştırdığı gibi kök kanal aleti içerisinde farklı noktalarda ve yönlerde stresler oluşmasına neden olmaktadır. Bu değişimler deneylerin standardizasyonunu ve buna bağlı olarak güvenilirliğini olumsuz etkilemektedir. Yared ve arkadaşlarına (1999) göre eğri metal tüp deney düzeneğinin sınırlamalarından bir diğeri kapalı bir ortam olmasından dolayı kırık oluşum anının tam olarak gözlenememesidir.

Eğri metal tüp deney düzeneğinin olumsuz yönleri nedeniyle Cheung ve Darvell (2007a) kök kanal aletine üç noktadan büküm yaptıran üç noktalı büküm deney düzeneğini tasarlamışlardır. Düzenekte bulunan üç adet pin, kök kanal aletleri üzerine istenilen açıda eğim verilebilmesini sağlamaktadır. Ayrıca pinler düzenek üzerinde

hareket ettirilebildiklerinden oluşturulacak eğimin kurvatür yarıçapı da kontrol edilebilmektedir. Ancak silindirik şekilli pinler ile eğim verilmesinden dolayı kök kanal aletleri üzerinde oluşan eğimler dairesel bir şekil oluşturmaya meyillidir. Kök kanal sistemi içerisinde aletler üzerinde oluşan stresler ve eğimler ise kök kanal sisteminin anatomisine ve eğimin kanal aleti üzerinde apikalde veya kuronalde stres oluşturmalarına göre farklılıklar göstermektedir. (Wick ve ark. 1995)

Cheung oluşturduğu başka bir düzenekle kök kanal aletleri üzerinde oluşturulan eğimleri gerçeğe yaklaştırmaya çalışmış ve oluklu blok deney düzeneğini oluşturmuştur. (Cheung 2009) Bu düzenekte iki parçanın arasında kalan bir oluk ile eğimlendirme yapılarak döngüsel yorgunluk direncine bakılmaktadır. Ancak bu tip deney düzeneklerinde oluşan oluk üçgen formundadır ve oluğun derinliği deney sonuçlarını etkilemektedir. Oluklu blok deney düzeneğinde; eğri metal tüp deney düzeneğine benzer bir sorun olarak kök kanal aletlerinin oluk içerisinde tam uyumlu olmayarak farklı eğim ve açılarda hareket etmeleri ve bu harekete bağlı olarak eğim yarıçapının anlık değişimi görülebilmektedir.

Eğimlendirilmiş düzlem deney düzeneği ise kök kanal aletlerinin eğimlendirilmiş bir düzleme karşı eğim oranında bir açı oluşturarak rotasyon hareketi yapmalarını sağlamaktadır. Eğri düzlem üzerinde 2 mm derinliğinde bir oluk hazırlanarak kanal aleti bu oluk içerisinde rotasyon yapmaktadır. Düzlem kök kanal aletinin rotasyon esnasında aşındıramayacağı sertlikte bir metalden üretilmektedir. Li ve ark. (2002) yaptıkları çalışmada aletlerin farklı hızlarda ve farklı eğim açılarında kullanımı sonucu döngüsel yorgunluk direncini test etmek için paslanmaz çelikten üretilmiş bir eğimlendirilmiş düzlem deney düzeneğini kullanmışlardır. Ray ve ark. (2007) farklı apikal çaplara sahip kök kanal aletlerinin döngüsel yorgunluk dirençlerini ölçmek için 15^0 eğime sahip eğimlendirilmiş düzlem deney düzeneğinden faydalanmışlardır. Bu deney düzeneği kolay oluşturulabilmesine rağmen, testin sadece eğim açısı üzerine yoğunlaşmış olması gibi bir dezavantajı bulunmaktadır. Düzlem üzerindeki oluklar çok derin olmadığından deneyde kullanılan kök kanal aletleri oluk içerisinde tam olarak sınırlandırılmamaktadır ve bu nedenle taper açıları ve apikal genişliklerine göre yaptıkları kurvatür yarıçapları farklı olmaktadır. Ancak kök kanal aletlerinin döngüsel yorgunluk dirençleri incelenirken eğim açısı kadar eğim yarıçapının da önemli bir etken olduğu bildirilmektedir (Plotino ve ark. 2009).

Deney düzeneklerinin bu tarz dezavantajlarının bulunması araştırmacıların daha iyi bir düzenek oluşturma konusunda çalışmalarına neden olmuştur. Bu amaçlarla oluşturulan ve günümüzde diğer deney düzeneklerine göre kullanımına daha sık rastladığımız sistem ise metal bloklar üzerine istenilen uzunluk, derinlik ve eğime sahip yapay kanallar açılmasıyla elde edilmekte olan yapay kanal düzeneklerdir. Bu tür deney düzeneklerinde metal blok üzerine akrilik veya cam kullanılarak bir kapak konulabilmekte ve bu sayede kırık oluşum anı net olarak gözlenebilmektedir. Literatürde yapılmış olan bir çok çalışmada yapay kanallara sahip düzenekler, farklı eğim dereceleri ve yarıçaplarına sahip olacak şekilde kullanılmıştır (Kim ve ark. 2012, Keskin ve ark. 2017, Seferoğlu ve ark. 2018, Iacono ve ark. 2019, Kırıcı ve ark. 2019). Bu deney düzeneğinin diğer düzeneklere kıyasla en büyük avantajı standardizasyonun daha kolay sağlanabilmesidir. Kullanılacak olan Ni-Ti döner alet sistemlerinin apikal çapları ve taper açılarına göre yapay kanallar hazırlanarak kanal aletinin deney düzeneği içerisinde en doğru şekilde yerleşimi sağlanabilmektedir. Ayrıca düzeneğin üzerinin şeffaf bir şekilde kapatılabilmesi kırık oluşum anının daha doğru tespit edilebilmesine fayda sağlamaktadır.

Bizim çalışmamızda da yapay kanal düzeneği olarak özel hazırlanmış olan paslanmaz çelik blok kullanılmıştır. Paslanmaz çelik blok üzerine hazırlanan yapay kanallar 14 mm uzunluğa, 1,5 mm derinliğe, 3 mm eğim yarıçapına ve 90⁰ eğime sahiptirler. Paslanmaz çelik blok üzerinde açılmış olan yapay kanalların derinlikleri kullandığımız Ni-Ti döner alet eğeleri ile uyumlu olduğundan deney sürecinde kök kanal aletleri oluklar içerisinde sabit kalabilmiş ve oluşabilecek yanlış stres ve kuvvetler elimine edilmiştir.

Döngüsel yorgunluk direncinin araştırıldığı çalışmaların bir kısmı incelendiğinde farklı derecelere sahip yapay kanalların seçildiği gözlenmiştir. Çapar ve arkadaşları (2015), Iacono ve arkadaşları (2019), Seferoğlu ve arkadaşları (2018) ve Lee ve arkadaşları (2019) yaptıkları çalışmalarda 90⁰ eğime sahip yapay kanallar kullanmışlardır. Bu çalışmaların ortak noktaları hazırlamış oldukları deney düzeneklerinin statik deney düzeneği olmalarıdır. Statik deney düzenekleri hazırlandığında, ağız içinde olması muhtemel olan endodontik kavite farklılıkları, dişlerin farklı pozisyonlarda bulunmaları, yaşa bağlı olarak pulpa odasında meydana gelen değişimler, kanalların tıkalı veya kalsifiye olması, pulpal dokudaki kireçlenmeler,

ağız açıklığında kısıtlılık ve hekim alışkanlıkları gibi multifaktoriyel değişkenleri bir arada bulundurmak söz konusu olmadığından deney düzeneğinde seçilen eğim açıları mümkün olduğunca zorlayıcı şekilde seçilmektedir. Çalışmamızda; hazırlattığımız paslanmaz çelik metal blok üzerinde 45^0 ve 60^0 eğimlere sahip yapay kanallar bulunmasına rağmen döngüsel yorgunluk direnci testleri 90^0 eğime sahip yapay kanal üzerinde yapılmış ve deney düzeneğimizin zorluk derecesi arttırılmaya çalışılmıştır.

