



T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**PREPARASYON SIRASINDA NİKEL TİTANYUM DÖNER
EĞELERİNİN TORK VE APİKAL BASINÇ DEĞERLERİNİN
ANALİZİ**

Hazırlayan

Dt. Tunahan DÖKEN

Endodonti Anabilim Dalı

Uzmanlık Tezi

Danışman

Doç. Dr. Emre BAYRAM

TOKAT – 2022



T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**PREPARASYON SIRASINDA NİKEL TİTANYUM DÖNER
EĞELERİNİN TORK VE APİKAL BASINÇ DEĞERLERİNİN
ANALİZİ**

Hazırlayan

Dt. Tunahan DÖKEN

Endodonti Anabilim Dalı

Uzmanlık Tezi

Danışman

Doç. Dr. Emre BAYRAM

TOKAT – 2022

ETİK SÖZLEŞME

T.C.

GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI'NA

Bu belge ile, bu tezdeki bütün bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak toplanıp sunulduğunu, bu kural ve ilkelerin gereği olarak, çalışmada bana ait olmayan tüm veri, düşünce ve sonuçlara atıf yaptığımı ve kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

Tezi Hazırlayan Öğrencinin

Adı ve Soyadı

Tunahan DÖKEN

İmzası

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübesiyle bana yol gösteren, karşılaştığım tüm sıkıntılarda bana destek olan, tezimin her aşamasında özveriyle olarak yardımlarını esirgemeyen hocalarım Doç. Dr. Emre BAYRAM'a ve Doç. Dr. Hüda Melike BAYRAM'a,

Tez çalışmamın gerçekleşebilmesi için gerekli maddi desteği sağlayan Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi'ne,

Tezimin istatistiksel analizinde yardım ve desteklerini esirgemeyen sayın Dr. Öğr. Üyesi Emre KUYUCU'ya,

Uzmanlık eğitimim boyunca her zaman yanımda olan, bu günleri mutlu ve huzurlu geçirmeme yardımcı olarak samimiyetlerini hiçbir zaman esirgemeyen Uzm. Dt. Fatih UÇAR'a, Uzm. Dt. Şeyma Nur GERÇEKÇİOĞLU'na, Uzm. Dt. Merve KÖSETÜRK'e, Uzm. Dt. Mustafa DİLLİ'ye, Uzm. Dt. Tuğberk CANAVAR'a, Uzm. Dt. Amine GENELİOĞLU'na, Dr. Öğr. Üyesi Gülşah TONGA'ya, Arş. Gör. Okan TURGUT'a ve diğer tüm asistan arkadaşlarıma,

Tüm eğitim hayatım boyunca sürekli desteklerini ve fedakarlıklarını eksik etmeyen canım aileme,
Her zaman desteğini yanımda hissettiğim, hayattaki şansım ve sevgili eşim Gizem DÖKEN'e

EN İÇTEN TEŞEKKÜRLERİMLE...

İTHAF

Her zorluğumda yanımda olan aileme ve biricik eşime ithaf ediyorum...

ÖZET

Preparasyon Sırasında Nikel Titanyum Döner Eğelerinin Tork Ve Apikal Kuvvet Değerlerinin Analizi

Amaç: Bu *in vitro* çalışmanın amacı; eğelerin farklı derinliklerde ürettikleri tork ve apikal basınç kuvvetlerini değerlendirilmeştir.

Materyal ve Metod: Bu çalışmada 96 adet akrilik blok kullanıldı. Gruplar kullanılacak eğelere göre (Reciproc, Reciproc Blue, One Curve, Hyflex One File) 4 gruba ayrıldı.(n=24). Her bir grup pecking (gagalama) derinliği 4 mm apikale 2 mm koronale veya 3 mm apikale 1 mm koronale olacak şekilde 2 alt gruba ayrıldı (n=12) ve gruplar üreticinin talimatları doğrultusunda preparasyon yapıldı ve çıkan sonuçlar özel üretilen test cihazında analiz edildi. Preparasyon sonucunda oluşan veriler, tek yönlü varyans analizi ve ikili karşılaştırmalar ise Post-Hoc Tamhane's T² kullanılarak analiz edildi.

Bulgular: Tork değerlerinin pecking derinliğine bağlı olarak arttığı ve en yüksek değerin Reciproc, en düşük tork değerinin One Curve gruplarında olduğu bulundu. Sadece Reciproc Blue grubunda istatistiksel olarak anlamlı tork artışı gözlemlendi (p<0,001). Kuvvet değerlerinde ise pecking derinliği arttıkça rotary gruplarda artma, reciproc gruplarında azalma olduğu bulundu. En yüksek kuvvet değerleri Hyflex grubunda, en düşük kuvvet değeri ise Reciproc Blue grubunda olduğu bulundu. Sadece Hyflex grubunda istatistiksel olarak anlamlı kuvvet artışı gözlemlendi (p<0,001).

Sonuç: Sonuç olarak tork değerlerinin pecking derinliğine bağlı olarak arttığı ve en yüksek değerinin Reciproc grubunda oluştuğu bulundu. Kuvvet değerlerinde ise pecking derinliği arttıķa rotary gruplarda artma, reciproc gruplarında azalma oluştuğu bulundu. En yüksek apikal kuvvet değerleri Hyflex grubunda oluştuğu bulundu.

Anahtar Kelimeler: Reciproc, Reciproc Blue, Hyflex EDM, One Curve, tork, apikal kuvvet



ABSTRACT

Analysis of Torque and Apical Force Values of Nickel Titanium Rotary Files During Preparation

Objective: The aim of this in vitro study; To evaluate the torque and apical pressure forces produced by the files at different depths.

Materials and Methods: 96 acrylic blocks were used in this study. The groups were divided into 4 groups according to the files to be used (Reciproc, Reciproc Blue, One Curve, Hyflex One File) (n=24). Each group was divided into 2 subgroups with a pecking depth of 4 mm apical 2 mm coronal or 3 mm apical 1 mm coronal (n=12) and the groups were prepared in a specially manufactured test device in accordance with the manufacturer's instructions. The data resulting from the preparation were analyzed using one-way analysis of variance and pairwise comparisons using Post-Hoc Tamhane's T².

Results: It was found that the torque values increased depending on the pecking depth and the highest value occurred in Reciproc and the lowest torque value in One Curve groups. Statistically significant torque increase was observed only in the Reciproc Blue group ($p<0.001$). In the force values, it was found that as the pecking depth increased, there was an increase in the rotary groups and a decrease in the reciproc groups. The highest force values were found in the Hyflex group, and the lowest force values were found in the Reciproc Blue

group. A statistically significant increase in apical force was observed only in the Hyflex group ($p<0.001$).

Conclusion: As a result, it was found that the torque values increased depending on the pecking depth and the highest value occurred in the Reciproc group. In the force values, it was found that as the pecking depth increased, there was an increase in the rotary groups and a decrease in the reciproc groups. The highest force values were found in the Hyflex group.

Keywords: Reciproc, Reciproc Blue, Hyflex, One Curve, torque ,apical force values



İÇİNDEKİLER

ETİK SÖZLEŞME	i
TEŞEKKÜR	ii
İTHAF	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	vi
TABLolar DİZİNİ	xi
ŞEKİL VE RESİM DİZİNİ	xii
KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ	xiii
1.GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Endodontide Kullanılan Nikel Titanyum Döner Aletler	3
2.2 Nikel Titanyum Eğelerde Kırılma Mekanizması.....	23
2.3. Nikel Titanyum Eğelerin Kırılmasını Etkileyen Faktörler	24
2.3.1. Hareket Kinematiği	24
2.3.2. Hız	25
2.3.3. Preflaring (Ön genişletme) Varlığı	27
2.3.4. Pecking (Gagalama) Derinliği	28
2.3.5. Tork Kuvvetleri	28
2.3.6. Apikal kuvvet	29
2.4 Nikel Titanyum Eğelerde Tork ve Apikal Kuvveti Etkileyen Faktörler	30

2.4.1. Numune Seçimi ve Kanal Eğimi	30
2.4.2. Eğe Dizaynı ve Kesme Etkinliği	30
2.4.3. Enstrüman ve Kanal Boyutu	32
2.4.4. Temas Alanı ve Preparasyon Tekniği	32
2.4.5. İlerleme Derinliği ve Sayısı	33
2.4.6. Endomotor	34
2.4.7. Kinematik ve Operatif Hareket	34
2.4.8. Dönüş ve Pecking Hızı	35
2.4.9. Lubrikantlar	35
2.4.10. Deneyim	35
2.4.11. Eğelerin Alaşım Yapıları	36
2.4. Çalışmada Kullandığımız Nikel titanyum Döner Eğeler	36
2.4.1 One Curve Tek Eğe Rotary Sistemi Hakkında	36
2.4.2. Hyflex EDM Tek eğe Rotary Sistemi Hakkında	37
2.4.3. Reciproc Tek eğe Sistemi Hakkında	38
3. GEREÇ VE YÖNTEM	40
3.1. Deney Düzenekinin Hazırlanması	41
3.2. Grupların oluşturulması	41
3.3. Test Cihazı ve Verilerin Kaydedilmesi	44
3.4. İstatistiksel Yöntem	46
4. BULGULAR	47

5. TARTIŞMA	52
6. SONUÇ.....	64
7. KAYNAKLAR.....	65
ÖZGEÇMİŞ	96



TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 1: Çalışma Gruplarının oluşturulması	42
Tablo 2 : Post-Hoc Tamhane's T^2 ile incelenen 4 farklı ege grubunun 2 farklı pecking hareketinde oluşturdukları apikal basınç ve tork değerlerinin gruplar arası karşılaştırılması (Apikal basınç için newton (N) ve tork için newton-milimetre (N.mm) cinsinden ortalama $\pm$ standart sapma değerleri) ve tork ve apikal kuvvet arasındaki korelasyon değerleri.....	47
Tablo 3: Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) ile incelenen 4 farklı ege grubunun 2 farklı pecking hareketinde oluşturdukları tork değerlerinin newton-milimetre cinsinden karşılaştırması.....	49
Tablo 4: Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) ile incelenen 4 farklı ege grubunun 2 farklı pecking hareketinde oluşturdukları apikal kuvvet değerlerinin newton cinsinden karşılaştırması	50
Tablo 5: Post-Hoc Tamhane's T^2 ile incelenen 4 farklı ege grubunun 2 farklı pecking hareketinde oluşturdukları apikal basınç ve tork değerlerinin gruplar arası karşılaştırılması (Apikal basınç için newton (N) ve tork için newton-milimetre (N.mm) cinsinden ortalama $\pm$ standart sapma değerleri)	51

ŞEKİL VE RESİM DİZİNİ

Şekil 1: NiTi Eğelerinin Yüzey Özellikleri (Metzger ve ark., 2011).....	6
Şekil 2: 1.Nesil Eğe Sistemlerinin Cross-Section Görüntüsü (C. J. Ruddle, Machtou, & West, 2013).....	7
Şekil 3: 2. Nesil Eğe Sistemlerinin Cross-Section Görüntüsü (C. J. Ruddle ve ark., 2013).....	8
Şekil 4: Martensit-Östenit Faz Dönüşüm Diyagramı (Tabassum, Zafar, & Umer, 2019).....	11
Şekil 5: NiTi alaşımların Şekil hafızası diyagramı (Thompson, 2000)	12
Şekil 6: a) Östenit NiTi alaşımın şekil hafızası özelliği b) Martensit NiTi alaşımın control memory özelliği (Zupanc ve ark., 2018)	18
Şekil 7: One Curve Kök Kanal Eğesi (25.06).....	37
Şekil 8: Hyflex EDM Kök kanal eğesi	38
Şekil 9: VDW Reciproc Kök kanal Eğesi (25.08)	39
Şekil 10: VDW Reciproc Blue Kök kanal eğesi (25.08)	39
Şekil 11 : Deney düzeneğinin oluşturulması	41
Şekil 12: Çalışmada kullanılan NiTi Döner eğe sistemleri.....	44
Şekil 13: Deney aşamasında kullandığımız Test Cihazı.....	46

KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

% : Yüzde

°C : Santigrat Derece

A_f: Östenit Bitiş Sıcaklığı

CM: Controlled Memory

EP: Electropolishing

EDM: Electrical Discharge Machining

g.cm: Gram santimetre

HEDM: Hyflex EDM

MR: Martensit reoritasyonu

MaxWire: Martensite Austenite-electropolish-fileX

Ni-Ti: Nikel-Titanyum

NOL: Naval Ordnance Laboratory

N.mm: Newton milimetre

OC: One Curve

OTR: Optimum Tork Reverse

RB: Reciproc Blue

SY: Saat yönünde

SYT: Saat yönünün tersine



1.GİRİŞ

Kök kanal boşluğunun mekanik enstrümantasyonun gelişimi, 19. yüzyıldan bu yana endodonti biliminin ana hedeflerinden biri olmuştur (Michael Hülsmann, Peters, & Dummer, 2005). Kök kanal preparasyonunu kolaylaştırmak, preparasyon zamanını kısaltmak ve preparasyon esnasında oluşabilecek komplikasyonları elimine edebilmek amacıyla birçok eğe sistemi üretilmektedir (Michael Hülsmann, Rummelin, & Schäfers, 1997).

Paslanmaz çelik eğelerin bazı eksikliklerini ortadan kaldırmak için NiTi kanal eğeleri geliştirilmiştir (Thompson & Dummer, 1997b; Zmener & Banegas, 1996). Endodontide kullanılan NiTi eğeler paslanmaz çelik eğelere kıyasla daha yüksek kırılma direncine ve daha esnek bir yapıya sahiptirler (Walia, Brantley, & Gerstein, 1988) Ayrıca paslanmaz çelik eğelere göre daha az transportasyon meydana getirdiği ve preparasyon süresini kısalttığı saptanmıştır. (M Hülsmann, Schade, & Schäfers, 2001; Short, Morgan, & Baumgartner, 1997) Bu üstün özelliklerinden dolayı NiTi eğeler zamanla önemli bir gelişme göstermiş ve popülerlik kazanmıştır. (Fife, Gambarini, & Britto, 2004)

NiTi eğelerinin paslanmaz çelik eğelere kıyasla daha dayanıklı olduğu bildirilmesine rağmen, kök kanal preparasyonu esnasında eğe ile kanal dentini arasında oluşan baskı, sıkışma ve gerilme kuvvetlerine bağlı olarak eğelerde döngüsel ve torsiyonel kaynaklı kırıklar görülebilir (Haikel, Serfaty, Bateman, Senger, & Allemann, 1999; Thompson, 2000). Döngüsel yorulma, düz veya eğimli kanallarda eğenin sürekli dönmesine bağlı olarak sıkışma ve gerilme kuvvetlerine maruz kalması sonucu oluşur. Torsiyonel yorulma ise, eğenin shaft kısmının kanal içerisinde dönerken, apikal kısmının sıkışmasına bağlı olarak eğe üzerinde distorsiyon ve kırık meydana gelmesidir (Kaval, Capar, & Ertas, 2016; Thompson & Dummer, 1997a).

NiTi eğelerinin dayanıklılığı: kanal kurvatür açısı ve çapı, eğenin kesiti ve boyutu, preparasyon tekniği, kanal anatomisi, eğenin dönme hızı ve torku, hekimin deneyimi ve eğenin kullanım sayısı gibi birçok faktöre bağlı olarak değişir (Pruett, Clement, & Carnes Jr, 1997). Biz de bu *in vitro* çalışmada, eğelerin farklı derinliklerde ürettikleri tork ve apikal basınç kuvvetlerini değerlendirmeyi amaçladık. Elde edilen sonuçların kırık ve distorsiyon problemlerini azaltma noktasında bizleri aydınlatacağını ve ileride yapılacak bilimsel çalışmalara örnek teşkil edeceğini düşünüyoruz. Hipotezimiz, daha düşük adımlı pecking derinliğinde yapılan kök kanal preparasyonunda daha az tork ve apikal basıncın oluştuğu ve farklı ege sistemleri arasındaki tork ve apikal kuvvet değerlerinin benzer özellikte olduğu yönündedir.

2. GENEL BİLGİLER

Kök kanal preparasyonunun amacı; enfekte olmuş kök kanal sistemini üç boyutlu olarak temizlemek ve şekillendirmektir (Schilder, 1974). Kemo-mekanik preparasyonla kök kanallarındaki artık pulpa, bakteri ve bakteri ürünlerinin elimine edilmesi ve üç boyutlu bir tıkama için düzgün, konik bir boşluk oluşturması sağlanmaktadır (Cohen, 1998; Schilder, 1974). Bu nedenle kök kanal sisteminin preparasyonu, kök kanal tedavisinde en önemli aşamalardan biri olarak kabul edilmektedir (C. J. Ruddle, 2002; Schilder, 1974). Başarılı bir kök kanal tedavisi gerçekleştirmek için piyasaya her gün çok sayıda endodontik eğe ve bu eğelerle uyumlu preparasyon sistemleri çıkarılmaktadır (Al-Omari, Bryant, & Dummer, 1997).

2.1. Endodontide Kullanılan Nikel Titanyum Döner Aletler

NiTi alaşımı diş hekimliği alanına girmeden önce, kök kanallarını temizlemek ve şekillendirmek için, daha az esnek olan ve preparasyon hatalarının sık görüldüğü karbon çelik ve paslanmaz çelik eğeler kullanılmıştır. Fakat karbon çelik ve paslanmaz çelik eğeler ile meydana gelebilecek preparasyon hatalarını gidermek ve daha kısa zamanda etkili bir preparasyon yapabilmek için yeni alaşımlar bulunması gerekliliği artmıştır (Gavini ve ark., 2018). 1963 yılında, Naval Ordnance Laboratuvarı'nda (White Oak, MD, USA) Buehler ve ark. tarafından geliştirilen NiTi alaşımı: nikel (Ni), titanyum (Ti) ve Naval Ordnance Laboratuar (Nol) harflerinin kısaltması olan Nitinol olarak adlandırılmıştır (Buehler, Gilfrich, & Wiley, 1963).

Endodonti alanında NiTi döner eğe sistemlerinin tanıtılması ve yaygınlaşmasıyla birlikte daha güvenli ve kaliteli endodontik tedaviler yapılmaya başlanmıştır (Walia ve ark., 1988). NiTi eğeler paslanmaz çelik eğelere kıyasla alaşımının esnekliği sayesinde, eğimli kanallarda daha kısa bir preparasyon süresi ve daha iyi merkezde kalma oranları göstermiştir

(Short ve ark., 1997). Yapılan çalışmalarda NiTi eğelerin apeks noktasını paslanmaz çelik eğelere kıyasla daha iyi koruduğu (W. G. Kuhn, Carnes Jr, Clement, & Walker III, 1997) ve apikal bölgeye önemli ölçüde daha az debris taşıdığı gösterilmiştir (S. A. Reddy & Hicks, 1998). NiTi eğeler ayrıca preparasyon sırasında oluşabilecek zipping veya basamak gibi hataların oluşumunu da azaltmaktadırlar (Weine, 2004).

Nikel Titanyum Eğelerin Dizaynları

Kök kanal eğelerinin kesme etkinliği; kesit tasarımı, debris kaldırma kapasitesi, heliks ve rake açısı, metalurjik özellikler ve aletlerin yüzey işlemi gibi farklı parametrelerin karmaşık ilişkisine bağlı olarak değişmektedir (Schäfer & Oitzinger, 2008).

Günümüz klinisyenleri için döner eğelerin, kullanılabilirliğini artıran veya olası riskler oluşturan tasarımsal özelliklerinin bilinmesi bu eğelerden preparasyon esnasında tam verimlilikle faydalanmak adına önemlidir (Haapasalo & Shen, 2013).

Koniklik veya konisite, çalışma yüzeyi boyunca uçtan eğe sapına doğru eğe çapının her milimetrede arttığı miktar olarak ifade edilmektedir (Baumann, 2004). Örneğin 0,06 konikliğe sahip 25 boyutlu bir eğe, uçtan 1 mm’de 0,31 mm, uçtan 2 mm’de 0,37 mm ve uçtan 3 mm’de 0,42 mm çapa sahip olacaktır.

Yiv, kanal duvarından çıkarılan yumuşak doku ve dentin artıklarını toplamak için kullanılan eğe yüzeyindeki oluktur. Oluğun etkinliği derinliğine, genişliğine, konfigürasyonuna ve yüzey kalitesine bağlı olarak değişmektedir (McSpadden, 2007).

Kesici kenar ise eğe dönerken oluğu takip eden en geniş çaplı yüzeye denmektedir ve eğenin kesici kenarını yani bıçak kısmını oluşturmaktadır. Kesici kenar, eğenin dönmesiyle birlikte aktifleşir, kanal duvarından debris ve yumuşak dokuları çıkarır. Etkinliği ise kanal duvarıyla yaptığı açıya ve keskinliğine göre değişmektedir (McSpadden, 2007).

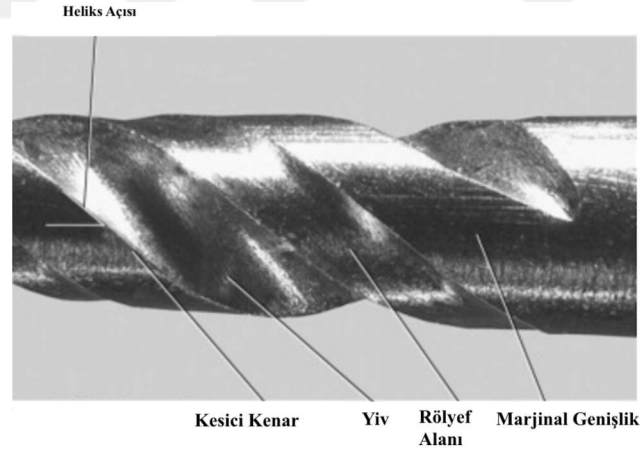
Oluklar arasında merkezi eksenenden kesme kenarına kadar aksenel olarak çıkıntı yapan yüzeye, radyal alan veya marjinal genişlik adı verilmektedir. Radyal alan; kesici kenara destek vermesinin yanı sıra kanalın transportasyonunu azaltarak oluşan debris derinliğini sınırlamaktadır. Ayrıca vidalama eğilimini azaltarak mikro çatlakların oluşumunu ve yayılmasını sınırlar. Karşı kesici kenara göre konumu ve genişliği etkinliğini belirlemektedir (McSpadden, 2007; Schäfer & Tepel, 2001). Radyal alan yüzeylerinin azaltılmasıyla rölyef alanları oluşturulmaktadır. Bu alanlar sürtünme direncini azaltır fakat radyal alanların artırılması eğe dayanıklılığını artırmaktadır (Koch & Brave, 2002). Radyal alanın artırılmasının en önemli avantajı; preparasyon sırasında vidalama etkisiyle oluşan tork kuvvetlerinin azaltılmasıdır. Bunun yanı sıra kesme etkinliğini azaltır ve artan metal kalınlığından dolayı eğenin esnekliği azalır (Mittal ve ark., 2014).

Kesici kenarın eğenin uzun ekseni ile yaptığı açıya heliks açısı denir. Bu açı, kanalda biriken debrislerin eğe oluklarında toplanmasına yardımcı olmaktadır (Koch & Brave, 2002; McSpadden, 2007). Eğe kanal içerisinde çalışırken, debrislerin hızlı ve etkili bir şekilde kanal dışına çıkarılması gerekmektedir. Sabit heliks açısına sahip eğeler, eğenin özellikle koronal kısmında debris toplanmasına izin vermektedir. Ancak tüm çalışma uzunluğu boyunca aynı heliks açısına sahip eğelerde vidalama kuvvetlerinin etkisi artmaktadır. Oluk açıları eğenin çeşitli bölgelerinde değiştirilmesiyle; hem debrislerin daha güvenli bir şekilde uzaklaştırılması hem de eğenin kanala vidalanma olasılığının düşürülmesi sağlanabilmektedir (Mittal ve ark., 2014).

Rake açısı, kanal eğesinden yatay bir kesit alındığında, eğenin yarıçapı ile kesici kenarının yaptığı açıya verilen addır. Eğer kesici kenar ve kesilen yüzeyin oluşturduğu açı genişse, rake açısı pozitif ya da kesici, darsa negatif ya da kazıyıcı olarak isimlendirilmektedir (McSpadden, 2007; Sanghvi & Mistry, 2011).

Burgu ya da sarmal, birim uzunluk başına spiral veya diş sayısıdır. İlk üretilen eğelerde vidalardan esinlenildiği için sabit sarmal sayısı kullanılmıştır. Sabit sarmal ve heliks açılarının kullanılması, kanalda vidalanma kuvvetinin artmasına yol açmıştır. Bu durum özellikle sabit koniklikteki eğeler kullanıldığında önem arz etmiştir (Young, Parashos, & Messer, 2007). Bu nedenle K3 eğesi geliştirildiğinde; eğe sabit koniklikte, ancak değişken sarmal ve heliks açısında tasarlanmıştır ve bu tasarım vidalama kuvvetini ciddi oranda azaltmıştır (Mittal ve ark., 2014).

Kök kanal preparasyonunda eğe ucunun, eğeyi kanal boyunca yönlendirmek ve eğenin kanal içerisinde ilerlemesine yardımcı olmak gibi iki ana görevi vardır. NiTi eğelerde uç dizaynı; kesici, kısmen kesici, kesici olmayan olarak 3 tipte bulunmaktadır. Kesici uç tipinde en sık görülen komplikasyon kanal transportu oluşturmastır. Öte yandan kesici olmayan uç tipinde ise eğe ucunun kanalda sıkışması sonucu torsiyonel kırık gözlenmektedir (Koch & Brave, 2002; McSpadden, 2007; Metzger, Basrani, & Goodis, 2011).

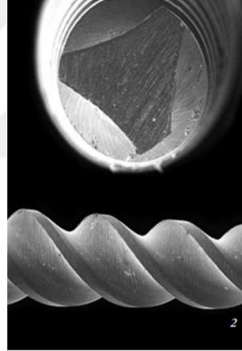


Şekil 1: NiTi Eğelerinin Yüzey Özellikleri (Metzger ve ark., 2011)

Nikel Titanyum Eğelerin Sınıflandırılması

1.Nesil Eğe Sistemleri

İlk 0.2 koniklik açısına sahip NiTi döner eğe sistemi Dr. John McSpadden tarafından 1992 yılında literatüre girmiştir. Bu eğelerin kesitleri incelendiğinde, eğe şaftının etrafında eşit boşluklara sahip U şekilli üç tane oluk bulunduğu görölmektedir. Bu eğe dizaynında oluklar arasında radyal alanlar bulunmaktadır (Kuzekanani, 2018)(**Şekil 2**). Bu düz alanlar eğelerin dentine saplanması önlerken, dentin dokusunu pasif bir şekilde kesmesini sağlamaktadır. Kök kanal formuna ulaşmak için çok sayıda eğe kullanılması gereken bu jenerasyon eğelerde nötr yada negatif kesme açısına sahip bıçaklar bulunur. Bu jenerasyon eğelere örnek olarak; Quantec (Tycom, Irvine, CA, ABD), Greater Taper eğeler (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre), LightSpeed (Discus Dental, Culver City, CA, ABD) NiTi döner alet sistemleridir (Haapasalo & Shen, 2013).

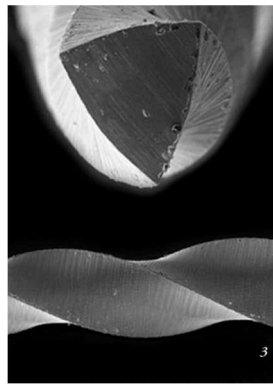


Şekil 2: 1.Nesil Eğe Sistemlerinin Cross-Section Görüntüsü (C. J. Ruddle, Machtou, & West, 2013)

2. Nesil Eğe Sistemleri

İkinci nesil NiTi döner eğe sistemleri 2001 yılında piyasaya çıkmıştır (Machtou & Ruddle, 2004). Bu nesil eğelerin bir önceki nesilden farkı, pozitif kesme açısına sahip olmaları ve preparasyonu tamamlamak için daha az eğeye ihtiyaç duymalarıdır. Alternatif temas noktalarına sahip eğe hatları ile aktif ve pasif kesim açısına ve sabit konikliğe sahip NiTi eğeler

üretilmiştir. Bu sayede; taper lock oluşumu ve sonucunda ortaya çıkan vidalama etkisinin engellenmesi amaçlanmıştır (Schäfer & Vlassis, 2004). Bu jenerasyondaki gelişim, tek bir eğe üzerinde birden fazla artan veya azalan konisiteye sahip ProTaper'ın piyasaya sunulmasıyla gerçekleşmiştir. Eğenin uç kısmına doğru azalan konisiteye sahip tasarımı, daha az eğe dizisiyle; eğenin kesme işlemini kanalın belirli bir bölgesiyle sınırlandırmasını ve preparasyonu güvenli bir şekilde bitirmesini sağlamaktadır (C. Ruddle, 2001). Bu nesilde üreticiler, eğe kırılmalarına karşı direnci artırmak için başka yöntemlere de odaklanmışlardır. Bazı üreticiler, geleneksel işlemden kaynaklanan yüzey düzensizliklerini gidermek için elektro-polisaj metodunu kullanmışlardır. Ancak yapılan klinik gözlemlerde bu elektro-polisaj işleminin kesici kenarları körelttiği fark edilmiştir. Kesici kenarın köreltilmesi sonucunda da preparasyon esnasında eğede aşırı iç stresler oluşmaktadır. Bunun sonucunda da taper lock, vidalama etkisi ve eğe üzerinde aşırı tork kuvveti birikimi meydana gelmektedir (Boessler, Paque, & Peters, 2009). Genel olarak bu eksiklikleri ve elektro-polisaj işleminden kaynaklanan kesme etkinliğinin azalmasını dengelemek için, birçok kesit tasarımına sahip eğe sistemleri oluşturulmuştur (C. J. Ruddle ve ark., 2013).



Şekil 3: 2. Nesil Eğe Sistemlerinin Cross-Section Görüntüsü (C. J. Ruddle ve ark., 2013)

3. Nesil Eğe Sistemleri

2007 yılında NiTi alaşımlarının metalurjisinin gelişimiyle üçüncü nesil döner eğeler ortaya çıkmıştır. Üreticiler alaşımı ısıtma ve soğutma yöntemlerini kullanarak NiTi eğelerin döngüsel yorgunluğunu azaltmaya ve eğimli kanallarda güvenli şekillendirme yapılmasına olanak sağlamaya çalışmışlardır (Gutmann ve Gao, 2012). Aynı zamanda, yeni termomekanik işlemler ve üretim teknolojileri sayesinde NiTi alaşımların mikro yapısı iyileştirilmiştir. Bu sayede üçüncü nesil NiTi eğelerde döngüsel yorulma direnci önemli ölçüde artırılmış ve eğe kırılmaları azaltılmıştır (Haapasalo & Shen, 2013; C. J. Ruddle ve ark., 2013).

Bu jenerasyonun en önemli avantajları, M-wire ve R-faz teknolojilerinin ve elektriksel deşarj yöntemlerinin (EDM) uygulanmasıyla eğelerin düşük kırık riskine ve şekil hafızası özelliğine sahip olmasıdır (Ha, Kim, Cohenca, & Kim, 2013; Kuzekanani & Najafipour, 2018; Y Shen, Coil, Zhou, Zheng, & Haapasalo, 2013; Ya Shen, Hui-min Zhou, Zhejun Wang, ve ark., 2013).

4. Nesil Eğe Sistemleri

Piyasada bulunan birçok NiTi döner eğe sisteminde sürekli rotasyon hareketi kullanılmaktadır. Bununla birlikte sürekli rotasyon hareketinin NiTi eğelerde kırıklar oluşturduğu düşünülmektedir (Sattapan, Nervo, Palamara, & Messer, 2000). Bu durumun ortadan kaldırılması için bazı araştırmacılar kök kanal sisteminin resiprokasyon hareketi ile şekillendirilmesini önermişlerdir (De-Deus, Moreira, Lopes, & Elias, 2010). Resiprokasyon hareketi, sürekli rotasyon hareketinden farklı olarak tekrarlayan saat yönünde (SY) ve saat yönünün tersine (SYT) hareketlerden oluşan, ilk kez 1958 yılında paslanmaz çelik eğelerle kullanılan bir hareket türüdür. Bu hareketin ilk temsilcileri SY ve SYT 30°'lik eşit açılarla

resiprokasyon hareketi yapan M4 (SybronEndo), Endo-Eze AET (Ultradent) ve Endo-Express (Essential Dental Systems) gibi eğe sistemleridir (Haapasalo & Shen, 2013).