Kök kanal aletlerinin döngüsel yorgunluklarının karşılaştırıldığı çalışmalarda, döngüsel yorgunluk direnci test düzeneğine eğeler hiç kullanılmadan yerleştirilebileceği gibi, önce çekilmiş doğal dişler veya yapay şeffaf akrilik bloklar üzerinde de kullanılabilirler. Ancak bu çalışmalardaki ortak görüş kök kanal aletinin döngüsel yorgunluk direncinin daha doğru bir biçimde değerlendirilebilmesi için deney düzeneğine yerleştirilmeden önce kullanılması yönündedir. Bu amaçla kullanılan çekilmiş doğal dişlerin ve şeffaf akrilik blokların birbirlerine karşı avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır. Şeffaf akrilik blokların en büyük avantajı standardizasyon sağlamanın kolay olmasıdır. Bloklar fabrikasyon olarak üretildiklerinden oluşturulan yapay kanallar standart üretilmiştir. Şeffaf akrilik blokların diğer bir kullanım avantajı deney sürecinin üç boyutlu olarak gözlenebilir olmasıdır (Shi ve Wagle 2017). Ancak kök kanal aletlerinin döngüsel yorgunluk dirençleri inceleneceğinden eğenin ağız içi kullanım koşullarına benzer bir teste tabi tutulması önemlidir. Akrilik bloklarda şekillendirme sırasında gerçek dişe göre boyut ve miktar olarak daha büyük talaşlar oluşmaktadır. Bu durum kök kanal aletinin yivleri arasında sıkışan talaş miktarını arttırdığı gibi yapay kanal içinde sıkışan talaş miktarını da arttıracak ve deney sonuçlarının farklılaşmasına neden olacaktır. Ayrıca doğal diş dokusu ve akriliğin mikrosertlik seviyeleri de birbirinden farklıdır. Hülsmann ve ark. (2005) dentin dokusunun mikrosertlik seviyesinin akriliğin mikrosertlik derecesinin iki katına yakın olduğunu belirtmişlerdir. Akriliğin dentin dokusundan daha yumuşak olmasından dolayı eğe üzerinde birikecek stresler farklılık gösterebilmektedir. Amaral ve arkadaşları (2016), Saberi ve arkadaşları (2018) ve De-Deus ve arkadaşları (2019) yaptıkları çalışmalarda çekilmiş alt çene büyükazı dişlerini kullanmışlar ve bunun sebebinin gerçek diş kullanımının kök eğimleri nedeniyle klinik koşulları daha doğru yansıtması olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamız farklı rehber yol eğe sistemlerinin, kullandığımız Ni-Ti tek eğe döner alet sistemlerinin döngüsel yorgunluklarına etkisini incelediğinden; deney şartlarının klinik şartlara benzemesine ve gerçekçi sonuçlar elde edilmeye

çalışılmasına dikkat edilmiştir. Bu nedenle tercihimiz çekilmiş doğal dişlerden yana olmuş ve 96 adet alt çene birinci büyük azı dişi çalışmamızda kullanılmıştır.

Literatürlere bakıldığında klinik koşulları daha doğru yansıtması nedeniyle çekilmiş dişlerin tercih edildiği çalışmalarda; ağız içinde en çok tedaviye ihtiyaç duyulan diş grubu olması, mesiodistal ve bukkolingual olarak iki farklı yönde kök eğimlerine sahip olması ve kök eğimleri nedeniyle tedavi sırasında daha zorlayıcı olmaları sebebiyle alt çene birinci büyük azı dişlerinin mesiobukkal köklerinin kullanıldığı görülmektedir (Güneş ve Yeter 2018, Saberi ve ark. 2018, Marchesan ve ark. 2018, Aydın ve ark. 2019). Yaptığımız çalışmada rehber yol sistemlerinin etkisini incelerken daha dar ve kıvrımlı köklere sahip olan alt çene birinci büyük azı dişlerinin sadece mesial kökleri kullanılmıştır. Örnekler seçilirken Schneider'in kök eğim sınıflaması dikkate alınmış ve örneklerde standardizasyon sağlamak adına 10^0 - 20^0 arası orta derece eğime sahip kökler çalışmaya dahil edilmiştir (Schneider 1971).

Şekillendirme işlemi sırasında kök kanal aletlerinin üzerine gelen yükü eğelerin yapıları, kökün eğimi ve kanalın genişliği kadar açılan giriş kavitesi de etkilemektedir. Kök kanal aletlerinin kanala giriş yollarının düz olması alet üzerine gelen kuvvetlerin azalmasını sağlamaktadır. (Castellucci 2005, 244-329) Kök kanal aletinin kanala giriş açısı eğe üzerinde birikecek stresi etkileyeceğinden önemli bir kriter olmaktadır. Pedulla ve ark. (2018) çalışmalarında giriş kavitesinde oluşabilecek bir eğimin eğin tüm çalışan kısmında yüksek miktarda stres biriktirdiği sonucuna varmışlardır. Ayrıca yine aynı çalışmada kanala giriş açısının artmasıyla oluşabilecek alet kırığı riskinin yükseldiği sonucuna varmışlardır. Marchesan ve ark. (2018) da yaptıkları başka bir araştırma sonucunda kanala giriş açısının tedavinin zorluğunu, başarısını ve oluşabilecek komplikasyonları etkilediği sonucuna varmışlardır. Çekilmiş dişler kullanılarak yapılan çalışmamızda, şekillendirme prosedüründe standardizasyon sağlayabilmek ve kullanılan tüm kök kanal aletlerinin kanallara giriş açılarını eşitleyebilmek amacıyla örnekler akrilik bloklar içine gömülmüşlerdir.

Çekilmiş dişler üzerinde yapılan çalışmalarda standardizasyon sağlanması için yapılabilecek başka bir işlem de çalışma boylarının sabitlenmesi olarak gösterilebilmektedir. Kim ve ark. (2017) yaptıkları bir çalışmada 18 adet üst çene birinci büyük azı dişi kullanmışlar ve bu dişleri mine-sement sınırlarından keserek kuronal parçaları kullanmamışlardır. Zanette ve ark. (2014) yaptıkları bir çalışmada 40

adet üst çene birinci büyük azı dişi kullanmışlar ve kullanacakları örnekleri hazırlarken distal ve palatinal kökleri keserek sadece mesial kökleri kullanmışlardır. Başka bir çalışmada Amaral ve ark. (2016) 36 adet alt çene birinci büyük azı dişi kullanmışlar ve bu dişleri mine sement sınırının 3 mm altından keserek kuron ve kök parçalarını birbirlerinden ayırmışlardır. Topçuoğlu ve ark. (2016) 90 adet çekilmiş alt çene birinci büyük azı dişi kullandıkları çalışmalarında dişlerin distal köklerini elmas bir separe yardımıyla keserek sadece mesial kökleri kullanmışlardır. Yeter ve Güneş (2018) yaptıkları bir çalışmada 60 adet çekilmiş alt çene birinci büyük azı dişi kullanmışlar ve bu dişleri mine sement sınırından ayırdıktan sonra tüm kökleri 13 mm uzunluğa sahip olacak şekilde eşitlemişlerdir. Literatüre bakıldığında yapılan çalışmalarda standardizasyon sağlanabilmesi için dişlerin mine sement sınırından kesilerek kuronal kısmın ayrıldığı ve deneylerin gerçekleştirildiği görülmektedir. Bizim çalışmamızda kullandığımız örnekler mine sement sınırından ayrıldıktan sonra kalan kök boylarının ölçümü yapılmış ve buna göre tüm kökler 14 mm uzunluğa sabitlenmiştir. Bu sayede hem rehber yol hazırlanması sürecinde hem de şekillendirme sürecinde kullanılacak olan Ni-Ti döner alet eğeleri üzerine gelen streslerin standardizasyonuna katkı sağlanması düşünülmüştür. Ayrıca kök boylarının 14 mm olarak sabitlenmesi ile Ni-Ti döner aletlerin sadece çalışan kısımlarının kök yüzeyine temas etmesi sağlanmıştır.

Döngüsel yorgunluk direnci üzerine yapılan çalışmalarda kullanılan deney düzenekleri ve deneyde kullanılan örnek materyaller kadar kullanılan Ni-Ti döner alet sistemlerinin metalurjik ve yapısal özellikleri de önemlidir. Literatürdeki benzer deney düzeneklerine bakıldığında araştırmacılar kullanılan Ni-Ti döner alet sistemlerinin apikal çaplarının 0.25 mm çapında eşit seçilmesinin birkaç sebebi olduğunu belirtmişlerdir. Bu sebeplerden ilki deney sonuçlarını etkileyecek değişkenlerin sayısını azaltmaktır. Kullanılan Ni-Ti döner alet sistemlerinin taper açıları, metalurjik özellikleri ve kesitleri birbirlerinden farklıdır. Apikal çap genişlikleri eşit seçilerek sistemler arasında yapılacak karşılaştırmalarda diğer özelliklerin etkileri daha net olarak anlaşılabilmektedir. Ayrıca yapılan çalışmaların kendinden önceki çalışmalarla karşılaştırılabilirliği de önemli bir kriterdir. Yapılan çalışmaların büyük bir çoğunluğunda apikal çap genişliği 0.25 mm olan Ni-Ti döner alet sistemleri kullanılmıştır (Zanette ve ark. 2014, Topçuoğlu ve ark. 2016, Keskin ve ark. 2017, Bürklein ve ark. 2018, Iacono ve ark. 2019, van der Vyver ve ark. 2019).