2008'de Dr. Ghassan Yared, tek bir resiprokasyon hareketle alışan 25/0.08 ProTaper eğesinin neredeyse her kanalı optimum şekilde şekillendirmesini sağlayacak eşit olmayan SY/SYT açılarını tanımlamıştır (Yared, 2008). 2011 yılında, resiprokal hareket yapan WaveOne (Dentsply Maillefer) ve Reciproc (VDW, Münih, Almanya) tek eğe şekillendirme sistemleri piyasaya sürülmüştür. Her iki eğe de M-wire alaşımdan yapılmıştır. Resiprokasyon teknolojisindeki yenilik, kanalları şekillendirmek için 4. nesil eğe sistemlerini oluşturmuştur (Haapasalo & Shen, 2013).

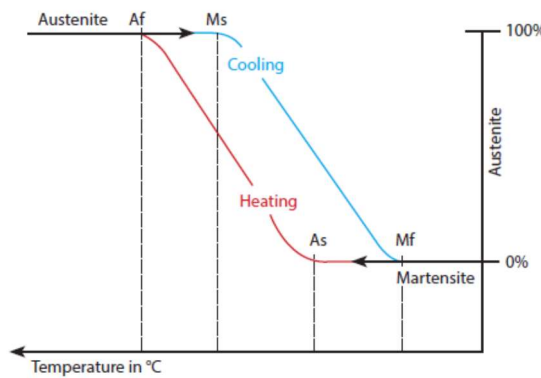
5. Nesil Eğe Sistemleri

Bu nesilde, off-set tasarımıyla dönüş merkezini dengeleyerek kanal şekillendirmenin etkinliği artırılmıştır. Ayrıca eğenin tüm uzunluğu boyunca çalışan yüzeylerde mekanik bir hareket dalgası üreterek önceki nesildeki merkezlenmiş eğelere kıyasla periapikal dokulara daha az debris taşırdığı gözlemlenmiştir. Ayrıca, bu off-set tasarım, kanal içinde eğe ile dentin arasındaki sıkışmayı en aza indirgeyerek; taper lock veya eğe kırılmasına neden olan tork kuvvetleri ve vidalama etkisini azaltmaktadır (Hashem, Ghoneim, Lutfy, Foda, & Omar, 2012). HyFlex EDM (Coltene/Whaledent AG, Altsttten, Switzerland), Revo-S (Micro-Mega), One Shape (Micro-Mega) ve ProTaper Next (Dentsply) beşinci nesilin önemli eğelerindendir (Peters, Gluskin, Weiss, & Han, 2012). Dördüncü nesili temel alan resiprokasyon felsefesine karşın, her ikisi de Micro-Mega Company tarafından üretilen beşinci nesile ait Revo-S ve One Shape eğe sistemleri sürekli saat yönünde döndürülmesiyle rotasyon hareketiyle uygulanmaktadır (Kuzekanani, 2018).

Nikel Titanyum Eğelerin Alaşım zellikleri

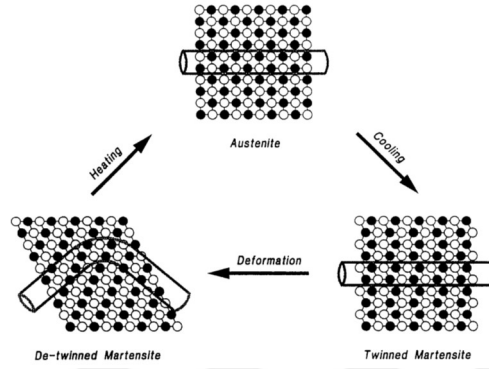
Endodontide kullanılan NiTi alaşımları 1:1 atomik oranda (eş atomlu) ve kütlece yaklaşık %56 nikel ve %44 titanyum içerir (Thompson, 2000). Bu eş atomlu NiTi alaşımları östenit, martensit fazı ve R fazı olarak 3 farklı mikro kristal yapıda bulunmaktadır (Powers, Messersmith, Brantley, & Eliades, 2001). Östenit NiTi, yüksek sıcaklıklarda ve düşük stres değerlerinde bulunan kompleks kütle merkezli kübik yapıdadır. Martensit NiTi monoklinik kompleks yapıda, düşük sıcaklıklarda ve yüksek stres değerlerinde bulunmaktadır. R fazı ise eşkenar dörtgen yapısındaki ara fazdır. R fazı ısıtma sırasında martensit ve östenit faz arasındaki geçiş esnasında oluşmaktadır (Ya Shen, Zhou, Zheng, Peng, & Haapasalo, 2013).

NiTi alaşımlarının faz bileşimi ve mekanik özellikleri, ortam sıcaklığına ve alaşımların bu sıcaklığa soğutulmasına veya ısıtılmasına bağlı olarak değişmektedir. Östenit faz soğutulduğunda martensit forma dönüşmeye başlar. Bu faz dönüşümleri sonucunda alaşımda süper elastiklik ve şekil hafızası gibi özellikler oluşmaktadır (Thompson, 2000). (Şekil 4)



Şekil 4: Martensit-Östenit Faz Dönüşüm Diyagramı (Tabassum, Zafar, & Umer, 2019)

Preparasyon sonrası deformasyona uğrayan NiTi alaşımının otoklav gibi yüksek sıcaklıklara maruz kalması sonucunda eski haline dönmesine şekil hafızası özelliği adı verilmektedir. Bu özellik, yüksek sıcaklıklara maruz kalan alaşımın östenit faza dönüşmesiyle meydana gelmektedir (Zupanc, Vahdat-Pajouh, & Schäfer, 2018)(Şekil 5).



Şekil 5: NiTi alaşımların Şekil hafızası diyagramı (Thompson, 2000)

Süper elastik özellik ise eksternal kuvvetlere maruz kalan NiTi alaşımlarında, östenit fazdan, martensit fazına ani olarak dönüşmesidir. Bu sayede daha fazla strese kalıcı deformasyona uğramadan maruz kalabilmektedir. Stres kaynaklı martensit fazı oda sıcaklığında kararlı değildir ve stres faktörü kalktıktan hemen sonra tekrardan östenit fazına ani bir dönüşüm meydana gelir. Bu süper elastik özellik sayesinde ege, kanaldan çıkarıldığında orijinal şekline hızlı bir şekilde geri dönmektedir (Viana, de Melo, de Azevedo Bahia, & Buono, 2010). %1 üzerindeki stres kaynaklı deformasyonlar, paslanmaz çelik eğelerde kalıcı olurken NiTi alaşımlarda %8'e kadar oluşan deformasyon geri dönüşebilmektedir (Otsuka & Ren, 2005; Ya Shen, Hui-min Zhou, Yu-feng Zheng, ve ark., 2013).

Günümüzde üretici firmalar kırılmaya karşı daha dirençli ve daha esnek eğeler üretebilmek için NiTi alaşımlarını; termal, mekanik ve yüzey işlemi dahil olmak üzere çeşitli işlemlerden geçirerek geliştirmektedirler.

1.1. Geleneksel Nikel Titanyum Alaşımlar

Geleneksel NiTi alaşıma sahip döner ege sistemleri ilk olarak 1992 yılında Dr. McSpadden tarafından tanıtılmıştır (Gavini ve ark., 2018). Süper elastik özelliğe sahip olan bu eğerlerin piyasaya çıkmasıyla preparasyon esnasında paslanmaz çelik eğerlere kıyasla birçok avantaj kazanılmıştır. Ancak bu eğerlerin çoklu kullanımlarıyla beraber artan döngüsel yorgunluğa ve torsiyonel strese bağlı komplikasyonlar, ege üretiminde farklı çözüm yolları arayışına neden olmuştur. (Peters, 2004; Plotino, Grande, Cordaro, Testarelli, & Gambarini, 2009). Komplikasyonları engelleyebilmek için eğerler farklı kesit tasarımları oluşturularak piyasaya sunulmuştur (Peters, 2004).

2000’li yılların başlarından itibaren alaşımların mekanik özelliklerini geliştirmeye odaklanılmıştır. NiTi alaşımın termomekanik işlemler sonucunda faz dönüşüm sıcakları değiştirilerek, alaşımın daha üstün özelliklere sahip olması hedeflenmiştir (Ya Shen, Hui-min Zhou, Yu-feng Zheng, ve ark., 2013; Thompson, 2000).

Geleneksel NiTi eğerler östenit bitiş sıcaklıkları (a_f) vücut sıcaklığının altında olmasından dolayı esas olarak östenit fazından oluşur ve süper elastik özelliklere sahiptir (Brantley, Svec, Iijima, Powers, & Grentzer, 2002; E. Pereira ve ark., 2012). Bu eğerler üretim sürecinde bükülmek yerine işlenerek elde edilmektedir (Thompson, 2000). İşlenme esnasında ege yüzeyinde; kırılma ve korozyon direncini ve kesme verimliliğini olumsuz etkileyebilecek kusurlar ortaya çıkabilmektedir (Anderson, Price, & Parashos, 2007; Cheung, Shen, & Darvell, 2007a; G. Kuhn, Tavernier, & Jordan, 2001; Lopes ve ark., 2010; Thompson, 2000).

Elektropolisaj işlemi, eğerin işlenmesi sonrası metal yüzeyinin pürüzsüzlüğünü sağlamak ve parlaklığını arttırmak için elektrokimyasal olarak üretimin son aşamasında uygulanan bir yüzey bitirme işlemidir (Bonaccorso ve ark., 2008; Lopes ve ark., 2016). Bu işlem, üretim esnasında oluşan yüzey düzensizliklerini, çatlakları ve rezidüel stresleri gidermek

için uygulanmaktadır. Ayrıca kırılma direncini ve korozyon direncini de arttırdığı bilinmektedir (Bonaccorso ve ark., 2008; G. Kuhn ve ark., 2001). Fakat Bui ve ark. (2008) yaptıkları çalışmada elektropolisaj işleminin döngüsel yorgunluk direncini önemli ölçüde azalttığını bildirmişlerdir (Bui, Mitchell, & Baumgartner, 2008)

Geleneksel NiTi eğeler; M-wire alaşımlar, Gold ve Blue alaşımlar ve CM alaşımlara kıyasla daha yüksek tork veya apikal kuvvetler üretmektedir (Kwak, Lee, Kim, Kim, & Ha, 2019; É. S. J. Pereira, Viana, Buono, Peters, & de Azevedo Bahia, 2015). Bununla birlikte; geleneksel olarak üretilen eğeler, elektropolisaj görmüş muadillerine kıyasla daha düşük tork değerleri fakat daha yüksek apikal kuvvetler üretmektedirler (Boessler ve ark., 2009).

1.2. M-Wire Alaşımı

2007 yılında döngüsel yorulma direncini artırmak ve daha esnek bir NiTi alaşımı üretmek amacıyla Sportswire LLC (Langley, OK, ABD) tarafından M-Wire adı verilen tescilli bir termomekanik üretim prosedürü geliştirilmiştir. (Gianluca Gambarini ve ark., 2008). M-Wire alaşımı kütleye 55.8 ± 1.5 nikel (Ni), 44.2 ± 1.5 titanyum (Ti) ve %1'den az eser elementlerden oluşan bir Nitinol bileşimidir (Berendt, 2007).

M-Wire alaşımının östenit bitiş sıcaklığının (A_f) $43-50^\circ\text{C}$ civarında olduğu bildirilmiştir (Alapati ve ark., 2009; L. C. M. Braga, Silva, Buono, & de Azevedo Bahia, 2014; E. Pereira ve ark., 2012; Ya Shen, Zhou, ve ark., 2011; Ye & Gao, 2012). Bu sonuç, M-Wire alaşımının geleneksel NiTi alaşımların ve vücut sıcaklığının çok üzerinde A_f 'sinin olduğunu ve klinik koşullar altında tamamen östenitten oluşmadığını göstermektedir. Çeşitli metalurjik laboratuvar teknik verilerine göre vücut sıcaklığında östenit fazı ile birlikte az miktarda martensit ve R-fazı içerdiği ortaya konan M-Wire alaşımının (Alapati ve ark., 2009; E. Pereira ve ark., 2012; Ye &

Gao, 2012) bu sayede süper elastik özelliğini koruduğu iddia edilmiştir (Johnson, Lloyd, Kuttler, & Namerow, 2008).

Birçok araştırmacı M-Wire alaşımının, geleneksel NiTi alaşımlara göre daha fazla esneklik sergilediğini bunun sebebinin martensit ve R-fazının elastik modüllerinin, östenit fazından daha düşük olmasından kaynaklandığını bildirmişlerdir (Gao, Gutmann, Wilkinson, Maxwell, & Ammon, 2012; Montalvão & Alçada, 2011; E. Pereira ve ark., 2012; E. S. Pereira, Gomes, ve ark., 2013).

M-wire alaşımından üretilen eğe sistemlerine örnek olarak Protaper Next, Profile Vortex ve resiprokal hareket ile çalışan WaveOne, Reciproc döner eğe sistemleri örnek verilebilir (Gavini ve ark., 2018).

M-Wire alaşımın, geleneksel NiTi alaşıma kıyasla döngüsel yorgunluğa karşı önemli ölçüde daha dirençli olduğu bulunmuştur (Al-Hadlaq, AlJarbou, & AlThumairy, 2010; L. C. M. Braga ve ark., 2014; Gao ve ark., 2012; Gao, Shotton, Wilkinson, Phillips, & Johnson, 2010; Johnson ve ark., 2008; Larsen, Watanabe, Glickman, & He, 2009; E. S. Pereira, Gomes, ve ark., 2013). M-Wire alaşımın geliştirilmiş yorulma direnci, bu alaşımda bulunan martensitik varyantların oryantasyon kabiliyetlerinin iyi uyarlanması sebebiyle yorulmaya bağlı mikro çatlak oluşumunu engelleyen, geliştirilmiş dirençle açıklanabilmektedir (Gao ve ark., 2010).

1.3. R-Fazı

2008 Yılında, M-Wire'in piyasaya sürülmesinden kısa bir süre sonra SybronEndo (Orange, CA, ABD), twisted file (TF) adlı yeni bir döner NiTi sistemi oluşturmak için farklı bir üretim süreci geliştirilmiştir (Larsen ve ark., 2009).

Birçok çalışmada R-Fazı eğeleri, ısıtılma işlemi uygulanmayan geleneksel NiTi enstrümanlarla karşılaştırıldığında döngüsel yorgunluğa karşı üstün direnç ve esneklik

göstermiştir (Gianluca Gambarini ve ark., 2008; Hou ve ark., 2011; Larsen ve ark., 2009; Ya Shen, Zhou, ve ark., 2011). TF eğelerinde geleneksel NiTi eğelerine kıyasla strese bağlı martensit oluşumunu indüklemek için daha az kuvvet gerektiği bildirilmiştir. Bu nedenle geleneksel NiTi alaşımlara göre daha fazla östenit-martensit dönüşümü olmaktadır (Hou ve ark., 2011; Liaw, Su, Lai, & Lee, 2007; Ya Shen, Zhou, ve ark., 2011). R-Fazlı eğeler esnekliklerinin fazla olmasından dolayı geleneksel NiTi eğelere göre daha az kanal transportasyonuna neden olmaktadır (P. J. Reddy, Kumar, Aravind, & Kumar, 2014; Rejula ve ark., 2017). R-Fazlı eğeleri, M-Wire eğelerle karşılaştırıldığında benzer döngüsel yorulma dirençleri göstermişlerdir. Torsiyonel dayanım ile ilgili olarak R-Fazlı eğeleri, torsiyonel kırıklarda daha büyük bir sapma açısına sahiptir. Ancak geleneksel NiTi ve M-Wire eğelerle karşılaştırıldığında kırılmaya kadar çıkan maksimum tork kuvvetinin daha az olduğu tespit edilmiştir (Bouska, Justman, Williamson, DeLong, & Qian, 2012; Casper, Roberts, Roberts, Himel, & Bergeron, 2011; Wycoff & Berzins, 2012).

1.4. CM-Wire

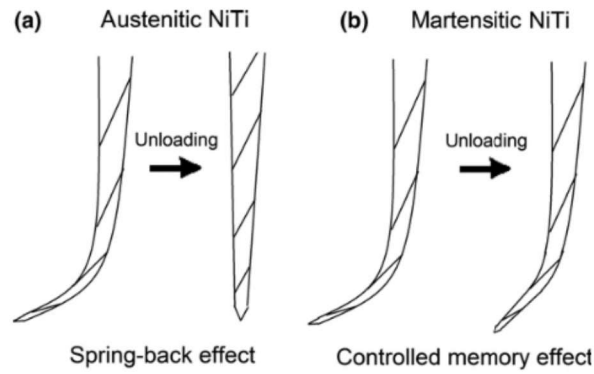
2010 Yılında piyasaya sürülen CM-Wire, oda sıcaklığında ve vücut sıcaklığında süperelastik özelliklere sahip olmayan ilk NiTi endodontik alaşımdır (Zhou ve ark., 2012). Değişen faz bileşimi nedeniyle geleneksel NiTi alaşımlarda bulunan süper elastik özelliği CM-wire alaşımlarda gözlenmemektedir. Bu da östenitik alaşımların aksine CM-wire alaşımında özellikle eğimli kök kanallarının preparasyonu sırasında görülen düzleşme eğilimini göstermemektedir. Yapılan çalışmalarda, Revo-S (Micro-Mega, Besancon, Fransa), ProTaper Next (Dentsply Sirona Endodonti, Ballaigues, İsviçre) ve Reciproc (VDW, Münih, Almanya) ile karşılaştırıldığında Hyflex CM'in kök kanalında önemli ölçüde daha az düzleşmeye neden

olduğu bildirilmiştir (Bürklein, Börjes, & Schäfer, 2014; Marceliano-Alves ve ark., 2015; Saber, Nagy, & Schäfer, 2015).

Yapılan araştırmalarda CM-wire alaşımının A_f sıcaklığının oda ve vücut sıcaklığından yüksek olmasından dolayı içerik olarak büyük oranda martensit ve az miktarda da östenit ve R-fazı içerdiği bulunmuştur (Iacono ve ark., 2017; Y Shen ve ark., 2013; Ya Shen, Zhou, ve ark., 2011). Martensit fazın baskın olmasından dolayı CM-Wire eğeleri, M-Wire ve geleneksel NiTi alaşımına kıyasla daha fazla esnekliğe sahiptir (de Arruda Santos, de Azevedo Bahia, de Las Casas, & Buono, 2013; Goo, Kwak, Ha, Pedullà, & Kim, 2017; Ninan & Berzins, 2013; É. S. J. Pereira ve ark., 2015; Pongione ve ark., 2012; Soares ve ark., 2017; Testarelli ve ark., 2011). Ek olarak martensit fazın baskın olmasından dolayı kolayca deforme olabilmektedir. Ancak A_f sıcaklığının üstünde ısıtılmasıyla tekrardan orijinal haline döndüğü belirtilmiştir (Al-Sudani, 2014; Alfoqom Alazemi, Bryant, & Dummer, 2015; Bürklein ve ark., 2014).

Artan esnekliğin kesme etkinliğini olumsuz yönde etkilediği düşünülmese rağmen, Hyflex CM eğelerinin, elektropolisaj yapılan eğelere ve geleneksel NiTi eğelere kıyasla çevresel egelemede daha yüksek bir kesme verimliliğine sahip olduğu bildirilmiştir (Morgental, Vier-Pelisser, Kopper, De Figueiredo, & Peters, 2013; Peters ve ark., 2014).

CM Wire eğelerinin, M-Wire ve geleneksel NiTi eğelerine kıyasla, martensitik fazdan dolayı önemli ölçüde daha iyi döngüsel yorulma direncine sahip olduğu bildirilmiştir (AlShwaimi, 2018; Capar, Ertas, & Arslan, 2015; Goo ve ark., 2017; Plotino, Testarelli, ve ark., 2014; Ya Shen, Qian, Abtin, Gao, & Haapasalo, 2011, 2012; Soares ve ark., 2017). Kırılma çalışmalarında CM Wire eğeleri, M-Wire ve geleneksel NiTi eğelerine kıyasla daha büyük bir sapma açısı sergilemiştir; ancak maksimum tork değerleri birbirlerine eşit olarak bulunmuştur (Casper ve ark., 2011; Chang ve ark., 2016; Peters ve ark., 2012).



Şekil 6: a) Östenit NiTi alaşımın şekil hafızası özelliği b) Martensit NiTi alaşımın control memory özelliği (Zupanc ve ark., 2018)

1.4.1. Elektriksel deşarj işlemi (Hyflex EDM)

Coltene firması 2016 yılında, CM Wire alaşımdan üretilen başka bir döner NiTi eğe sistemi olan Hyflex EDM'yi tanıtmıştır. Hyflex EDM, elektriksel deşarj işlemi (EDM) ile üretilen ilk endodontik eğe sistemidir (Pirani ve ark., 2016). Üreticiye göre, bu yenilikçi işleme süreci NiTi eğenin yüzeyini sertleştirerek kırılma direncini ve kesme verimini artırmaktadır. (HyFlex EDM_Brochure). Hyflex EDM eğesi, CM-wire alaşımdan üretilmiş olup sadece bitim aşamasında elektrik boşaltımı işlemi (EDM) uygulanarak üretilmektedir (Bojorquez, Marloth, & Es-Said, 2002; Daneshmand, Kahrizi, Abedi, & Abdolhosseini, 2013).

Yapılan çalışmalarda Hyflex EDM'in martensit ve R-fazından oluştuğunu, Hyflex CM'in ise martensit ve östenit karışımı olduğunu ortaya çıkarmıştır (Iacono ve ark., 2017). Hyflex EDM eğelerinde östenit bulunmaması, östenit başlangıç sıcaklığının (42 °C) vücut sıcaklığından daha yüksek olmasıyla açıklanmıştır (Iacono ve ark., 2017; Y Shen ve ark., 2013).

Bu bulgularla uyumlu olarak Hyflex EDM'in, Hyflex CM, M-Wire ve geleneksel NiTi eğelere kıyasla önemli ölçüde daha iyi döngüsel yorulma direnci sergilediği kanıtlanmıştır

(Goo ve ark., 2017; Gündoğar & Özyürek, 2017; Iacono ve ark., 2017; Kaval ve ark., 2016; Pedullà ve ark., 2016; Pirani ve ark., 2016). Hyflex EDM'in esnekliğinin diğer CM Wire eğelerine benzer olduğu bulunmuştur (Goo ve ark., 2017; Iacono ve ark., 2017). Hyflex EDM'nin orijinal kök kanalı anatomisini koruyan kök kanal preparasyonu yaptığı bildirilmiştir (Özyürek, Yılmaz, & Uslu, 2017; Pinheiro ve ark., 2018; Venino, Citterio, Pellegatta, Ciccarelli, & Maddalone, 2017). Ek olarak, Hyflex EDM eğelerinin, kırık çalışmalarında, M-Wire alaşımlara göre daha büyük kırılma açısı ve daha düşük tork değerleri oluşturduğu bildirilmiştir (Pedullà ve ark., 2016). Azaltılmış östenit fazına rağmen, Hyflex EDM eğeleri, CM-wire eğelerine kıyasla (Iacono ve ark., 2017) daha yüksek bir sertlik sergilemişlerdir. Bu durumun da EDM'in üretim aşamasından kaynaklandığını savunmuşlardır. (Zupanc ve ark., 2018)

1.5. Gold ve Blue Renkli Alaşımlar

2011 yılında, Dentsply Tulsa Dental (Tulsa, OK, ABD) firması, mavi renge sahip ilk endodontik ege olan ProFile Vortex Blue'yu tanıtmıştır. Günümüzde iki Altın ve Blue ısıl işlem görmüş NiTi ege sistemi mevcuttur. Bunlardan ikisi rotary harekette (ProFile Vortex Blue; ProTaper Gold, Dentsply Sirona Endodontics), ikisi resiprokal harekette (Reciproc Blue, VDW; WaveOne Gold, Dentsply Sirona Endodontics) kullanılmaktadır. Bu eğeler kontrollü hafıza etkisi sergilerler ve deforme olabilmektedirler (Plotino, Grande, Cotti, Testarelli, & Gambarini, 2014). Gold ve Blue eğeler ile CM Wire alaşımı arasındaki temel fark, bu eğelerin tescilli bir işlem sonrası ısıl işlemden geçmeden önce taşlanma işlemi görmesidir (É. S. J. Pereira ve ark., 2015). Vortex Blue eğelerinin mavi renginden, ısıl işlem sonrası yüzeyde kalan bir titanyum

oksit tabakasının sorumlu olduğu bildirilmiştir (Hu, Whitten, Sedgley, & Svec, 2014). Blue alaşımında titanyum oksit tabakasını yaklaşık 60-80 nm iken gold alaşımında bu kalınlık 100-140 nm'dir (Gavini ve ark., 2018). Blue ısıl işlem görmüş eğeler M-Wire eğelerine kıyasla daha az Vickers yzzey sertliği sergilemiştir (De-Deus ve ark., 2017; Gao ve ark., 2012). Blue ısıl işlem görmüş eğelerin kontrollü hafıza davranışı göz önüne alındığında, M-Wire alaşımına kıyasla daha fazla miktarda kararlı martensit içermesinin, daha yumuşak ve esnek bir NiTi alaşıma sahip olmasıyla sonuçlandığı savunulmuştur (Zupanc ve ark., 2018).

ProTaper Gold'un, östenit bitiş sıcaklığının yaklaşık 50 °C olduğu tespit edilmiş ve bu eğelerin klinik koşullar altında esas olarak martensit ve R-fazı içerdii belirtilmiştir (Hieawy, Haapasalo, Zhou, Wang, & Shen, 2015).

Tüm gold ve blue eğeler martensitik faz göstermeleriyle ilgili geleneksel NiTi ve M-Wire aletlerine kıyasla gelişmiş esneklik ve yorulma direnci göstermişlerdir (Adıgüzel & Capar, 2017; De-Deus ve ark., 2017; Duke ve ark., 2015; A. Elnaghy & Elsaka, 2017; A. M. Elnaghy & S. E. Elsaka, 2016; Gao ve ark., 2012; Hieawy ve ark., 2015; Kaval ve ark., 2016; Keskin, Inan, Demiral, & Keleş, 2017; Nguyen ve ark., 2014; Özyürek, 2016; Plotino, Grande, Bellido, Testarelli, & Gambarini, 2017; Plotino, Grande, ve ark., 2014; H. Topçuoğlu, Düzgün, Aktı, & Topçuoğlu, 2017; H. S. Topçuoğlu & Topçuoğlu, 2017; Uygun ve ark., 2016).

Hyflex EDM eğeleri, ProTaper Gold, WaveOne Gold ve Reciproc Blue ile karşılaştırıldığında önemli ölçüde artırılmış döngüsel yorulma direncine sahiptir (Gündoğar & Özyürek, 2017; Kaval ve ark., 2016). Bu dört gold ve blue ısıl işlem görmüş NiTi eğelerinin tümü, ciddi eğime sahip kök kanallarında bile merkezden sapmadan preparasyona izin vermektedir (Duque ve ark., 2017; A. M. Elnaghy & S. E. Elsaka, 2016; Özyürek ve ark., 2017; Pinheiro ve ark., 2018; Silva ve ark., 2016).

Kaval ve ark. (2016), ProTaper Gold'un Hyflex EDM (Coltene/Whaledent AG, Altstätten, Switzerland) ve ProTaper Universal'dan (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) önemli

ölçüde daha yüksek bir maksimum torka sahip olduğunu, Hyflex EDM'nin ise artan bir bozulma açısına sahip olduğunu bildirmişlerdir (Kaval ve ark., 2016). ProTaper Gold'un lateral preparasyon sırasında ProTaper Universal'a göre daha etkili olduğu bulunmuştur (Vasconcelos, Arias, & Peters, 2018). Bu, gold ve blue eğelerin azalan mikrosertliğini telafi edebilen nispeten daha sert yüzey tabakası ile açıklanabilir (Gao ve ark., 2012).

1.6. MaxWire

FKG Dentaire firması, farklı bir termomekanik işlem sonucunda klinik uygulamada hem şekil hafızası hem de süperelastisiteyi birleştiren ilk NiTi alaşımı olan Max-Wire (Martensite-Austenit-elektropolish-fileX) NiTi alaşımını tanıtmıştır. Günümüzde, MaxWire alaşımdan yapılmış, XP-endo Shaper ve XP-endo Finisher olmak üzere iki eğe mevcuttur. Bu eğeler oda sıcaklığında martensitik fazda düz iken kanal içi sıcaklığa maruz kaldıklarında östenit fazına geçerek eğimli bir şekile dönüşmektedirler. Bu nedenle, bu eğeler kök kanalına yerleştirildiğinde şekil hafıza etkisi sergiler ve preparasyon sırasında süper elastikiyete sahip olurlar. Eğimli şeklin, kanal düzensizliklerine uyum sağlayarak, karmaşık kök kanal morfolojilerinin preparasyonunda başarılı olduğu iddia edilmiştir (Zupanc ve ark., 2018).

1.7. C-Wire

One Curve (MicroMega, Besancon, Fransa), kök kanalını şekillendirmek için tek bir eğeye dayanan, 2017 yılında tanıtılan bir NiTi döner eğe sistemidir (A. M. Elnaghy & Elsaka, 2018). One Curve eğe sistemi, C-wire ısıtım işlem teknolojisi ile üretilmiştir. Üretici tarafından iddia edildiği gibi kontrollü bir hafızaya sahiptir ve bu sayede eğeye ön eğim verilebilmektedir (Mega, 2018). Daha iyi bir merkezleme yeteneği ve kesme verimliliği elde etmek amacıyla

değişken bir enine kesite sahiptir (Mega, 2018). One Curve eğesinin döngüsel yorulma direncinin, OneShape sistemine kıyasla 2,4 kat daha yüksek olduğu bildirilmektedir (Yılmaz, Özyürek, & Gülşah, 2019).

NiTi alaşımlarda uygulanan termomekanik işlemler, klinik koşullar altında martensit veya R-fazının ortaya çıkmasına yol açmaktadır. M-Wire ve R-fazlı alaşımlar östenitik fazdan oluşurken, CM Wire, gold ve blue ısıtıl işlem görmüş eğeler önemli ölçüde martensit fazdan oluşmaktadır. Östenitik eğeler süper elastik özelliklere sahiptir ve kırılma esnasında yüksek tork değerleri ortaya çıkarmaktadırlar. Bu nedenle bu fazın baskın olduğu eğeler düz veya hafif eğimli kök kanallarının preparasyonunda kullanılmalıdır. Martensit fazın daha baskın olduğu eğeler, esnek ve döngüsel yorgunluğa karşı daha dirençlidir. Kırık oluşturma esnasında daha büyük bir dönüş açısı ve daha düşük tork değerleri ortaya çıkarmaktadırlar. Bu nedenle, şiddetli eğim gösteren kök kanallarında veya S şekilli eğriliklerde martensitik eğeler tercih edilmelidir. Ek olarak, martensitik eğelere ön eğim verilebilmektedir bu da basamakları atlamaya çalışırken faydalı olabilmektedir (Zupanc ve ark., 2018).

Sonuç olarak NiTi alaşımların faz değiştirme özellikleri; alaşıma süperelastisite, üstün kesme etkinliği ve yorulma direnci gibi büyük avantajlar kazandırmaktadır (Schäfer & Tepel, 2001; Thompson, 2000). Bu özellikler sayesinde NiTi eğelerle yapılan tedavi esnasında, kök kanallarının orjinal şeklinin nispeten korunduğu ve perforasyon, apikal transportasyon gibi birçok komplikasyon insidansının azaldığı görüldüğünden NiTi eğeler endodontide popüler hale gelmişlerdir (Schäfer & Lohmann, 2002; Taşdemir, Aydemir, Inan, & Ünal, 2005). Fakat bu avantajlarına rağmen NiTi döner eğeler, kök kanal sistemi içinde sürekli dönme eğiliminde olmasından dolayı döngüsel yorgunluğa maruz kalır ve preparasyon esnasında gözle

göremediğimiz deformasyonlar oluşabilir. Bunun sonucunda döngüsel ve torsiyonel yüklenmeye bağlı olarak eğelerde kırık oluşabilir (Pruett ve ark., 1997; Sotokawa, 1988).

2.2 Nikel Titanyum Eğelerde Kırılma Mekanizması

Nikel-titanyum eğeler, preparasyon sırasında dentini kesmek ve kaldırmak için tork kuvvetine ihtiyaç duymaktadırlar. Özellikle spiral şekilli aktif kesme kenarlarına sahip olan döner aletleri, dentin duvarı ile temas ederek eğelerin kanal içinde kilitlenmesine neden olarak apikal yönde vidalama kuvvetleri üretebilmektedir (Ha, Kwak, Kim, & Kim, 2016). Vidalama kuvvetleri oluştuğunda eğenin kanal içerisinde dönmeye devam etmesi için ek tork kuvvetleri gerekmektedir. Eğe ve dentin duvarı arasındaki bu sürtünme kuvvetleri, torsiyonel stres olarak eğelerde birikmektedir (S.-Y. Park ve ark., 2010; Yum, Cheung, Park, Hur, & Kim, 2011). Bu nedenle, tork kuvvetlerinde artış eğe içinde ani birikime ve torsiyonel streslere yol açmaktadır (H. Park, 2001; Yared, Bou Dagher, & Machtou, 2001). Eğelerde biriken bu stres, elastik limiti aşarsa, eğede plastik deformasyon ve eğe kırılması olarak karşımıza çıkmaktadır (Lee, Kwak, Ha, & Kim, 2020).