Bizim kendi çalışmamızda da yukarıda bahsedilmiş olan iki nedenden dolayı apikal çapı 0.25 mm olan OneShape ve Reciproc Ni-Ti döner alet tek eğe sistemleri kullanılmıştır.

Endodontik tedavide kullanılan materyaller geçmişten günümüze sürekli bir gelişim içindedirler. Bu gelişim sürecinde temel amaç tedavilerin başarı oranını arttırmak olmakla beraber günümüzde tedavi süresini kısaltmak da araştırmacılar için önemli bir kriterdir. Endodontik tedavi süresini kısaltmaya yönelik en önemli gelişmelerden bir tanesi Ni-Ti tek eğe döner alet sistemlerine geçiş süreci olmuştur. Tek eğe sistemleri tedavinin sadece bir adet Ni-Ti döner alet egesi ile başlanıp bitirilmesini temel almaktadır. Bu amaçla günümüze kadar resiprokal ve rotasyonel hareketle çalışan bir çok sistem üretilmiştir.

Tek eğe ve çok eğe sistemlerini karşılaştıran birçok çalışma mevcuttur. Ancak bu çalışmaların tümüne bakıldığında çok eğe sistemlerinin tek eğe sistemlerine göre şekillendirme etkinliği, transportasyon veya döngüsel yorgunluk direnci gibi konularda anlamlı derecede önemli bir üstünlüğü bulunamamıştır. Bunun yanında benzer şekillendirme etkinliklerine ek olarak kullanım kolaylığı ve tedavi süresini çok eğe sistemlerine göre anlamlı derecede kısaltmasından dolayı tek eğe sistemleri günümüzde günden güne yaygınlaşmaktadır (Sajad ve ark. 2018). Bu nedenle çalışmamızda hem şekillendirme yaptığımız hem de rehber yol hazırladığımız Ni-Ti döner alet sistemlerini tek eğe sistemleri arasından seçmiş bulunmaktayız.

Çalışmamızda kullanılmak üzere seçilmiş olan Ni-Ti döner alet tek eğe sistemleri arasında hem rotasyonel hem de resiprokal hareket yapan sistemler mevcuttur. Şekillendirme işleminde kullanılan One Shape sistemi rotasyonel hareket yaparken; Reciproc sistemi resiprokal hareket yapmaktadır. Bunun yanında rehber yol Ni-Ti döner alet sistemlerinde de ProGlider ve One G sistemleri rotasyonel hareket yaparken, R-Pilot resiprokal hareket yapmaktadır. Böylelikle her iki dönüş prensibiyle kullanılan tek eğe rehber yol Ni-Ti döner alet tek eğe sistemlerinin hem resiprokal hem de rotasyonel hareketi olan tek eğe sistemleri üzerine etkilerini incelemeyi hedefledik.

Resiprokal ve rotasyonel hareketlerin kök kanal şekillendirmesi üzerindeki etkilerini ve yorgunluk dirençlerini karşılaştıran birçok çalışma bulunmaktadır. Yared 2008 yılında yaptığı çalışmada rotasyonel hareket ile kullanılan Protaper Universal sisteminin F2 (0.25 mm apikal çap) egesini resiprokal hareket ile kullanarak kök kanal

şekillendirmeleri yapmıştır. Çalışmasının sonucunda rotasyonel kullanım için üretilen bir Ni-Ti döner alet sisteminde bile resiprokal hareketin rotasyonel harekete göre döngüsel yorgunluk direncini arttırdığını belirtmiştir. Protaper Universal F2 eğelerinin döngüsel yorgunluk dirençlerinin hareket tarzına göre değişkenliğinin araştırıldığı bir başka çalışmada resiprokal hareket ile kullanılan eğelerin döngüsel yorgunluk dirençleri rotasyonel hareketle kullanılan eğelerin döngüsel yorgunluk dirençlerine göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. (De Deus ve ark. 2010) Uslu ve arkadaşları (2018) ve Saberi ve arkadaşları (2018) da yaptıkları çalışmalarda resiprokal hareketin döngüsel yorgunluk direncini rotasyonel harekete göre olumlu etkilediğini belirtmişlerdir. Resiprokal ve rotasyonel hareket ile alakalı birçok farklı çalışma sonucunda iki hareket tarzının da birbirlerine göre avantaj ve dezavantajları olduğu görülmektedir. Ancak rehber yol hazırlığının bu iki hareket tarzı üzerine etkisi hakkında karşılaştırmalı bir çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle çalışmamızda biri rotasyonel diğeri resiprokal hareket şekline sahip iki farklı Ni-Ti tek ege döner alet sistemi seçilmiş bulunmaktadır.

Ni-Ti döner alet sistemlerinin etkinlikleri ve özellikleri karşılaştırılırken hareket tarzı, sistemin içerdiği alet sayısı ve yapısal özellikleri kadar metalurjik özellikleri de önem taşımaktadır. Endodontik tedavide kullanılan aletlerin üretildiği alaşımların dayanıklı, esnek ve aynı zamanda dentin kesme yeteneğinin yüksek olması istenmektedir. İlk Ni-Ti döner alet sistemleri geleneksel Ni-Ti alaşımdan üretilmekteydi. Ardından geleneksel Ni-Ti alaşımların ısı işlem görmeleri sonucunda m-wire alaşımlar elde edilmiştir. Alaşımlar üzerinde yapılan ısı işlemler ve alaşım üzerine yapılan kaplama işlemleri ile Ni-Ti döner alet sistemlerinin dayanıklılık özelliklerinin geliştirilmesi hedeflenmiştir. M-wire alaşımlar üzerinde ısı işlemler kullanılarak farklı kalınlıkta titanyum oksit tabakaları oluşturulması bu yöntemlerden bir tanesidir. Oluşturulan tabakanın kalınlık farkı sonucu blue metal ve gold metal adı verilen iki farklı alaşım oluşturulmaktadır.

Pereira ve arkadaşları (2013), Yılmaz K ve arkadaşları (2017), Topçuoğlu ve arkadaşları (2017, 2018), Uslu ve arkadaşları (2018) yaptıkları çalışmalarda farklı marka ve metalurjik yapıları sahip Ni-Ti döner alet sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmışlardır. Çalışmaların sonucunda m-wire alaşımın geleneksel Ni-Ti'ye; ısı işlem görmüş alaşımların ise m-wire alaşımlara göre döngüsel yorgunluk dirençlerini anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

Herbst ve ark. 2019 yılında yaptıkları bir araştırmada; endodontik aletlerin yorgunluk dirençlerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda kullanılan karşılaştırma metodlarını, kıyaslama amacıyla seçilen özellikleri, aletleri ve bu aletlerin metalurjik özelliklerini incelemişlerdir. Çalışma sonucunda; geleneksel Ni-Ti alaşım ve bu alaşımdan üretilen aletlerin bu tür çalışmalar için altın standart olarak gözüktüğünü belirtmişlerdir. Ni-Ti döner alet sistemlerinin yorgunluk dirençlerinin incelendiği çalışmalarda geleneksel Ni-Ti alaşımlar veya daha önce bu tür alaşımlar ile hali hazırda karşılaştırılmış olan alaşımlar temel alınmaktadır. Rehber yol Ni-Ti döner alet sistemlerinin Ni-Ti döner alet sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençleri üzerindeki etkilerini inceleyen bir çalışma daha önce bulunmamaktadır. Ayrıca çalışmamıza ekleyeceğimiz her tür farklı alaşımın deneylere yeni bir parametre eklenmesi sonucunu doğuracağı ve bu durumun verilerin doğru bir şekilde değerlendirilmesini zorlaştıracığı düşünülmüştür. Çalışmamızın ana amacı; rehber yol kullanımının farklı hareket şekilleri ile çalışan döner alet sistemleri üzerindeki etkisini incelemek olduğundan bütün bu durumlar da göz önüne alınarak; geleneksel Ni-Ti alaşımdan üretilen One Shape ve One G ile m-wire alaşımdan üretilen Reciproc, R-Pilot ve ProGlider sistemlerinin seçimi yapılmıştır.