Paslanmaz çelik eğelerde yapının bozulduğu kolaylıkla algılanabilirken, NiTi eğelerde oluşan distorsiyon gözle her zaman görülemediğinden herhangi bir uyarı olmadan da eğeler kırılabilmektedir. (Parashos, Gordon, & Messer, 2004). Bu nedenle NiTi eğelerin kırılması günümüzde hala klinik bir sorun olmaya devam etmektedir (Sattapan, Nervo, ve ark., 2000).

NiTi eğelerde kırılma, torsiyonel ve döngüsel yorgunluğa bağlı olarak gerçekleşmektedir (Sattapan, Nervo, ve ark., 2000). Torsiyonel yorulma (%55.7), döngüsel yorgunluğa (% 44.3) kıyasla daha fazla görülmektedir (Cheung, Shen, & Darvell, 2007b; Ha ve ark., 2013; Ya Shen, Cheung, Bian, & Peng, 2006). NiTi eğelerde gerçekleşen döngüsel yorgunluk, eğenin düz veya eğimli kanallarda maruz kaldığı tekrarlayan gerilme/sıkışma

kuvvetleri sonucunda metal yorgunluğu sebebiyle oluşmaktadır (Sattapan, Nervo, ve ark., 2000). Torsiyonel kırık ise eğenin apikal bölgede sıkışmasına rağmen şaft boyunca devam eden hareket sonucunda sıkışmaya bağlı olarak kırılmasını ifade etmektedir (Peters & Barbakow, 2002). Torsiyonel direnç, temel olarak eğenin kırılmadan önceki bükülme limitidir. NiTi aletlerde kırılmaya etki eden faktörler (Thu, Ebihara, Adel, & Okiji, 2021):

1. Hareket Kinematiği
 - 1.1. Rotasyonel hareket
 - 1.2. Resiprokal hareket
2. Hız
3. Preflaring varlığı
4. Pecking Derinliği
5. Tork Kuvveti
6. Apikal Kuvvet

2.3. Nikel Titanyum Eğelerin Kırılmasını Etkileyen Faktörler

2.3.1. Hareket Kinematiği

2.3.1.1. Rotasyonel Hareket:

1980'lerin sonlarında tanıtılan merkezi rotary hareket, bugün hala piyasada kök kanal preparasyon sistemlerinin çoğu tarafından kullanılmaktadır. Kanal içinde 360 derece devamlı dönen NiTi eğeleri elektrik motorları ve redüksiyon anguldruaları ile kullanılmaktadır. (Gavini ve ark., 2018).

Rotasyonel hareketle çalışan NiTi eğelerinin kullanımında sürekli bir rotasyon hareketi olduğundan kanal içerisinde ilerlerken uç kısmının sıkışması sonucunda torsiyonel yorgunluk oluşur ve kırık gelişme ihtimali artar (Pasqualini, Scotti, Tamagnone, Ellena, & Berutti, 2008; Peters & Barbakow, 2002). Buna ek olarak sürekli rotasyon yapan NiTi eğelerin, tekrarlayan gerilim ve sıkışma döngülerine maruz kalması sonucunda döngüsel yorgunluğa bağlı kırık riski de artmaktadır (Gianluca Gambarini ve ark., 2008; Parashos & Messer, 2006; Peters, 2004).

2.3.1.2. Resiprokal Hareket:

2008'de Dr. Yared, torsiyonel kuvvetlere bağlı kırılmayı önlemek için rotary harekete karşı sağa ve sola eşit olmayan kesme açılarının kullanıldığı yeni bir NiTi enstrümantasyon hareketini tanımlamıştır (Yared, 2008). Resiprokal harekette, ege önce saat yönünün tersinde kesme hareketi yapar, ardından ters yönde dönerek hareket eder ve kesme yapmaz. Resiprokal hareket, eğri kanalların preparasyonunda sıklıkla kullanılan dengeli kuvvet el eğeleme tekniğine dayanmaktadır (Roane, Sabala, & Duncanson Jr, 1985).

Yapılan çalışmalarda “WaveOne ALL” modu kullanıldığında 170° CCW ve 50° CW'lık bir dönüş ve “Reciproc ALL” modu 150° CCW ve 30° CW'lık bir dönüş olduğu bildirilmiştir (De-Deus ve ark., 2010; Varela-Patiño ve ark., 2010). Fakat; Fidler yaptığı çalışmada resiprok motorların kinematikliğini araştırmış ve WaveOne modunun gerçek açılarının 160° CCW ve 41° CW, Reciproc modunun açılarının 159° CCW ve 35° CW olduğunu tespit etmiştir (Fidler, 2014).

2.3.2. Hız

Eğeler diş hekimliğinde en sık kullanılan mekanik aletler arasındadır. Yüksek hızlı başlıklar restoratif tedaviler ve endodontik giriş kavitelerinin hazırlanmasında kullanılırken,

düşük hızlı başlıklar periodontal cerrahi ve endodontide kanal şekillendirme esnasında kullanılır. Üreticiler tarafından farklı döner enstrümantasyon sistemleri için çeşitli hızlar önerilmiştir. Yeni motorlara göre geleneksel endodontik motorlar, 150 rpm – 40.000 rpm gibi geniş bir hız aralığında kullanılırlar. Hız ne kadar yüksekse kesme verimliliği o kadar fazladır. Fakat yüksek hızların bazı dezavantajları vardır. Bunlar (Mangat ve ark., 2018) ;

1. Parmak hassasiyetinin kaybolması.
2. Distorsiyonlara bağlı eğe kırılması.
3. Kanalin anatomik yapısının bozulması.
4. Hekimin eğeyi yönetme kapasitesinin azalması.

Endodontide Tork ve Hız Arasındaki İlişki

Kesme verimliliği eğeye iletilen hız ve tork arasındaki dengeye bağlıdır. Havayla çalışan yüksek hızlı başlıklar, elektrikli endomotorlara göre daha yüksek hız sağlarlar fakat torkları çok daha düşüktür. Bu da kesme verimliliğinin azalmasına neden olur (Yared, 2004). Motorun kesme verimliliği ne kadar az olursa preparasyon esnasında hekim kanalı genişletmek için daha fazla kuvvet uygulayacak ve kuvvet arttıkça sürtünme direncinin artmasıyla ısı da artacaktır. Kanal preparasyonu sırasında tüm eğeler farklı tork kuvvetlerine maruz kalır. Tork seviyesi, eğenin dayanabileceği tork eşiğine eşit veya daha büyükse alet deforme olur veya kırılır (Dyson & Darvell, 1999). Teorik olarak, düşük tork kontrollü motorlarda eğe motor üzerinde ayarlanan tork değerine ulaştığında motor dönmeyi durdurur ve hatta dönüş yönünü tersine çevirebilir. 2001 yılında Gambarini ve 2004 yılında Berutti ve ark. (2016) daha düşük tork değerlerine sahip endodontik motorların NiTi döner aletlerde daha düşük döngüsel yorgunluğa neden olduğunu belirtmişlerdir (Çapar & Arslan, 2016).

2.3.3. Preflaring (Ön genişletme) Varlığı

Preflaring, çalışma uzunluğunun hesaplanmasından önce kök kanalının koronal üçte birlik kısmının genişletilmesidir (Chandra, 2014). Preflaring işleminin, kalsifiye kanallarda kök kanalına erişimden önce yapılması tavsiye edilmiştir. Preflaring avantajları; (Chandra, 2014; Hargreaves, Cohen, & Berman, 2011)

- 1) Eğeler üzerindeki torsiyonel kuvvetleri ve gerilimleri azaltır.
- 2) Periapikal bölgeye debris taşmasını önler.
- 3) İrrigasyon aktivitesini artırır ve apeks bulucuların daha doğru sonuç vermesine yardımcı olur
- 4) Kanal girişlerindeki eğimleri kaldırarak apikale düz bir giriş sağlar ve çalışma boyundaki değişimleri engeller (Stabholz, Rotstein, & Torabinejad, 1995).
- 5) Özellikle eğimli kanallarda perforasyon riskini ve belirli bölgelerde dentin dokusunun aşırı inceltilmesini önler (Shantiaee, Dianat, Sharifi, Nahvi, & Ahari, 2014).

Preflaring, NiTi döner aletlerle veya Gates Glidden frezleri ile yapılmaktadır. Fakat günümüzde koronal genişletmede Gates Glidden frezlerin kullanımı önerilmemektedir.

Berrutti ve ark. (2004), preflaring yapılmış kanallarda torsiyonel streslerin azaldığını bildirmişlerdir. Torsiyonel streste azalmanın, ortalama alet ömrünü yaklaşık 6 kat arttırdığını, maliyeti düşürdüğünü ve eğe kırığı riskini azalttığını iddia etmişlerdir (Berutti, Negro, Lendini, & Pasqualini, 2004).

2.3.4. Pecking (Gagalama) Derinliği

Nikel-Titanyum eğelerde preparasyon esnasında, gagalama hareketi olarak da bilinen içeri ve dışarı hareketleri, eğelerde bükölme stresinin dağılması sonucunda kırık riskini azaltır. Pecking hareketiyle eğenin vidalama kuvvetlerinin (SF'ler) minimize edilmesi amaçlanır. (Li, Lee, Shih, Lan, & Lin, 2002)

Ray ve ark. (2007) tarafından gerçekleştirilen standardize edilmiş eksenel hareketle yapılan dinamik dölđüsel yorgunluk çalışmalarında, statik dölđüsel yorgunluk çalışmalarından elde edilen sonuçlara kıyasla gagalama hareketinin dölđüsel yorgunluğa maruz kalan endodontik dölner aletlerin ömrünü uzattığı sonucuna varılmıştır. (Ray, Kirkpatrick, & Rutledge, 2007) Zubizarreta-Macho ve ark. (2020) da bu çalışmaya benzer şekilde yüksek frekanslı gagalama hareketinin endodontik dölner eğelerin dölđüsel yorgunluk direncini azalttığı sonucunu bulmuşlardır. (Zubizarreta-Macho ve ark., 2020)

2.3.5. Tork Kuvvetleri

Tork, kuvvetin bir nesneyi itme veya çekme gibi eksen, dayanak veya pivot üzerinde dölndürme eğilimi olarak da ifade edilebilir. Basit bir ifadeyle, tork, cıvata gibi bir nesne üzerindeki dölme kuvvetinin bir ölçüsüdür. Marzouk Simonton ve Gross'a (Marzouk, Simonton, & Gross, 1997) göre tork, el aletinin hızını dölşürmeden veya kesme verimliliğini azaltmadan, eğenin kanal duvarlarındaki basına dayanma yeteneğidir (Zheng, Li, Huang, & Zhao, 2005).

Tork, eğenin kanal içinde kilitlenmesi, deformasyona uğraması ve kırılmasını etkileyebilecek bir parametredir. Torsiyonel kırık, eğenin dar kanallarda sıkışmasına bağlı olarak artan sürtünme kuvvetinin etkisiyle, eğenin maruz kaldığı yüksek torka bağlı olarak

kırılmasıdır (G Gambarini, 2000). Yüksek torkta kullanılan eğe, çok aktif olması sonucunda kanal içinde kilitlenme ve deformasyona uğramaktadır. Düşük torkta ise eğenin kesme verimi azalacağından ve kanaldaki ilerlemesi zorlaşacağından hekim eğenin kanalda ilerlemesi için daha çok kuvvet uygulayacak; sonuçta eğe kilitlenerek plastik deformasyona uğrayıp kırılma ihtimali artacaktır (Pruett ve ark., 1997; Sotokawa, 1988; Yared, Bou Dagher, Machtou, & Kulkarni, 2002).

2.3.6. Apikal kuvvet

Preparasyon sırasında eğe ve dentin arasındaki temas, eğe içinde iç gerilimlere, kök dentininde de reaksiyon torku oluşmasına neden olur. Eğe üzerindeki kesici kenarlar ne kadar keskin ve agresifse, eğe kök dentininde de o kadar stres ve kuvvetler meydana getirmektedir. Bu kuvvet, dentinin kesilmesi ve uzaklaştırılmasının sağlanması için önemli olmasına rağmen eğenin spiral konfigürasyonu, eğenin apikal yönde çekilmesine yani vidalama kuvvetine (screw-in force) neden olmaktadır (Adorno, Yoshioka, & Suda, 2011; Ha & Park, 2012). Bununla birlikte; vidalama kuvvetlerinin, kesici uç dizaynına sahip eğelerde daha sık meydana geldiği bildirilmiştir (Diemer & Calas, 2004; Ha & Park, 2012). Bu, keskin kesici kenarın eğeyi dentin duvarı boyunca kanala saplanmasıyla açıklanabilmektedir (H. Park, 2001). Klinisyenin vidalama kuvvetlerine direnmemesi eğenin apikal foramenden taşmasına, apikal bölgenin zayıflamasına veya kök çatlağı oluşmasına neden olabilmektedir (Adorno ve ark., 2011; Ha & Park, 2012). Ek olarak vidalama kuvvetleri, konik kilit (taper lock) etkisine ve eğe üzerindeki torsiyonel streslerin ani artışına yol açarak eğe kırığı riskini artırmaktadır (H. Park, 2001). Vidalama kuvvetlerinin engellenmesi için hekimin anguldruvayı dikkatli tutması ve lateral yönde fırçalama hareketi yaparak kullanması gerekmektedir (Ha, Kwak, ve ark., 2016).

2.4 Nikel Titanyum Eğelerde Tork ve Apikal Kuvveti Etkileyen Faktörler

Yapılan çalışmalarda NiTi döner eğelerde preparasyon esnasında oluşan tork ve apikal kuvvetler birçok faktöre bağlı olarak değişmektedir. Bu faktörler numuneye, eğeye, preparasyon özelliklerine ve diğer faktörlere bağlı olarak sınıflandırılabilir (Thu ve ark., 2021).

2.4.1. Numune Seçimi ve Kanal Eğimi

Çekilmiş dişlerde kanalların boyutu ve konfigürasyonu değişken olabilir ve bu nedenle her kanal farklı bir yörünge ve temas alanı vererek standartizasyonu bozabilmektedir. Doğal dişlere kıyasla akrilik blokların daha yüksek sertliği nedeniyle ek tork üretilmesi beklenebilmektedir (Kwak, Shen, Liu, Kim, & Haapasalo, 2022).

Eğimli kanallarda tork ve kuvvet değerlerinin ölçülmesinde vektörlerin eğiminin etkisi dikkate alınması gerektiği önerilmiştir. Deney düzeneğindeki sensörler kök kanallarının altındaki düz kısımda ve yatay düzlemde indüklenen değerleri temsil eden dikey vektörleri kaydettiği için eğimli kanallarda eğik düzlemlerde üretilen tork ve kuvvetin ölçüm sırasında kaybolabileceğinden ölçümlerden önce bu hususa dikkat edilmesi gerektiği bildirilmiştir (J. Y. Blum, Machtou, Esber, & Micallef, 1997).

2.4.2. Eğe Dizaynı ve Kesme Etkinliği

Eğе tasarımınnn, tork ve apikal kuvvet üzerinde etkisini değеrlendirmek için yapılan çalışmalar daha kısa adım uzunluklarına sahip eğelerin daha büyük tork ve apikal kuvvetler ürettiğı belirtilmiştir. Heliks açısı ve rake açısı gibi bıçak dizaynları da tork ve kuvvetler üzerinde etkilidir ve yüksek kesme etkinliğı daha düşük değеrlerle ilişkilendirilmiştir. Ayrıca yapılan çalışmalarda farklı geometrik kesitlere sahip eğelerin de farklı değеrler gösterdiği gözlenmiştir (Ataya ve ark., 2018; L. Braga ve ark., 2013; Kaval, Capar, Ertas, & Sen, 2017; Kim ve ark., 2010; Schäfer, Dzepina, & Danesh, 2003; Versluis, Kim, Lee, Kim, & Lee, 2012). Üçgen enine kesit tasarıma sahip eğelerin, merkezden uzak bir dikdörtgen enine kesit

tasarımına sahip eğelere göre daha düşük tork kuvveti ürettiği bulunmuştur (Gianluca Gambarini ve ark., 2019). Dışbükey üçgen kesite sahip eğeler yapılan çalışmalarda kullanılan diğer eğelere göre daha yüksek tork ve apikal kuvvet değeri oluşturmuştur (da Cunha Peixoto, Pereira, Aun, Buono, & de Azevedo Bahia, 2015; Ha, Jin, Kim, & Kim, 2010; Kwak ve ark., 2019). Ayrıca asimetrik üçgen kesitler, simetrik üçgen kesitlere kıyasla daha düşük apikal kuvvet değerleri üretmiştir (Diemer, Michetti, Mallet, & Piquet, 2013).

Sabit açılı eğeler, azalan açılı eğelere kıyasla daha düşük tork kuvvetleri oluşturmuştur (Gianluca Gambarini ve ark., 2019). Keskin bıçaklı aletler, radyal alanlara sahip olanlardan önemli ölçüde daha yüksek vidalama kuvvetleri göstermiştir (Ha ve ark., 2010).

Burgular arası mesafesi kısa olan eğeler; kesme sırasında oluşan debrislerin oluklar arasında birikmesine, daha yüksek tork ve apikal kuvvet değerleri üretilmesine neden olmaktadır (da Cunha Peixoto ve ark., 2015; de Cristofaro Almeida ve ark., 2020; Diemer & Calas, 2004). Bu sebeple orta veya büyük burgu aralıklarında düşük tork değerleri ölçülmektedir (da Cunha Peixoto ve ark., 2015; de Cristofaro Almeida ve ark., 2020). Aynı boyut ve kesit tasarımına sahip eğelerde heliks açısının azaltılması, vidalama kuvvetini ve oluşan torsiyonel stresi azaltmaktadır (Diemer & Calas, 2004). Ancak değişken bir heliks açısına sahip tasarımların kullanılmasının vidalama kuvveti üzerinde herhangi bir etkisi olmadığı bulunmuştur (Ha ve ark., 2010; Kwak ve ark., 2019).

Yüksek negatif eğim açılarına sahip eğeler daha yüksek tork ve apikal kuvvet değerleri üretirken; pozitif eğim açılarına sahip eğelerin daha büyük vidalama kuvvetlerine neden oldukları bulunmuştur (da Cunha Peixoto ve ark., 2015; Ha ve ark., 2010). Eğe boyutu, benzer eğim açısına sahip aletler test edildiğinde hem tork kuvvetini hem de apikal kuvvet değerlerini etkilemiştir (de Cristofaro Almeida ve ark., 2020).

2.4.3. Enstrüman ve Kanal Boyutu

Büyük boyuta sahip eğeler, küçük boyuta sahip eğelere göre daha yüksek tork ve apikal kuvvet değerleri üretmektedir (J. Blum, Cohen, Machtou, & Micallef, 1999; da Cunha Peixoto ve ark., 2015; de Cristofaro Almeida ve ark., 2020; Fukumori ve ark., 2018; J.-H. Ha ve ark., 2015; Sung, Ha, & Kim, 2010). Fakat yapılan bir çalışmada, ProTaper NEXT X1 (Dentsply Sirona, Ballaigues, İsviçre) ve ProTaper Universal F1 (Dentsply Sirona, Ballaigues, İsviçre) eğeleri, ProTaper NEXT X2 ve ProTaper Universal S2 gibi daha büyük boyutlu eğelere kıyasla daha yüksek apikal kuvvet değerleri sergilemiştir. (de Cristofaro Almeida ve ark., 2020).

Preparasyon öncesinde glide path kullanımı, preparasyon esnasında oluşan tork ve apikal kuvvet değerlerini azaltmaktadır (Arias, de Vasconcelos, Hernández, & Peters, 2017; Kwak, Ha, Cheung, Kim, & Kim, 2018). Yapılan çalışmalarda dar kanallardaki ortalama tork ve apikal kuvvet değerlerinin, geniş kanallara kıyasla daha yüksek olduğu bulunmuş olsa da Blum ve ark. (2003) yaptığı bir çalışmada geniş kanalların, dar kanallara kıyasla daha yüksek apikal kuvvet değerleri sergilediği bildirilmiştir (Arias, Singh, & Peters, 2014; J. Blum, Machtou, Ruddle, & Micallef, 2003; Hübscher, Barbakow, & Peters, 2003; Peters, Peters, Schonenberger, & Barbakow, 2003; Sattapan, Palamara, & Messer, 2000).

2.4.4. Temas Alanı ve Preparasyon Tekniği

Step-back tekniğinin kullanımı; geniş temas alanları ile ilişkili olarak, crown-down tekniği ile karşılaştırıldığında daha yüksek tork ve apikal kuvvet değerlerinin elde edilmesine sebep olur (J. Blum ve ark., 1999). Daha büyük temas alanlarının yüksek torkla ilişkili olduğu ancak apikal kuvvetlerin artması ile ilişkili olmadığı bildirilmiştir (Schrader & Peters, 2005).

Eğelerin sıralı kullanımı; temas alanlarını azaltarak ve kesme verimliliğini artırarak bir sonraki eğenin tork ve apikal kuvvetlerini azaltmaktadır (Arias, Singh, & Peters, 2016; J. Blum ve ark., 1999; Da Silva, Kobayashi, & Suda, 2005; Ha & Park, 2012).

Önceki çalışmalarda crown-down tekniğinin step-back tekniğinden daha düşük tork kuvvetleri ürettiği ve step-back tekniğinin crown-down tekniğine kıyasla önemli ölçüde daha düşük bir apikal kuvvet oluşturduğu bildirilmiştir (J. Blum ve ark., 1999; J. Y. Blum, Machtou, & Micallef, 1999).

NiTi döner eğe sistemleri üreticileri, her eğenin tam çalışma boyunda kullanıldığı, öğrenmesi kolay bir yöntem olarak tek uzunluk tekniğini önermektedir. Bu teknik kökü zayıflatabilen koronal bölgenin aşırı preparasyonunu önlemeye yardımcı olabilmektedir (Gluskin, Peters, & Peters, 2014). Bununla birlikte, tek uzunluk tekniğinin dezavantajı ise eğeler üzerinde artan torsiyonel streslerdir. Çünkü bu teknikte, yetersiz koronal genişlemeye bağlı olarak taper lock oluşma riski vardır (J. Blum ve ark., 1999; Peters ve ark., 2012; Peters ve ark., 2003; Roland, Andelin, Browning, Hsu, & Torabinejad, 2002). Tek uzunluk tekniği ile karşılaştırıldığında, crown-down tekniği daha düşük tork ve apikal kuvvet değerleri sergilemiştir (Peters ve ark., 2012).

2.4.5.İlerleme Derinliği ve Sayısı

Eğenin kanala girme derinliği arttıkça, kanal içerisinde sıkışmadan dolayı artan zorluk nedeniyle tork ve apikal kuvvet değerlerinde artma gözlenmiştir (Arias ve ark., 2016; J. Blum ve ark., 1999; Diop, Maurel, Oiknine, Patoor, & Machtou, 2009; Gianluca Gambarini ve ark., 2019; Ha ve ark., 2017; Kimura ve ark., 2020; Maki ve ark., 2019; Peters, Arias, & Choi, 2020; Peters ve ark., 2012). Bu sebeple, kanalın apikal kısmında, çok dikkatli şekilde kısa gagalama derinlikleriyle ilerlenmesi önerilmiştir. Eğenin daha az sayıda apikale ulaşması, daha yüksek tork ve apikal kuvvet oluşturmaktadır (E. S. Pereira, Singh, Arias, & Peters, 2013). Glide path eğelerinin çalışma boyuna ulaşma sayısının artması, daha sonra kullanılan eğelerin tork değerlerinde azalmayı sağladığı gözlenmiştir (Abu-Tahun ve ark., 2019).

2.4.6. Endomotor

Auto-Reverse veya optimum tork reverse (OTR) kullanarak üç endomotoru [(EndoPilot (Schlumbohm, Brockstedt, Almanya); DentaPort ZX OTR (Morita, Osaka, Japonya); VDW.silver (VDW, Münih Almanya))] karşılaştıran bir çalışmada istatistiksel olarak anlamlı olmayan farklılıklar gözlemlenmiştir. Aynı çalışmada DentaPort ZX OTR endomotorunun OTR modunda tork değerini artırdığı bulunmuştur (Bürklein, Stüber, & Schäfer, 2019). Benzer bir sonuç, torka duyarlı resiprokal hareket için de elde edilmiştir (Tokita, Ebihara, Nishijo, Miyara, & Okiji, 2017).

2.4.7. Kinematik ve Operatif Hareket

Sürekli rotasyon hareketi, zamana veya torka bağlı resiprokal hareketlerden daha yüksek tork kuvveti sergilemektedir; apikal kuvvetler ise hareketlere bağlı olarak farklılık göstermektedir (Kimura ve ark., 2020; Tokita ve ark., 2017). Resiprokal hareket, sürekli rotasyondan daha yüksek apikal kuvvetler sergilemiştir (Kimura ve ark., 2020; Nayak, Kankar, Jain, & Jain, 2019). Bunun sebebini resiprokal hareketle çalışan eğelerin saat yönünün tersine dönüş sırasında eğenin apikalde zorlanması veya pecking hareketinin etkisiyle saat yönünde ve saat yönünün tersine dönüş (ve tersi) arasında eğeyi aşağı iten ve apikale kuvvet üreten açılal momentumdaki değişiklikten olabileceği belirtilmiştir (Kimura ve ark., 2020; Thu ve ark., 2021).

Apikal bölgeye uygulanan pecking hareketi ile koronal bölgeye doğru lateral fırçalama hareketleri arasında tork kuvvetleri karşılaştırıldığında, yukarı hareketinin apikale doğru pecking hareketine kıyasla daha az tork kuvveti ürettiği bulunmuştur (G Gambarini ve ark., 2019). Pecking hareketindeki eğenin koronale çekilmesinin, eğede oluşan stresin serbest kalmasına izin verdiği düşünülmektedir. Yukarı doğru fırçalama hareketlerinin uygulanmasının, eğedeki stresi serbest bırakma mekanizmasını azaltabileceği ve koronale

doğru pecking hareketlerine kıyasla daha fazla stres birikimine neden olabileceği bildirilmiştir (Thu ve ark., 2021).

2.4.8. Dönüş ve Pecking Hızı

Yapılan çalışmalarda düşük dönüş hızlarına sahip eğerlerde yüksek dönüş hızlarına kıyasla daha yüksek tork ve apikal kuvvet değerleri bulunmuştur (Bardsley, Peters, & Peters, 2011; E. S. Pereira, Singh, ve ark., 2013).

Pecking hızlarını karşılaştıran bir çalışmada apikal yönde, yüksek gagalama hızıyla (100 mm/dak) kullanılan ProTaper NEXT eğerlerinin (Dentsply Sirona), orta (50 mm/dak) ve düşük (10 mm/dak) hızlardaki gruplara kıyasla daha yüksek tork kuvveti sergilediği bildirilmiştir. Ayrıca yüksek hız grubunda diğer gruplardan daha yüksek apikal kuvvet değeri gözlemlenmiştir (Maki ve ark., 2019).

2.4.9. Lubrikantlar

Yapılan çalışmalarda, lubrikant kullanımının tork ve apikal kuvveti azalttığı bulunmuştur. Ayrıca sıvı tip lubrikantların macun veya jel tipine göre daha düşük değerler gösterdiği bulunmuştur (Boessler, Peters, & Zehnder, 2007; Mazzoni ve ark., 2020; Peters, Boessler, & Zehnder, 2005).

2.4.10. Deneyim

Deneyimin tork ve apikal kuvvet oluşumunda önemli bir faktör olduğu düşünülmektedir. Daha az deneyime sahip öğrencilerin yaptıkları preparasyon sonucu oluşan tork kuvvetleri, deneyimli klinisyenler tarafından oluşanlara kıyasla daha yüksektir. Fakat apikal kuvvet karşılaştırıldığında tam tersi bir sonuç tespit edilmiştir (J. Blum ve ark., 1999).

2.4.11. Eğelerin Alaşım Yapıları

Günümüzde birçok alaşıma sahip kök kanal eğeleri ve ege sistemleri geliştirilmektedir. Bu sistemler içeriğindeki alaşımlara göre; değişken tork ve apikal kuvvet değerleri üretmektedir. Geleneksel NiTi alaşımlar, M-wire, gold, blue alaşımlara ve şekil hafızalı alaşımlara kıyasla daha yüksek tork ve apikal kuvvet değerleri üretirken; geleneksel metotlarla üretilen eğelerin, elektro-polisaj uygulanan eğelere kıyasla daha düşük tork ve daha yüksek apikal kuvvetler ürettiği bulunmuştur (Boessler ve ark., 2009; Kwak ve ark., 2019; É. S. J. Pereira ve ark., 2015). Isıl işlem görmemiş glide path eğelerinin, ısıl işlem görmüş eğelere kıyasla daha yüksek vidalama kuvvetleri ürettiği belirtilmiştir (Kwak ve ark., 2016).

Çeşitli ısıl işlem görmüş eğelerin tork ve apikal kuvvet değerlerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda M-wire alaşımdan üretilen eğelerin; üretim sonrası ısıl işlem görmüş NiTi, blue, gold eğelere göre daha yüksek tork ve apikal kuvvet değerleri ürettiği gözlenmiştir (Gianluca Gambarini ve ark., 2019; Jamleh & Alfouzan, 2016; Maki ve ark., 2020; Peters ve ark., 2020). Moreinos ve ark.'nın yaptığı bir çalışmada da paslanmaz çelikten üretilen bir döner ege sistemi, NiTi döner eğelerin sergilediğinden daha düşük apikal kuvvet değerleri sergilemiştir (Moreinos, Dakar, Stone, & Moshonov, 2016).

Özetle geleneksel NiTi alaşıma sahip eğeler, birçok durumda ısıl işlem görmüş alaşımlardan üretilen muadillerine kıyasla daha yüksek tork veya apikal kuvvet değerleri göstermiştir. Farklı ısıl işlemlerle üretilen ve alaşımlara sahip eğeler, farklı tork ve apikal kuvvetler sergilemiştir (Thu ve ark., 2021).

2.4. Çalışmada Kullandığımız Nikel titanyum Döner Eğeler

2.4.1 One Curve Tek Ege Rotary Sistemi Hakkında

One Curve (MicroMega, Besancon, Fransa) rotary eğe sistemi üretildiği C-Wire alaşımı sayesinde kontrollü hafıza, ön eğim verilebilme ve preparasyon esnasında kanal kurvatürünü koruyabilme gibi avantajlara sahiptir. Eğeye kazandırılan artmış esneklik, eğe kırılmasına karşı direnci artırır ve kök kanal morfolojisine uyumlu bir preparasyon sağlar.(A. M. Elnaghy & Elsaka, 2018) Üretici, eğenin resiprokal sistemlere kıyasla %33 daha hızlı preparasyon yaptığını iddia etmektedir (Mega,2018). Üretici firma sürekli rotasyonda 300 rpm hızda ve 2.5 N.cm tork değerinde kullanılmasını tavsiye ettiği One Curve, aynı firmanın önceki jenerasyon eğelerinden olan One Shape'e kıyasla 2.4 kat daha fazla döngüsel yorgunluk direncine sahip olduğu bildirilmiştir (Mega, 2018; Yılmaz ve ark., 2019). (Şekil 7)



Şekil 7: One Curve Kök Kanal Eğesi (25.06)

2.4.2. Hyflex EDM Tek eğe Rotary Sistemi Hakkında

Hyflex EDM™ OneFile (HEDM; Coltene/Whaledent AG, Altstatten, İsviçre) kök kanal preparasyonunda rotary (sürekli saat yönünde dönme hareketi) hareketle çalışan tek eğe sistemidir. (Pedullà ve ark., 2016)

Hyflex EDM, CM-Wire alaşımının elektriksel deşarj işlemine maruz kalması sonucu üretilmiştir. Bu sayede üstün kırılma direnci ve kesme etkinliğine sahip olduğu iddia edilmektedir. Kontrollü şekil hafızası (Controlled Memory) zelliği sayesinde kanalın anatomisini ve kurvatrleri koruyarak basamak, transportasyon ve perforasyon risklerini azaltmaktadır (Saber ve ark., 2015). Hyflex EDM, kesme yüzeyi boyunca farklı kesitlere (sap kısmında üçgen, orta kısımda yamuk ve apikalde dikdörtgen) ve değişken bir konikliğe sahiptir. (apikal 4 mm’de 0.08 koniklik, orta kısımda 0.06 koniklik ve koronal bölgede 0.04 koniklik) Uç boyutu 0,25 mm’dir EDM, M-Wire aletleriyle karşılaştırıldığında üstün esneklik (Goo ve ark., 2017) ve döngüsel yorulma direnişi (Pedull ve ark., 2016) sergiler.