Günümüzde üretilen Ni-Ti döner alet sistemlerinin büyük bir kısmı, üretici firmaları tarafından tek kullanıma uygun olduğu belirtilerek piyasaya sürülmektedir. Çalışmamızda üretici firma önerileri doğrultusunda aletler sadece birer kez kullanılmışlardır. Üretici tavsiyelerinin tek kullanım yönünde olmasına rağmen ülkemizde ve gelişmekte olan ülkelerde ekonomik sebeplerden dolayı hem kamu hem de özel kurumlarda döner alet sistemlerinin birden fazla kez kullanımı görülmektedir. Armağan 2019 yılında hazırladığı tez çalışmasında aletlerin metalurjik özellikleri de göz önüne alınarak en fazla 3 kere kullanılması gerekliliği vurgulamıştır. Alet kırıklarının birçok farklı sebeplerinden birinin de kullanım sayıları olduğu düşünüldüğünde, kanal girişinden apikal sonlanmaya kadar rahat bir giriş elde edilebilmesinin yani rehber yol oluşturulmasının önemi ortaya çıkmaktadır.

Rehber yol hazırlığında el aletlerinin ve Ni-Ti sistemlerinin kullanımının etkilerini inceleyen bir çok çalışma bulunmaktadır. Bu çalışmaların ortak sonucu olarak rehber yol hazırlığında Ni-Ti sistemlerinin kullanımının hem tedavi süresini hem de alet kırığı riskini azalttığını belirtmişlerdir. Bununla birlikte çalışmalar incelendiğinde el

aleti ile yapılan rehber yol hazırlandığında; kanal içerisinde meydana gelen transportasyon miktarının daha fazla olduğu (Alovisi ve ark. 2017), kanalın özgün anatomisinin daha az korunduğu ve zip oluşum oranının yükseldiği (Berutti ve ark. 2009) ve rehber yol oluşturulması sonrasında apikalden taşan debris miktarının arttığı (Yeter ve Güneş 2018) ve işlem sonrası ağrıyı arttırdığını belirtmişlerdir (Keskin ve ark. 2019). Kim ve ark. (2017) rehber yol hazırlığında kullanılan Ni-Ti sistemler ve K tipi el aletlerinin işlem öncesi ve sonrasındaki yüzey özelliklerini karşılaştırdıkları bir çalışma yapmışlar ve kullanılan eğelerin işlem öncesi ve sonrasında; kesici kenar pürüzlülükleri, kesici kenar açıları ve radyal alan pürüzlülükleri karşılaştırılmıştır. Deney sonucunda rehber yol oluşturulması sırasında K tipi el eğelerinin daha fazla deformasyona uğradığı bulunmuştur. Araştırmacılar bu durumun K tipi eğelerin dentin kesme etkinliğinin işlem sırasında çabuk azalmasına ve oluşturulan rehber yolun başarısının düşmesine yol açtığını belirtmişlerdir. Tüm bu bilgiler göz önünde bulundurularak çalışmamızda rehber yol hazırlığında kullanılan Ni-Ti döner alet tek ege sistemlerinin K tipi el eğeleri ile karşılaştırılması da hedeflenmiştir.

Çalışmamızdan elde ettiğimiz bulguları inceleyecek olursak;

Çalışmamızda kullanılan Ni-Ti döner alet tek ege sistemlerinin biri resiprokal diğeri ise rotasyonel hareket ile çalışmaktadır. Çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçlar daha önce yapılan diğer çalışmaları (Yared 2008, De-Deus ve ark. 2010) destekler niteliktedir ve resiprokal hareket şeklinin rotasyonel hareket şekline göre döngüsel yorgunluk direncini arttırdığı bulunmuştur. Çalışmamızda hangi rehber yol sistemi kullanılırsa kullanılsın m-wire alaşımdan üretilmiş Reciproc sisteminin döngüsel yorgunluk direnci geleneksel Ni-Ti alaşımdan üretilen One Shape sisteminin döngüsel yorgunluk direncine göre çok ileri derecede anlamlı olarak yüksek bulunmuştur ($p<0,001$). Burada kullanılan rehber yol sistemlerinden ziyade, resiprokal hareketin kullandığımız ve m-wire üretim özelliğinin Reciproc egeinin döngüsel yorgunluk direncini arttırmış olabileceğini düşünmekteyiz.

Çalışmamızda hem Reciproc hem One Shape gruplarında yapılan rehber yol hazırlıklarında K tipi el aletlerinin kullanıldığı gruplar ve Ni-Ti rehber yol döner alet sistemlerinin kullanıldığı gruplar arasında çok ileri derecede anlamlı farklar bulunmuştur ($p<0,001$). Sonuçlarımızda ISO #15 K tipi el aleti ile rehber yol hazırlığı yapılan dişlerde kullanılan Reciproc ve One Shape sistemlerinin döngüsel yorgunluk

dirençleri Ni-Ti rehber yol döner alet tek ege sistemlerine göre daha düşük bulunmuştur. Yani hem saniye cinsinden, hem de NCF cinsinden elde ettiğimiz bulgulara bakıldığında, K tipi el aletleri ile oluşturulan rehber yol hazırlığından sonra kullanılan aletler hem daha kısa sürede hem de daha az tur sayısı atarak kırılmışlardır.

Paslanmaz çelik el aletlerinin elastikiyetinin Ni-Ti alaşıma göre az olması nedeniyle özgün kök kanal anatomisinin korunması zorlaşmaktadır. Bu durum özellikle eğimli kanallarda şekillendirme sırasında kullanılacak döner alet sistemleri üzerinde biriken stres miktarını arttırmaktadır. Aynı şekilde rehber yol hazırlığı sırasında geçirdikleri deformasyon nedeniyle dentin kesme kabiliyetlerinin azalması da şekillendirme sırasında döner alet sistemleri üzerinde daha fazla stres birikimine neden olmaktadır. Adıgüzel ve Tüfenkçi 2018 yılında yaptıkları bir çalışmalarında, R-Pilot Ni-Ti rehber yol sistemi ve K tipi el aletleri ile hazırlanan rehber yolların Reciproc sisteminin şekillendirme yeteneğine etkilerini incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda R-Pilot sistemi ile rehber yol hazırlanan gruplarda Reciproc eğelerinin döngüsel yorgunluk dirençleri ve şekillendirme etkinlikleri K tipi el aletlerinin kullanıldığı gruba göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Çalışmacılar bu durumun; rehber yol hazırlığında K tipi el aletleri yerine R-Pilot sistemi kullanıldığında Reciproc sisteminin kök kanal sistemi içerisinde aynı anda temas ettiği yüzey alanının ve buna paralel olarak ege üzerine gelen streslerin azalması sonucu olduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da bu durumun, K tipi el aletleri ile rehber yol hazırlanan gruplardaki döner alet sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençlerinin diğer gruplardan daha düşük olmasına yol açtığını düşünmekteyiz.

Daha önce kullanılan rehber yol sistemlerin döngüsel yorgunluk dirençlerinin incelendiği çalışmalarda, sistemlerin üretildikleri alaşımların metalurjik yapılarının direnç üzerine etkileri olduğu da vurgulanmıştır. Bu çalışmalarda m-wire alaşımdan üretilen sistemlerin geleneksel Ni-Ti alaşımdan üretilen sistemlerden daha yüksek döngüsel yorgunluk direncine sahip oldukları belirtilmiştir (Yılmaz K ve ark. 2017, Topçuoğlu ve ark. 2018, Uslu ve ark. 2018, Lee ve ark. 2019).

Çalışmamızda m-wire alaşımdan üretilen R-Pilot ve ProGlider ile geleneksel Ni-Ti alaşımdan üretilen One G rehber yol tek ege sistemleri kullanılmıştır. Elde ettiğimiz bulgularda; Reciproc sisteminin kullanıldığı gruplarda her üç Ni-Ti rehber yol döner alet sistemi arasında döngüsel yorgunluk direncine etki açısından istatistiksel olarak

anlamalı bir fark bulunamamıştır ($p > 0,05$). One Shape sisteminin kullanıldığı gruplarda ise, m-wire alaşımdan yapılmış olmasına rağmen, R-pilot sisteminin ardından kullanılan One Shape eğelerinin döngüsel yorgunluk direnci One G ve ProGlider sistemlerine göre istatistiksel açıdan ileri derecede anlamalı şekilde düşük bulunmuştur ($p < 0,001$). Bununla birlikte One G ve ProGlider sistemleri arasında istatistiksel olarak anlamalı bir fark bulunamamıştır ($p > 0,05$). Elde ettiğimiz bu sonuçlar; şekillendirme öncesinde kullanılacak olan Ni-Ti rehber yol sistemi seçiminde, rehber yol sistemlerinin üretildiği alaşımlardan daha farklı etkenler de olduğunu ortaya koymaktadır.

Berutti ve ark. (2014) yaptıkları bir çalışmada PathFile ve ProGlider sistemleri ile rehber yol hazırlanmasının, ProTaper Next sistemi üzerinde biriken strese etkisini incelemişlerdir. Çalışmacılar rehber yolların hazırlanmasının ardından kullanılan endodontik motora bir akım ölçer bağlamışlar ve şekillendirme sırasında harcanan enerji miktarını incelemişlerdir. Harcanan enerji miktarının artmasının ege üzerinde oluşan tork kuvvetinin artışı nedeniyle oluştuğunu ve dolayısıyla döner alet üzerinde biriken stresin arttığını belirtmişlerdir. Çalışmanın sonucunda ProGlider sisteminin kullanımının ardından yapılan şekillendirmede daha az enerji harcandığı yani ProGlider sisteminin döner alet sistemi üzerinde oluşan stresi daha fazla azalttığını belirtmişlerdir. Bunun sebebinin ProGlider sisteminin değişken taper açısı sonucu kökün apikal, orta ve kuronal bölgelerinde PathFile sistemine göre daha fazla madde kaldırması olduğunu düşünmüşlerdir.

Deney sonuçlarımız incelendiğinde; m-wire alaşımdan üretilen ProGlider sisteminin kullanıldığı grupta One Shape eğelerinin döngüsel yorgunluk direnci m-wire alaşımdan üretilen R-Pilot sisteminin kullanıldığı gruptaki One Shape eğelerinden istatistiksel açıdan ileri derecede anlamalı şekilde yüksek bulunmuştur. İki rehber yol sisteminin de aynı alaşım kullanılarak üretilmesine rağmen oluşan bu istatistiksel anlamlılığın; ProGlider sisteminin apikal bölgede R-Pilot sistemine göre daha fazla madde kaldırmasına ve kuronale doğru genişleyen taper açısı sayesinde şekillendirme esnasında One Shape sisteminin aynı anda temas ettiği dentin yüzey alanını R-Pilot sistemine göre daha çok azaltmasına bağlamaktayız. Bizim çalışmamızda kullandığımız rehber yol Ni-Ti döner alet sistemlerinden R-Pilot 0.4 sabit taper açısına ve 0.125 mm apikal çap genişliğine, One G 0.3 sabit taper açısına ve 0.14 mm apikal çap genişliğine, ProGlider ise 0.2-0.8 arası değişken taper açılara ve 0.16 mm apikal çap genişliğine

sahiptirler. ProGlider sistemi çalışmada kullanılan diğer iki Ni-Ti rehber yol sistemine göre apikal bölgede daha geniş bir yarıçapa sahiptir. Ayrıca R-Pilot ve One G sistemleri sabit taper açılarına sahiplerken ProGlider sistemi değişken ve kuronal bölgeye doğru genişleyen bir taper açısına sahiptir. M-wire alaşımdan üretilmiş olan Ni-Ti rehber yol sistemlerinin arasındaki farklı sonuçlara bu durumun sebep olmuş olabileceğini düşünmekteyiz.

Alovisi ve ark. (2017) yaptıkları bir çalışmada K tipi el aleti, PathFile ve ProGlider sistemleri ile rehber yol oluşturulan dişlerde ProTaper Next sisteminin şekillendirme etkinliği ve dentin üzerindeki etkilerini mikro CT altında incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda K tipi el aletleri ile rehber yol hazırlanan grupta şekillendirme sonucu diğer gruplara göre transportasyon miktarı artarken, özgün kanal formunun korunma oranının azaldığını bildirmişlerdir. Bunun yanında ProGlider sisteminin kullanıldığı grupta her iki parametre için de en iyi sonuçlar elde edilmiştir. Araştırmacılar bu durumun ProGlider sisteminin PathFile sistemine göre kanal hacmini daha fazla arttırması sonucu oluştuğunu düşünmektedirler. Ayrıca ProGlider sisteminin değişken ve kuronal bölgeye doğru artan taper açısının; şekillendirme esnasında kullanılan döner alet sistemlerinin kuronal ve orta 1/3'lük kök bölgelerinde daha az strese maruz kalmasını sağladığını belirtmişlerdir.

Çalışmaların sonuçlarını etkileyen bir başka parametrenin, kullanılan aletlerin kesitleri olduğunu bildiren çalışmalar da mevcuttur. Rehber yol Ni-Ti döner alet sistemlerinin, şekillendirmede kullanılacak sistemlere etkileri yerine kendi döngüsel yorgunluk dirençlerinin incelendiği çalışmalarda kesitlerin etkileri daha ön plana çıkmaktadır.

Çapar ve ark. (2015) yaptıkları bir çalışmada PathFile, G File, ScoutRace, HyFlex GPF ve ProGlider sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda aynı alaşımdan üretilen eğeler karşılaştırıldığında üçgen kesite sahip olan sistemlerin dörtgen ve kare kesitlere sahip sistemlere göre daha yüksek döngüsel yorgunluk direncine buna karşın daha düşük torsiyonel yorgunluk direncine sahip olduklarını bulmuşlardır. Döner alet sistemlerinin kesitlerinin eğelerin çekirdek kısmında bulunan madde miktarını etkilediğini ve üçgen kesitli eğelerin kesit alanlarının daha ince olmasının bu duruma yol açtığını belirtmişlerdir. Bu çalışmada ve bizim çalışmamızda kullanılan ProGlider sistemi kare

kesitlidir. Çalışmamızda kullanılan diğer bir m-wire alaşımdan üretilmiş R-Pilot sistemi ise S şekilli bir kesite sahiptir. S şekilli kesiti nedeniyle R-Pilot sistemi daha küçük bir kesit alanına sahip olup daha esnektir.

Seferoğlu ve ark. (2018) R-Pilot, ProGlider ve WaveOne Gold Glider sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençlerini incelemişlerdir. Eğelerin 90^0 eğime ve 3 mm eğim çapına sahip yapay kanallarda kullanıldığı çalışmada; m-wire alaşımdan üretilen R-Pilot sisteminin döngüsel yorgunluk direncinin yine m-wire alaşımdan üretilen ProGlider sistemine göre daha yüksek olduğunu bulmuşlardır. Çalışmacılar bu durumu sistemlerin üretildiği alaşımdan ziyade kesitlerinin farklılığına bağlamaktadırlar.

Sung ve ark. (2014) yaptıkları bir çalışmada; rehber yol sistemlerinin kesitlerinin ve kesit alanlarının, hem rehber yol sistemlerinin hem de sonrasında şekillendirme sırasında kullanılan sistemlerin döngüsel ve torsiyonel yorgunluk dirençlerini doğrudan etkilediklerini sonucuna ulaşmışlardır. Keskin ve ark. (2018) tarafından yapılan başka bir çalışmada da sistemlerin kesitlerinin ve kesit alanlarının döngüsel yorgunluk direnci üzerine etkilerinin üretildikleri alaşımlardan daha önemli olduğu ve kesit alanı daha geniş olan sistemlerinin döngüsel yorgunluk dirençlerinin daha düşük olacağı belirtilmiştir.

Çalışmamızda kullandığımız rehber yol sistemlerinden R-Pilot S şekilli, One G üçgen ve ProGlider kare kesitlere sahiptir. Kesit alanlarının genişliklerine bakıldığında ProGlider sistemi en geniş kesit alanına sahipken R-Pilot sistemi en küçük kesit alanına sahiptir. One Shape sisteminin döngüsel yorgunluk dirençlerinin karşılaştırıldığı gruplarda R-Pilot sistemi ile rehber yol hazırlanan gruptaki eğelerin döngüsel yorgunluk dirençleri diğer iki gruptaki eğelerin döngüsel yorgunluk dirençlerinden istatistiksel açıdan ileri derecede anlamlı şekilde düşük bulunmuştur. R-Pilot sisteminin apikal çapı da kullanılan diğer iki sisteme göre daha küçüktür. Sonuç olarak hem apikal çapının hem de kesit alanının küçük olmasının apikal bölgede hazırlanan rehber yolun yetersiz kalmasına ve bu durumun şekillendirme esnasında One Shape sisteminin daha fazla strese maruz kalmasına neden olduğunu düşünmekteyiz.