şekil 8: Hyflex EDM Kök kanal eğesi

2.4.3. Reciproc Tek eğe Sistemi Hakkında

Reciproc (VDW, Münih, Almanya), piyasada ilk kez ortaya çıkan tek eğeli resiprokal sistemlerdendir. Isıl işlem görmüş NiTi alaşım, vücut sıcaklığında belirli oranda martensit faz içerir (E. Pereira ve ark., 2012) ve geleneksel NiTi alaşımlara kıyasla gelişmiş döngüsel yorulma direnci ve esneklik gösterir. (E. S. Pereira, Gomes, ve ark., 2013) Reciproc, S şeklinde bir kesite, iki kesme kenarına ve kesmeyen bir uca sahiptir. Üreticinin tavsiyesine uygun "Reciproc All" modu adı verilen önceden ayarlanmış bir programla çalışmaktadır. 300 rpm hızda 150° saat yönünün tersine ve 30° saat yönünde dönüş yapacak şekilde programlanmıştır (Maki ve ark., 2020).



Şekil 9: VDW Reciproc Kök kanal Eğesi (25.08)

Reciproc® Blue eğeler reciprokal kullanım için özel olarak tasarlanmıştır. RECIPROC® Blue eğeleri, yenilikçi bir ısıtıl işleminden geçen Nikel-Titanyumdan üretilmektedir. Üretim esnasında üzerinde oluşan titanyum oksit tabakası nedeniyle karakteristik mavi bir renk alır ve bunun sonucunda moleküler yapısı değişmesiyle daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci ve üstün esnekliğe sahip olur. Eğenin uç kısmı, apeks çevresinde atravmatik bir işlem için kesici değildir. Preparasyonda tek eğe kullanılır (De-Deus ve ark., 2017).



Şekil 10: VDW Reciproc Blue Kök kanal eğesi (25.08)

Geçmiş çalışmalara bakıldığında eğelerin konisiteleri, alaşım özellikleri, hareket kinematikleri, dönüş hızı, pecking hızı, eğe boyutu, irrigasyon solüsyonu ve preparasyon çeşitleri ve klinisyenin deneyiminin tork ve apikal kuvvete etkisi değerlendirilmiştir. Ancak farklı alaşım türlerinin 2 farklı pecking mesafesinde gösterdiği tork ve apikal kuvvet değişimini inceleyen bir çalışma literatürde bulunamamıştır. Bu sebeple biz de çalışmamızda dört farklı tek eğe sisteminin 2 farklı pecking (gagalama) derinliklerinde tork ve apikal basınç değerlerini

analiz etmeyi amaçladık. Hipotezimiz, daha düşük adımlı pecking derinliğinde yapılan kök kanal preparasyonunda daha az tork ve apikal basıncın oluştuğu ve farklı eğe sistemleri arasındaki tork ve apikal basınç değerlerinin benzer özellikte olduğu yönündedir.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi, Bilimsel Araştırmalar Kurulu tarafından 2020/88 no'lu proje ile desteklenmiştir. Bu tezin hazırlık aşamalarından örneklerin seçimi ve hazırlanması, tork ve apikal kuvvet değerlerinin test aşaması Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim dalı kliniğinde gerçekleştirilmiştir.

3.1. Deney Düzenekinin Hazırlanması

Tüm akrilik rezin bloklarda çalışma uzunluğuna #15 K tipi el eğesi (VDW, Munich, Germany) ile erişim sağlandıktan sonra glide path işlemi üretici talimatlarına uygun olarak hazırlanan ayarda (300 rpm ve 1.8 Ncm) Hyflex glide path eğesi (ColteneEndo, Altstätten, Switzerland) ile VDW Gold Reciproc (VDW, Münih, Almanya) endomotoru kullanılarak yapıldı. Glide path işlemi sonrasında #15 K tipi el eğesi (VDW, Munich, Germany) ile apikal doğrulama yapıldı. Preparasyon aşamasından önce numuneler serum fizyolojik ile irriga edildi. Akrilik bloklar, özel üretilen test cihazında yanal ve yatay hareketi engelleyecek ancak dikey hareketi kısıtlamayacak şekilde bir mengene sistemi ile sabitlendi. (Şekil 11)



Şekil 11 : Deney düzeneğinin oluşturulması

3.2. Grupların oluşturulması

Çalışmamızda 45 derecelik eğim ve 19 mm çalışma uzunluğuna sahip 96 adet akrilik rezin blok (VDW, Munich, Germany) kullanıldı. Gruplar kullanılacak eğelere göre (Reciproc,

Reciproc Blue, Hyflex EDM, One Curve) 4 gruba ayrıldı (n=24). (**Şekil 12**) Her bir grup pecking (gagalama) derinliğine göre 4 mm apikale 2 mm koronale veya 3 mm apikale 1 mm koronale olacak şekilde 2 alt gruba ayrıldı.(n=12) Grupları gösteren tablo aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 1: Çalışma Gruplarının oluşturulması

	Pecking derinliğine göre	Örnek sayısı
Grup RC	4 mm / 2 mm	n=12
	3 mm / 1 mm	n=12
Grup RB	4 mm / 2 mm	n=12
	3 mm/ 1 mm	n=12
Grup HEDM	4 mm / 2 mm	n=12
	3 mm/ 1 mm	n=12
Grup OC	4 mm / 2 mm	n=12
	3 mm/ 1 mm	n=12

- Grup / Reciproc (4-2):** 25 numaralı Reciproc eğesi (VDW, M¼nich, Germany) “RECİPROC ALL” modu ayarlanmış VDW Gold Reciproc (VDW, M¼nich, Germany) endomotoruna bağlandı. Single-length tekniği kullanılarak hareket hızı 1 mm / sn olacak şekilde 4 mm ileri y¼nde ve 2 mm geri y¼nde gagalama hareketi ile çalışma boyutuna ulaşana kadar çalıştırıldı.
- Grup / Reciproc (3-1):** 25 numaralı Reciproc eğesi (VDW, M¼nich, Germany) “RECİPROC ALL” modu ayarlanmış VDW Gold Reciproc (VDW, M¼nich, Germany) endomotoruna bağlandı. Single-length tekniği kullanılarak hareket hızı 1 mm / sn olacak şekilde 3 mm ileri y¼nde ve 1 mm geri y¼nde gagalama hareketi ile çalışma boyutuna ulaşana kadar çalıştırıldı.

3. **Grup / Reciproc Blue (4-2):** 25 numaralı Reciproc Blue eğesi (VDW, Munich, Germany) “RECİPROC ALL” modu ayarlanmış VDW Gold Reciproc (VDW, Munich, Germany) endomotoruna bağlandı. Single-length tekniği kullanılarak hareket hızı 1 mm / sn olacak şekilde 4 mm ileri yönde ve 2 mm geri yönde gagalama hareketi ile çalışma boyutuna ulaşana kadar çalıştırıldı.
4. **Grup / Reciproc Blue (3-1):** 25 numaralı Reciproc Blue eğesi (VDW, Munich, Germany) “RECİPROC ALL” modu ayarlanmış VDW Gold Reciproc (VDW, Munich, Germany) endomotoruna bağlandı. Single-length tekniği kullanılarak hareket hızı 1 mm / sn olacak şekilde 3 mm ileri yönde ve 1 mm geri yönde gagalama hareketi ile çalışma boyutuna ulaşana kadar çalıştırıldı.
5. **Grup / Hyflex EDM (4-2):** 25 numaralı Hyflex EDM One File eğesi (HEDM; Coltene/Whaledent AG, Altstatten, İsviçre) üretici firmanın talimatları doğrultusunda 400 rpm ve 2.5 Ncm olarak ayarlanan VDW Gold Reciproc (VDW, Munich, Germany) endomotoruna bağlandı. Crown-down tekniği kullanılarak hareket hızı 1 mm / sn olacak şekilde 4 mm ileri yönde ve 2 mm geri yönde gagalama hareketi ile çalışma boyutuna ulaşana kadar çalıştırıldı.
6. **Grup / Hyflex EDM (3-1):** 25 numaralı Hyflex EDM One File eğesi (HEDM; Coltene/Whaledent AG, Altstatten, İsviçre) üretici firmanın talimatları doğrultusunda 400 rpm ve 2.5 Ncm olarak ayarlanan VDW Gold Reciproc (VDW, Munich, Germany) endomotoruna bağlandı. Crown-down tekniği kullanılarak hareket hızı 1 mm / sn olacak şekilde 3 mm ileri yönde ve 1 mm geri yönde gagalama hareketi ile çalışma boyutuna ulaşana kadar çalıştırıldı.
7. **Grup / One Curve (4-2):** 25 numaralı One Curve eğesi (MicroMega, Besancon, Fransa) üretici firmanın talimatları doğrultusunda 300 rpm ve 2.5 Ncm olarak ayarlanan VDW Gold Reciproc (VDW, Munich, Germany) endomotoruna bağlandı. Crown-down

tekniki kullanılarak hareket hızı 1 mm / sn olacak şekilde 4 mm ileri yönde ve 2 mm geri yönde gagalama hareketi ile çalışma boyutuna ulaşana kadar çalıştırıldı.

8. **Grup / One Curve (3-1):** 25 numaralı One Curve eğesi (MicroMega, Besancon, Fransa) üretici firmanın talimatları doğrultusunda 300 rpm ve 2.5 Ncm olarak ayarlanan VDW Gold Reciproc (VDW, München, Germany) endomotoruna bağlandı. Crown-down tekniği kullanılarak hareket hızı 1 mm / sn olacak şekilde 3 mm ileri yönde ve 1 mm geri yönde gagalama hareketi ile çalışma boyutuna ulaşana kadar çalıştırıldı.



Şekil 12: Çalışmada kullanılan NiTi Döner eğe sistemleri

3.3. Test Cihazı ve Verilerin Kaydedilmesi

Ölçüm cihazı (Şekil 13), ölçüm, hareket ve kullanıcı arayüzü olmak üzere üç ana parçadan oluşmaktadır. Apikal kuvvet ve tork ölçümü için cihaz üzerinde mekanik olarak birbirlerine olan etkisi minimize edilmiş iki adet gerinim ölçer (strain-gauge tipi) (Pushton Electronic Equipment Co. Ltd/ Pushton PSD-X1, Zhengzhou, Çin) kullanılmıştır. Mikrodenetleyici ve çevre birimleri (16 Mhz Atmel-Atmega328P, Zhengzhou, Çin) ile program

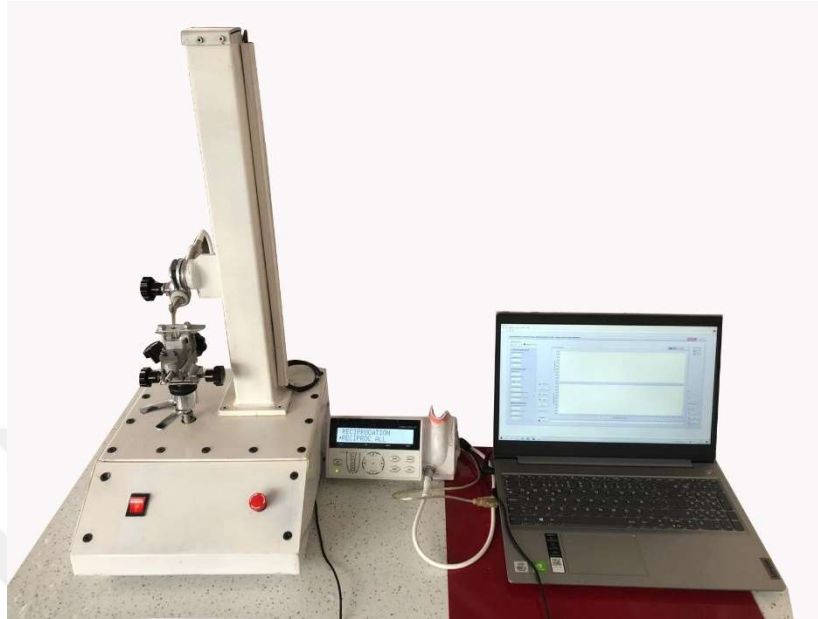
arayüzünde (Dental-Apikal Kuvvet-Tork Analiz Programı) önceden ayarlanmış program parametrelerinin (İlerleme hızı, gerileme adımı, çevrim süresi, örnekleme sıklığı vb.) belirlendiği kurallar dahilinde birbirinden bağımsız ve seri haberleşmeli 24-bit Analog dijital dönüştürücülere (HX711, Zhengzhou, Çin) bağlı sensörler üzerinden ham veri (gerinim cinsinden mV potansiyel farkı) alınarak bulundu. Sensörler kalibre edilmiş olup, bu ham veriler normal şartlar altında (1 atm; deniz seviyesi; oda sıcaklığı) kabul edilen yerçekim ivmesi ve her bir sensör için kalibrasyon aşamasında bulunan k-faktörü ile çarpılarak anlamlı verilere dönüştürüldü. Bu işlem program arayüzünde önceden ayarlanmış ölçüm sıklığı parametresi gereğince her deney öncesinde otomatik olarak tekrarlandı.

Mikrodenetleyici programı tarafından her bir çevrim süresi içerisinde arayüz programında önceden belirtilen hareket koşulları gereğince belirlenen hız ve miktarda, step motor (Nema-23, Zhengzhou, Çin) sargılarına motor sürücüsü (TB6600, Zhengzhou, Çin) tarafından gerilim uygulandı ve motor ilerleme/gerileme işlemleri gerçekleştirildi. Motorun 1 turluk (200 adım) hareketinde gijon ile toplamda 8mm ilerleme ya da gerileme sağlanmış olup her bir adımda yaklaşık $0,04 \pm 0,01$ mm hareket çözünürlüğü elde edilmiştir.

Kullanıcı arayüz programı National Instruments firmasına ait olan Labview (NI 2020 v:20.0f1 x64, Austin, ABD) yazılımı ortamında, mikrodenetleyici ile universal serial bus üzerinden seri haberleşme yaparak 115200 bprs hızında haberleşecek şekilde ve her bir sensör ölçüm setinden sonra bu ikili sensör verisini her bir adım için grafik üzerinde oluşturmaya dayalı bir algoritma mantığı ile oluşturuldu.

Her bir ölçüm öncesinde program arayüzünde hareket sınırları, ilerleme-gerileme hızı (mm/s), ilerleme-gerileme miktarı (mm) parametrelerinin işlenebileceği windows işletim sisteminde çalışan özel bir yazılım kullanıldı. İşlemi başlat butonuna basıldığında mikrodenetleyiciden gelen veriler programın grafik alanında adım başına tork ve kuvvet verisi olarak ayrı kayıt altına alındı. Aynı zamanda deney süresince ulaşılan maksimum apikal kuvvet

ve tork değerleri grafiğin sağ üst bۆlۆmۆnde ekrana yazıldı. Deney tamamlandıktan sonra grafik ۆzerindeki veriler jpeg yada sıralı excel tablo verisi olarak harici ortamlara kaydedildi.



Şekil 13: Deney aşamasında kullandığımız Test Cihazı

3.4. İstatistiksel Yöntem

G*Power 3.1.9.2 paket programında F test ailesi kullanılarak, 0.391 etki boyutunda, %5 hata payında, %80 güç ile hesaplandığında en az 76 numune kullanılması gerektiği hesaplanmıştır. Örnekleme sayısının her bir grup için homojenitesini sağlamak ve veri sayısını artırmak için 96 numune kullanılmıştır.

Çalışma gruplarının genel özellikleri hakkında bilgi vermek amacı ile tanımlayıcı istatistikler yapılmıştır. Gruplar arası farklar Bağımsız Örnekleme T Testi veya Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) ile incelenmiştir. İkili karşılaştırmalar için Post-Hoc Tamhane's T^2 kullanılmıştır. Değişkenler arasındaki ilişkilerin incelenmesi için ise Pearson Korelasyon Analizi uygulanmıştır. P değerleri 0.05'den küçük hesaplandığında istatistiksel olarak anlamlı kabul

edilmiştir. Hesaplamalarda SPSS 19 istatistik yazılımı kullanılmıştır. (IBM SPSS Statistics 19, SPSS inc., an IBM Co., Somers, NY).

4.BULGULAR

Yapılan deney sonucunda, 8 farklı deney grubu ve her grupta 12 akrilik blok olmak üzere toplamda 96 numunede; 4 farklı eğe grubunun 2 farklı pecking hareketinde oluşturdukları apikal basınç ve tork değerleri incelendi. Ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 1 ve 2’de gösterildi.