Çalışmamızda kullandığımız tüm sistemler tek eğeden oluşmaktadır. Bu seçimimizin esas sebeplerinden biri literatürde sadece tek eğelerden oluşan rehber yol sistemlerinin karşılaştırıldığı yeterli çalışma olmamasıdır. Günümüzde kullanılan Ni-Ti

döner alet sistemleri metalurjik özellikleri, içerdikleri eğe sayıları ve kullanım şekilleri gibi birçok farklı özelliklere sahiptirler. Ayrıca son yıllarda Uzakdoğu’da üretilen birçok Ni-Ti döner alet sisteminin klinik kullanımı yaygınlaşmaktadır. Farklı özelliklere, farklı üretim teknolojilerine ve kalitesine, bir veya birden çok eğe sayısına sahip hem rehber yol hem de şekillendirme sistemlerinin kombine olarak kullanıldığı veya rehber yolun hiç oluşturulmadığı çalışmaların yapılarak kıyaslanması bu konuya daha büyük ışık tutacaktır. Bizim çalışmamızın bu konu üzerinde önemli kaynak olabilmesi en büyük temennimizdir.



SONUÇLAR

1. Çalışmamızda m-wire alaşımdan üretilmiş olan ve resiprokal hareket şekline sahip Reciproc sistemi, geleneksel Ni-Ti alaşımdan üretilen ve rotasyonel hareket şekline sahip One Shape sistemine göre daha yüksek döngüsel yorgunluk direncine sahip olduğu bulunmuştur.
2. Ni-Ti döner alet sistemleri ile rehber yol hazırlanmasının, şekillendirme sırasında kullanılan aletlerin döngüsel yorgunluk dirençlerini K tipi el aletleri ile rehber yol hazırlanmasına göre daha olumlu etkilediği görülmüştür.
3. Rehber yol hazırlığında R-Pilot, One G ve ProGlider sistemlerinin kullanımı, Reciproc sisteminin döngüsel yorgunluk direncinde istatistiksel olarak bir fark yaratmamıştır.
4. One G ve ProGlider sistemlerinin One Shape sisteminin döngüsel yorgunluk direncine olan etkileri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Ancak R-Pilot sisteminin, One Shape sisteminin döngüsel yorgunluk direnci üzerine etkisi diğer iki Ni-Ti rehber yol sistemi kadar başarılı bulunmamıştır.

KAYNAKLAR

1. Abou-Rass M, Frank A, Glick D. The Anticurvature filling method to prepare the curved root canal. J Am Dent Assoc. 1980;101(5):792-94.
2. Adıgüzel M, Tüfenkçi P. Comparison of the ability of Reciproc and Reciproc Blue instruments to reach full working length with or without glide path preparation. Restor Dent Endod. 2018 Nov; 43(4):e41
3. Alaçam T. Endodonti. 1st ed. Ankara: Özyurt Matbaacılık; 2012.
4. Alapati SB, Brantley WA, Iijima M. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. J Endod. 2009;35:1589-93.
5. Allen MJ, Glickman GN, Griggs JA. Comparative analysis of endodontic pathfinders. J Endod. 2007;33:723-26.
6. Alovisei M, Cemenasko A, Mancini L, Paolino D, Scotti N, Bianchi CC, Pasqualini D. Micro-CT evaluation of several glide path techniques and ProTaper Next shaping outcomes in maxillary first molar curved canals. Int Endod J. 2017;50(4):387-397.
7. Amaral ROJF, Leonardi DP, Gabardo MCL, Coelho BS, de Oliveira KV, Filho FB. Influence of cervical and apical enlargement associated with the WaveOne system on the transportation and centralization of endodontic preparations. J Endod. 2016;42(4):626-31.
8. Armağan S. Kök kanalı preparasyonu ve sterilizasyon işlemlerinin geleneksel ve hafıza kontrollü nikel titanyum eğelerin fiziksel özellikleri üzerindeki etkilerinin incelenmesi. İstanbul Üniversitesi 2019.
9. Aydın ZU, Keskin NB, Özyürek T, Geneci F, Ocak M, Çelik HH. Microcomputed assessment of transportation, centring ratio, canal area, and volume increase after single-file rotary and reciprocating glide path instrumentation in curved canals: a laboratory study. J Endod. 2019;45(6):791-796.
10. Bahia MG, Buono VT. Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2005;100(2):249-255.

11. Bartols A, Laux G, Walther W. Multiple file vs. single file in endodontics in a dental practice: a study in routine care. *PeerJ*. 2016;4:e2765.
12. Başer Can ED, Gerek M, Kayhan MB, Mohseni K, Sunay H, Bayırlı G. Comparison of two different preparation protocol of Ni-Ti rotary PathFile-ProTaper instruments in simulated s-shaped canals. *Acta Odontol Scand*. 2014;72(1):76-80.
13. Bayırlı G. Endodontik Tedavi 1. İstanbul, İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi. 1998.
14. Berendt C. Method of preparing Nitinol for use in manufacturing instruments with improved fatigue resistance. US Patent Application 20070072147 A1. 2007.
15. Berutti E, Alovisei M, Pastorelli MA, Chiandussi G, Scotti N, Pasqualini D. Energy consumption of ProTaper Next X1 after glide path with PathFiles and ProGlider. *J Endod*. 2014;40(12):2015-8.
16. Berutti E, Cantatore G, Castellucci A, Chiandussi G, Pera F, Migliaretti G, Pasqualini D. Use of nickel-titanium rotary PathFile to create the glide path: Comparison with manual preflaring in simulated root canals. *J Endod*. 2009;35(3):408-12.
17. Berutti E, Negro AR, Lendini M, Pasqualini D. Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments. *J Endod*. 2004 Apr;30(4):228-30.
18. Bürklein S, Schaefer E. Apically extruded debris with reciprocating single file and full sequence rotary instrumentation systems. *J Endod*. 2012;38:850-52.
19. Bürklein S, Werneke M, Schaefer E. Impact of glide path preparation on the incidence of dentinal defects after preparation of severely curved root canals. *Quintessence Int*. 2018;49(8):607-613.
20. Castellucci A. Access cavity and endodontic anatomy. *Endodontics*. 2005:244-329.
21. Cheung GS, Peng B, Bian Z, Shen Y, Darvell BW. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *Int Endod J*. 2005;38(11):802-9.
22. Cheung GS, Darvell BW. Fatigue testing of a Ni-Ti rotary instrument. Part 1: strain-life relationship. *Int Endod J*. 2007a;40(8):612-18.

23. Cheung GS, Shen Y, Darvell BW. Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of a nickel-titanium rotary instrument in hypochlorite? *J Endod.* 2007b;33(10):1217-21.
24. Cheung GSP. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endod Topics.* 2009;16(1):1-26.
25. Çalışkan K. *Endodontide Tanı ve Tedaviler* (3th ed.) İstanbul, Türkiye: Nobel Tıp Kitapevi. 2014.
26. Çapar ID, Arslan H. A review of instrumentation kinematics of engine driven nickel-titanium instruments. *Int Endod J.* 2015 Epub ahead of print.
27. Çapar ID, Kaval ME, Ertaş H, Şen BH. Comparison of the cyclic fatigue resistance of 5 different rotary pathfinding instruments made of conventional nickel-titanium wire, m-wire and controlled memory wire. *J Endod.* 2015;41(4):535-8.
28. De-Deus G, Cardoso ML, Belladonna FG, Cavalcante DM, Simoes-Carvalho M, Souza EM, Lopes RT, Silva EJNL. Performance of Reciproc Blue R25 instruments in shaping the canal space without glide path. *J Endod.* 2019;45(2):194-198.
29. 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;43:1063-8.
30. Dilibal S. *Nikel-titanyum şekil bellekli alaşım üretimi ve şekil bellek eğitimi.* 2005, Yıldız Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora tezi, İstanbul.
31. Fangli T, Maki K, Kimura S, Nishijo M, Tokita D, Ebihara A, Okiji T. Assessment of mechanical properties of WaveOne Gold Primary reciprocating instruments. *Dent Mater*;2019.
32. Gambarini G, Plotino G, Grande N, 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.
33. Gambarini G. Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation. *Endod Dent Traumatol*;2000.

34. Gavini G, Pessoa OF, Barletta FB, Vasconcellos MA, Caldeira CL. Cyclic fatigue resistance of rotary nickel-titanium instruments submitted to nitrogen ion implantation. *J Endod.* 2010;36(7):1205-1209.
35. Gavini G, Santos M, Caldeira CL, Machado MEL, Freire LG, Iglecias FF, Peters OA, Candeiro GTM. Nickel-titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of art. *Braz. Oral Res.* 2018;32:44-65.
36. Glickmann GN, Gutmann JL. Contemporary perspectives on canal obturation. *Dent Clin North Am.* 1992;36(2):327-341.
37. Glickmann GN, Koch KA. 21st century endodontics. *J Am Dent Assoc.* 2000;131:39-46.
38. Glossen CR, Haller RH, Dove SB, del Rio CE. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine driven, and K-Flex endodontic instruments. *J Endod.* 1995;21(3):146-151.
39. Güneş B, Yeşildal Yeter K. Effects of different glide path files on apical debris extrusion in curved root canals. *J Endod.* 2018;44(7):1191-1194.
40. Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel-titanium instruments: from past to future. *Endod Topics.* 2013;29(1):3-17.
41. Hartmann RC, Fensterseifer M, Peters OA, de Figueiredo JAP, Gomes MS, Rossi-Fedele G. Methods for measurement of root canal curvature: a systematic and critical review. *Int Endod J.* 2019;52(2):169-180.
42. Herbst SR, Krois J, Schwendicke F. Comparator choice in studies testing endodontic instrument fatigue resistance: A network analysis. *J Endod.* 2019;45(6):784-90.
43. Herold KS, Johnson BR, Wenckus CS. A scanning electron microscopy evaluation of microfractures, deformation and separation in EndoSequence and ProFile nickel-titanium rotary files using an extracted molar tooth model. *J Endod.* 2007;33(6):712-4.
44. Higuera O, Plotino G, Tocci L, Carrillo G, Gambarini G, Jaramillo DE. Cyclic fatigue resistance of 3 different nickel-titanium reciprocating instruments in artificial canals. *J Endod.* 2015;41(6):913-15.
45. Hou X, Yahata Y, Hayashi Y, Ebihara A, Hanawa T. Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J.* 2011;44(3):253-258.

46. Hülsmann M, Peters OA, Dummer PM. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endod Topics*. 2005;10(1):30-76.
47. Iacono F, Pirani C, Arias A, de la Macorra JC, Generali L, Gandolfi MG, Prati C. Impact of a modified motion on the fatigue life of NiTi reciprocating instruments: a Weibull analysis. *Clin Oral Investig*. 2019;23(7):3095-3102.
48. 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.
49. Jafarzadeh H, Abbott PV. Ledge formation: Review of a great challenge in endodontics. *J Endod*. 2007;33(10):1155-62.
50. Keleş A, Eymirli A, Uyanık O, Nagaş E. Influence of static and dynamic cyclic fatigue tests on the lifespan of four reciprocating systems at different temperatures. *Int Endod J*. 2019;52:880-886.
51. Keskin C, İnan U, Demiral M, Keleş A. Cyclic fatigue resistance of Reciproc Blue, Reciproc and WaveOne Gold reciprocating instruments. *J Endod*. 2017;43(8):1360-1363.
52. Keskin C, İnan U, Demiral M, Keleş A. Cyclic fatigue resistance of R-Pilot, WaveOne Gold Glider, and ProGlider glide path instruments. *Clin Oral Investig*. 2018;22(9):3007-3012.
53. Keskin C, Yılmaz ÖS, İnan U, Özdemir Ö. Postoperative pain after glide path preparations using manuel, reciprocating and continuous rotary instruments: a randomized clinical trial. *Int Endod J*. 2019;52(2):579-87.
54. Kırıcı DÖ, Karataş E, Uygun AD, Yıldız E, Çolak KM, Arslan H. Comparison of the cyclic fatigue resistance of ProGlider, PathGlider and One G path-finding instruments. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2019;13(1):57–60.
55. Kim HC, Kwak SW, Cheung GSP, Ko DH, Chung SM, Lee WC. 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.
56. Kim Y, Love R, George R. Surface changes of PathFile after glide path preparation: An ex vivo and in vivo study. *J Endod*. 2017;43(10):1674-1678.
57. Kinsey B, Safe MR. Efficient use of the M4 safety handpiece in endodontics. *Roots* 2008;4:36-40.

58. Koch K, Brave D. Real World Endo: design features of rotary files and how they affect clinical performance. *Oral Health*. 2002;92(2):39-49.
59. Küçükay ES, Küçükay I, Yılmaz B. Kök kanalı şekillendirme yöntemleri. İstanbul: Promat A.Ş., 2004:75.
60. Lee JY, Kwak SW, Ha JH, Abu-Tahun IH, Kim HC. Mechanical properties of various glide path preparation nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2019;45(2):199-204.
61. Li U, Lee B, Shih C, Lan W, Lin C. Cyclic fatigue of endodontic nickel-titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *J Endod*. 2002;28(6):448-51.
62. Lopes HP, Elias CN, Vieira VT, Moreira EJ, Marques RV, de Oliveira JC, Debelian G, Siqueira JF, Jr. Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of BioRace nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2010;36(10):1653-57.
63. Marchesan MA, Lloyd A, Clement DJ, McFarland JD, Friedman S. Impacts of contracted endodontic cavities on primary root canal curvature parameters in mandibular molars. *J Endod*. 2018;44(10):1558-1562.
64. Martin B, Zelada G, Varela P, Bahillo J, Magan F, Ahn S, Rodriguez C. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J*. 2003;36(4):262-66.
65. Metzger Z, Goodis HE. Instruments, materials and devices. In: *Cohen's Pathways of the Pulp*. 10th Ed. Missouri: Mosby Inc;2011. p.223.
66. Metzger Z, Teperovich E, Zary R, Cohen R, Hof R. The self-adjusting file (SAF). Part1: respecting the root canal anatomy - a new concept of endodontic files and its implementation. *J Endod*. 2010;36(4):679-90.
67. Miyazaki S, Suizu K, Otsuka K, Takashima T. Effect of various factors on fatigue crack propagation rate in Ni-Ti alloys. *MRS Int Meeting on Adv Mater*. 1989;9:263-8.
68. Morgan LF, Montgomery S. An evaluation of the crown-down pressureless technique. *J Endod*. 1984;10(10):491-8.
69. Mounce RE. A new method of canal enlargement. *Dent Today*. 2008;27(5):94.
70. Otsuka K, Ren X. Physical metallurgy of Ni-Ti based shape memory alloys. *Prog Mater Sci*. 2005;50(5):511-678.

71. Otsuka K, Wayman CM. Shape memory materials. Cambridge: Cambridge Univ. Press; Cap 1, Introduction:1-26. 1998.
72. Patino PV, Biedma BM, Liebana CR, Cantatone G, Bahillo JG. The influence of a manual glidepath on the separation rate of Ni-Ti rotary instruments. *J Endod.* 2005;31:114-6.
73. Pedulla E, La Rosa GRM, Boninelli S, Rinaldi OG, Rapisarda E, Kim HC. Influence of different angles of file access on cyclic fatigue resistance of Reciproc and Reciproc Blue instruments. *J Endod.* 2018;44(12):1849-1855.
74. Pedulla E, Leanza G, La Rosa GRM, Gueli AM, Pasquale S, Plotino G, Rapisarda E. Cutting efficiency of conventional and heat-treated nickel-titanium rotary or reciprocating glide path instruments. *Int Endod J.* 2020;53(3):376-384. Epub 2019 Oct 22.
75. Pereira ES, Gomes RO, Leroy AM. Mechanical behavior of m-wire and conventional Ni-Ti wire used to manufacture rotary endodontic instruments. *Dent Mater.* 2013;29:318-24.
76. Peters OA, Gluskin AK, Weiss RA, Han JT. An in vitro assessment of the physical properties of novel HyFlex nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J.* 2012;45(11):1027-34.
77. Peters OA, Peters CI, Schönenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *Int Endod J.* 2003 Feb;36(2):93-9.
78. Peters OA. Accessing root canal systems: knowledge base and clinical techniques. *ENDO (Lond Engl).* 2008;2(2):87-104.
79. Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod.* 2004;30(8):559-567.
80. Plotino G, Grande N, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2009;35:1469-76.
81. 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.
82. Pruett JP, Clement DJ, Carnes Jr DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1997;23(2):77-85.

83. Ray J, Kirkpatrick TC, Rutledge RE. Cyclic fatigue of EndoSequence and K3 rotary files in a dynamic model. *J Endod.* 2007;33:1469-72.
84. Rodrigues RC, Lopes HP, Elias CN, Amaral G, Vieira VT, De Martin AS. Influence of different manufacturing methods on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2011;37(11):1553-7.
85. Roland DD, Andelin WE, Browning DF, Hsu GH, Torabinejad M. The effect of preflaring on the rates of separation for 0.04 taper nickel titanium rotary instruments. *J Endod.* 2002 Jul;28(7):543-5.
86. Ruddle CJ, Machtou P, West JD. The shaping movement 5th generation technology. *Dent Today.* 2013;32(4):94-9.
87. Saber SEDM. Factors influencing the fracture of rotary nickel-titanium instruments. *ENDO (Lond Engl).* 2008;2(4):273-83.
88. Saberi E, Farhad-Mollashahi N, Bijari S, Daryaeian M. Comparative evaluation of root canal transportation by three Ni-Ti single file systems in curved canals: A cone beam computed tomography study. *Int J Endod.* 2018;(3):1-6.
89. Sajad M, Ahmed A, Sagar M, Manhas K. Comparative evaluation of the shaping ability of single file system versus multiple file system in root canals of mandibular molars: An in vitro study. *IJADS.* 2018;4(1):17-20.
90. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod.* 2000;26(3):161-5.
91. Schaefer E, Dammaschke T. Development and sequelae of canal transportation. *Endod Topics.* 2006;15(1):75-90.
92. Schaefer E, Dzepina A, Danesh G. Bending properties of rotary nickel titanium instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2003;96:757-63.
93. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am.* 1974;18(2):269-296.
94. Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1971;32(2):271-5.
95. Seferoğlu B, Kaval ME, Kurt S, Çalışkan MK. Cyclic fatigue resistance of novel glide path instruments with different alloy properties and kinematics. *J Endod.* 2018;44(9):1422-1424.

96. Senia SE, Wildey WL. The LightSpeed root canal instrumentation system. *Endod Topics*. 2005;10(1):148-150.
97. 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.
98. 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):163-172.
99. Shen Y, Zhou HM, Zheng YM, Campbell L, Peng B, Haapasalo M. Metallurgical characterization of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2011;37(11):1566-1571.
100. Shi L, Wagle S. Comparing the centering ability of different pathfinding systems and their effect on final instrumentation by HyFlex Cm. *J Endod*. 2017;43(11):1868-1871
101. Sung SY, Ha JH, Kwak SW, El Abed R, Byeon K, Kim HC. Torsional and cyclic fatigue resistances of glide path preparation instruments: G File and PathFile. *Scanning*. 2014;36(5):500-6.
102. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J*. 2000;33:297-310.
103. Topçuoğlu HS, Düzgün S, Akpek F, Toğçuoğlu G, Aktı A. Influence of a glide path on apical extrusion of debris during canal preparation using single-file systems in curved canals. *Int Endod J*. 2016;49(6):599-603.
104. Topçuoğlu HS, Topçuoğlu G, Düzgün S. Resistance to cyclic fatigue of PathFile, ScoutRace and ProGlider glide path files in an S-shaped canal. *Int Endod J*. 2018;51(5):509-514. Epub 2017 Mar 26.
105. Topçuoğlu HS, Topçuoğlu G. Cyclic fatigue resistance of Reciproc Blue and Reciproc files in an s-shaped canal. *J Endod*. 2017;43(10):1679-1682.
106. Torabinejad M. (Ed.) *Endodontics, Principles and Practice*. 4th Ed, 2011, Kidlington, UK: Elsevier Limited.
107. Uslu G, Özyürek T, Yılmaz K, Gündoğar M. Cyclic fatigue resistance of R-Pilot, HyFlex EDM and PathFile nickel-titanium glide path files in artificial canals with double (S-shaped) curvature. *Int Endod J*. 2018;51(5):584-589.

108. Valois CR, Silva LP, Azevedo RB. Multiple autoclave cycles affect the surface of rotary nickel-titanium files: an atomic force microscopy study. *J Endod.* 2008;34(7):859-62.
109. van der Vyver P, Paleker F, Vorster M, de Wet FA. Root canal shaping using nickel titanium, m-wire and gold wire: A micro-computed tomographic comparative study of One Shape, ProTaper Next, and WaveOne Gold instruments in maxillary first molars. *J Endod.* 2019;45(1):62-67.
110. Villalobos RL, Moser JB, Heuer MA. Method to determine the cutting efficiency of root canal instruments in rotary motion. *J Endod.* 1980;6:667-71.
111. Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *J Endod.* 1988;14(7):346-351.
112. Walton RE. Current concepts of canal preparation. *Dent Clin North Am.* 1992;36(2):309.
113. Wang Y, Ren X, Otsuka K. Shape memory effect and superelasticity in a strain glass alloy. *Phys Rev Lett.* 2006;97(22):225703.
114. Weine FS, Kelly RF, Lio PJ. The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. *J Endod.* 1975;1(8):255-262.
115. West J. Endodontic update 2006. *J Esthet Restor Dent.* 2006;18:280-300.
116. West J. The endodontic glidepath: "Secret to rotary safety". *Dent Today.* 2010;29:86-93.
117. Wick A, Vohringer O, Peltor AR. The bending behavior of Ni-Ti. *J Phys IV.* 1995;5:789-94.
118. Yaman SD. Endodontide kullanılan kök kanal aletleri. *AOT.* 2002;19(3):51.
119. Yared G, Dagher F, Machtou P. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after stimulated clinical use. *Int Endod J.* 2000;33(3):204-7.
120. Yared G, Kulkarni GK, Ghossayn F. An in vitro study of the torsional properties of new and used K3 instruments. *Int Endod J.* 2003;41:39-44.
121. Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J.* 2008;41:339-44.
122. Yared G, Dagher F, Machtou P. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use. *Int Endod J.* 1999;33:204-7.
123. Yılmaz A, Küçükay ES, İstektepe M, Şişli SN, Ersev H, Küçükay I. Comparison of the shaping ability of waveone reciprocating files with or without glide path

- in simulated curved S-shaped root canals. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2017; 7(Suppl 1): 13–17.
- 124.Yılmaz K, Uslu G, Özyürek T. In vitro comparison of the cyclic fatigue resistance of HyFlex EDM, One G, and ProGlider nickel titanium glide path instruments in single and double curvature canals. *Restor Dent Endod.* 2017;42(4): 282–289.
 - 125.Young G, Parashos P, Messer H. The principles of techniques for cleaning root canals. *Aust Dent J.* 2007;52(1):52-63.
 - 126.Yuan G, Yang G. Comparative evaluation of the shaping ability of single file systems versus multi file system in severely curved canals. *J.D.S.* 2018:1-5.
 - 127.Zanette F, Grazziotin-Soares R, Flores ME, Fontanella VRC, Gavini G, Barletta FB. Apical root canal transportation and remaining dentin thickness associated with ProTaper Universal with and without PathFile. *J Endod.* 2014;40(5):688-93.
 - 128.Zelada G, Varela P, Martin B, Bahillo JG, Magan F, Ahn S. The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2002;28(7):540-54.
 - 129.Zhou HM, Peng B, Zheng YF. An overview of the mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Endod Topics.* 2013;29(1):42-54.
 - 130.Zhou HM, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng YF, Haapasalo M. Mechanical properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2012;38:1535-40.
 - 131.Zhu YQ, Gu YX, Du R, Li C. Reliability of two methods on measuring root canal curvature. *Int Chin J Dent.* 2003;3:118-121.
 - 132.Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schaefer E. New thermomechanically treated Ni-Ti alloys - a review. *Int Endod J.* 2018;51:1088-103.

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

FARKLI REHBER YOL EĞE SİSTEMLERİNİN RESİPROKAL VE ROTASYONAL Nİ-Tİ TEK EĞE SİSTEMLERİNİN DÖNGÜSEL YORGUNLUKLARI ÜZERİNE ETKİLERİ

ORIJINALLIK RAPORU

%**6**

BENZERLİK ENDEKSİ

%**5**

İNTERNET
KAYNAKLARI

%**1**

YAYINLAR

%**3**

ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

TÜM KAYNAKLARI EŞLEŞTİR (SADECE SEÇİLİ OLAN KAYNAĞI YAZDIR)

%2

★ **acikerisim.istanbul.edu.tr**

İnternet Kaynağı

Alıntıları çıkart

Üzerinde

Eşleşmeleri çıkar

< 5 words

Bibliyografyayı Çıkart

Üzerinde