Tablo 2 : Post-Hoc Tamhane’s T² ile incelenen 4 farklı eğe grubunun 2 farklı pecking hareketinde oluşturdukları apikal basınç ve tork değerlerinin gruplar arası karşılaştırılması (Apikal basınç için newton (N) ve tork için newton-milimetre (N.mm) cinsinden ortalama $\pm$ standart sapma değerleri) ve tork- apikal kuvvet arasındaki korelasyon değerleri

	3-1 Pecking Grupları				p
	Reciproc	Reciproc Blue	Hyflex	OneCurve	
Tork	57,68 $\pm$ 8,77 ^(a)	50,91 $\pm$ 5,43 ^(a)	32,10 $\pm$ 1,41 ^(b)	29,85 $\pm$ 4,71 ^(b)	<0,001*
Apikal Kuvvet	13,98 $\pm$ 3,57	14,74 $\pm$ 8,65	16,05 $\pm$ 2,54	12,89 $\pm$ 4,53	0,535
r;p	0,497;0,101	0,308;0,330	-0,723;0,008*	-0,680;0,015	
	4-2 Pecking Grupları				p
	Reciproc	Reciproc Blue	Hyflex	OneCurve	
Tork	63,37 $\pm$ 6,13 ^(a)	65,13 $\pm$ 6,39 ^(a)	32,18 $\pm$ 1,67 ^(b)	31,67 $\pm$ 4,16 ^(b)	<0,001*
Apikal Kuvvet	13,24 $\pm$ 2,76 ^(a)	9,96 $\pm$ 1,73 ^(b)	24,75 $\pm$ 3,25 ^(c)	13,95 $\pm$ 2,04 ^(d)	<0,001*
r;p	0,210;0,513	-0,301;0,342	0,051;0,874	-0,118;0,715	

* 0,05 anlamlılık düzeyi (p<0.05)

Sütunlar arası farklı harfler ile gösterilen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır.

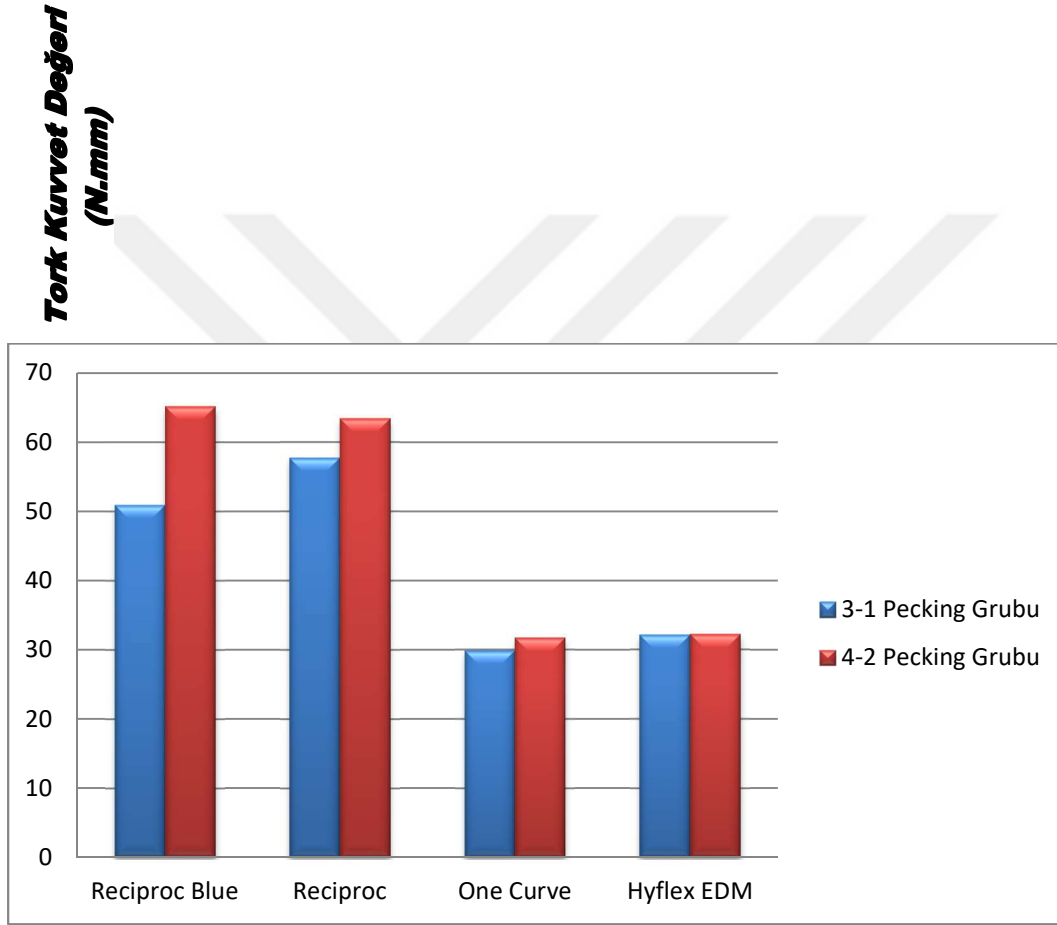
r:Pearson Korelasyon Analizi

Yapılan incelemede 3-1 pecking gruplarının tork değerlerinde, Resiprokal hareket yapan gruplarda Rotasyonel hareket yapanlara kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek tork değerleri bulundu.($p<0,001$) Reciproc, Reciproc Blue grupları arasında ve Hyflex, OneCurve grupları arasında bulunan tork değerleri istatistiksel olarak anlamlı değildi. Ortalama tork değerleri en yüksek değerden başlayarak sırasıyla Reciproc, Reciproc Blue, Hyflex, OneCurve olarak bulundu (**Tablo 2**).

3-1 Pecking gruplarının apikal kuvvet değerlerinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç bulunamamıştır. Ortalama kuvvet değerleri en yüksek değerden başlayarak sırasıyla Hyflex, Reciproc Blue, Reciproc, OneCurve olarak bulundu (**Tablo 2**).

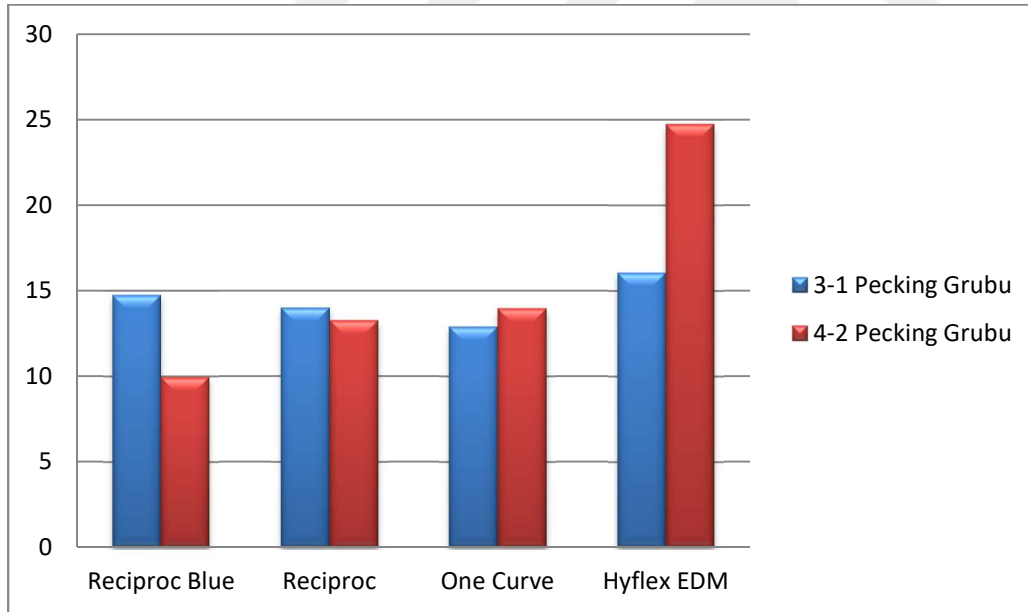
4-2 Pecking gruplarının tork değerlerinde ise 3-1 pecking gruplarında olduğu gibi Resiprokal hareket yapan gruplar Rotasyonel hareket yapanlara kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek değerler bulundu.($p<0,001$) Reciproc, Reciproc Blue grupları arasında ve Hyflex, OneCurve grupları arasında bulunan tork değerleri istatistiksel olarak anlamlı değildi. Ortalama tork değerleri en yüksek değerden başlayarak sırasıyla Reciproc Blue, Reciproc, Hyflex, OneCurve olarak bulundu (**Tablo 2 ve Tablo 3**).

Tablo 3: Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) ile incelenen 4 farklı eğe grubunun 2 farklı pecking hareketinde oluşturdukları tork değerlerinin Newton-milimetre cinsinden karşılaştırması



4-2 Pecking gruplarının apikal kuvvet değerlerinde tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar bulunmuştur. Ortalama kuvvet değerleri en yüksek değerden başlayarak sırasıyla Hyflex, OneCurve, Reciproc, Reciproc Blue olarak bulundu (**Tablo 2**).

Tablo 4: Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) ile incelenen 4 farklı eğe grubunun 2 farklı pecking hareketinde oluşturdukları apikal kuvvet değerlerinin Newton cinsinden karşılaştırması



Tüm gruplarının korelasyon analizine bakıldığında, sadece Hyflex grubunda negatif yüksek korelasyon oranı görülmüştür. (**Tablo 2**).

Grupların pecking derinliği değişimine göre değerlendirilmesinde, 4-2 pecking gruplarında 3-1 grubuna kıyasla tork değerlerinde artış meydana gelmiştir. (**Tablo 3 ve Tablo**

5) Sadece Reciproc Blue grubunda istatistiksel olarak anlamlı derecede tork artışı meydana gelmiştir. ($p<0,001$)

Gruplar arası apikal kuvvet değişiminin değerlendirilmesinde, Resiprokal hareket yapan gruplarda apikal kuvvet değerlerinde azalma, rotasyonel hareket yapan gruplarda ise artma görülmüştür. (Tablo 4 ve Tablo 5) Sadece Hyflex grubunda istatistiksel olarak anlamlı bir artış görülmüştür. ($p<0,001$)

Tablo 5: Post-Hoc Tamhane's T^2 ile incelenen 4 farklı eğe grubunun 2 farklı pecking hareketinde oluşturdukları apikal basınç ve tork değerlerinin gruplar arası karşılaştırılması (Apikal basınç için newton (N) ve tork için newton-milimetre (N.mm) cinsinden ortalama $\pm$ standart sapma değerleri)

Reciproc			Reciproc Blue		
	Tork	Apikal Kuvvet		Tork	Apikal Kuvvet
3-1	57,68 $\pm$ 8,77 ^(a)	13,98 $\pm$ 3,57 ^(a)	3-1	50,91 $\pm$ 5,43 ^(a)	14,74 $\pm$ 8,65 ^(a)
4-2	63,37 $\pm$ 6,13 ^(a)	13,24 $\pm$ 2,76 ^(a)	4-2	65,13 $\pm$ 6,39 ^(b)	9,96 $\pm$ 1,73 ^(a)
t	1,845	0,868	t	5,877	1,891
p	0,079	0,576	p	<0,001*	0,084
Hyflex			One Curve		
	Tork	Apikal Kuvvet		Tork	Apikal Kuvvet
3-1	32,10 $\pm$ 1,41 ^(a)	16,05 $\pm$ 2,54 ^(a)	3-1	29,85 $\pm$ 4,71 ^(a)	12,89 $\pm$ 4,53 ^(a)
4-2	32,18 $\pm$ 1,67 ^(a)	24,75 $\pm$ 3,25 ^(b)	4-2	31,67 $\pm$ 4,16 ^(a)	13,95 $\pm$ 2,04 ^(a)
t	0,130	7,313	t	1,002	0,739

p	0,898	<0,001*	p	0,327	0,468
---	-------	---------	---	-------	-------

* 0,05 anlamlılık düzeyi (p<0.05)

Satırlar arasında farklı harfler ile gösterilen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır.

5. TARTIŞMA

Kök kanal preparasyonu sırasında, eğe ve dentin yüzeyi arasında oluşan temastan dolayı her iki yüzeyde de stres oluşmaktadır (Ha & Park, 2012; J. Ha ve ark., 2015; Kim ve ark., 2010; T. Kim ve ark., 2009). Bu stres eğimli kanallarda eğenin en kısa yarıçaplı alanında belirgindir. Bu stresi azaltmak için preparasyon sırasında pecking hareketi (Ha ve ark., 2017; Li ve ark., 2002) ve kısa çalışma mesafeleri önerilmiştir (Ha ve ark., 2017). Li ve ark. (2002), daha uzun pecking derinliğinin, eğeye en yüksek stres alanından geçerken önce daha uzun bir zaman aralığı vereceğinden eğe üzerinde daha az stres oluşturabileceğini iddia etmiştir (Li ve ark., 2002).

Döner aletlerin kesme etkinliklerinin artması preparasyon esnasında hem eğede hem de kök dentininde büyük kuvvetlerin oluşmasına sebep olabilir. Bu artan kuvvet, spiral konfigürasyonundan dolayı eğenin apikal yönde kanal içine çekilmesine yol açıp eğe kırıkları veya komplikasyonların meydana gelmesine neden olabilir (Ha ve ark., 2017). Engellenemeyen vidalama kuvvetleri sabit pecking derinlikleri oluşturmada zorluklar ortaya çıkabilir. Ayrıca eğenin apikal forameni geçerek apikal daralım bölgesini genişletmesine sebep olabilir (Ha & Park, 2012). Apikal bölgenin aşırı preparasyonu, kökleri önemli ölçüde zayıflatır ve kök çatlağı

riskini artırır. Buna ek olarak periapikal bölgelerle komşuluğu olan sinir ve sinüs boşluğu gibi anatomik bölgelerin zarar görmesine neden olabilir. (Adorno ve ark., 2011).

Preparasyon esnasında tork ve apikal kuvvet değişimleri kök ve eğe kırığı riskini azaltmak için mutlaka incelenmelidir. Bu nedenle çalışmamızın amacı; farklı pecking derinliği ve farklı eğe sistemlerinin preparasyon esnasında ürettikleri tork ve apikal kuvvet değerlerini karşılaştırmaktır.

Kök kanal tedavisi esnasında deneyim önemli bir faktör olarak karşımıza çıkmaktadır. Özellikle preparasyon sırasında oluşan tork ve apikal kuvvet değerleri, klinisyenin deneyimine göre değişkenlik göstermektedir (J. Blum ve ark., 1999). Bu nedenle biz de çalışmamızda verilerin homojenitesini sağlayabilmek ve preparasyonu standardize edebilmek için otomatik preparasyon yapabilen bir test cihazı ürettik. Böylelikle tüm numunelerde aynı pecking hareketini ve derinliğini aynı sürelerde uygulayabildik.

Dentin dokusunun akrilik bloklara kıyasla yaklaşık 2 kat daha sert olduğu bildirilmiştir (Lim & Webber, 1985). Bununla birlikte Peters ve ark. (2002) yaptıkları çalışmada, akrilik bloklarda oluşan tork değerlerinin, gerçek dişlerdekinden daha yüksek olduğunu gözlemlemişlerdir (Peters & Barbakow, 2002). Bunun sebebinin preparasyon esnasında açığa çıkan ısıнын etkisiyle akrilik debriserlerin yumuşaması ve eğe yivlerine dolarak kesme etkinliğini düşürmesi olabileceği düşünülmektedir (Baumgartner ve ark., 1992; Peters & Barbakow, 2002; Schrader & Peters, 2005; Yared ve ark., 2001). Biz ise çalışmamızda, tüm numuneler arasında homojeniteyi sağlamak ve kanal anatomisindeki varyasyonları ortadan kaldırmak klinik durumları taklit edebilmek amacıyla akrilik bloklar kullanmayı tercih ettik.

Kanal açısındaki ve eğrilik yarıçapındaki değişimler, eğeler üzerinde farklı stres değerleri oluşturmaktadır. Bu stresler eğeler üzerindeki tork ve apikal kuvvetleri etkilemektedir. Kanal eğriliğinin artmasıyla, eğe üzerinde daha yüksek tork değerleri oluşacağı belirtilmiştir (J. Blum ve ark., 1999; Son, Ha, & Kim, 2010). Ek olarak Schäfer ve ark. (2002),

700 insan dişi üzerinde yaptıkları çalışmada, kök kanallarının 5° ile 42° arasında bir ortalama eğrilik açısına sahip olduğunu bildirmişlerdir (Schäfer, Diez, Hoppe, & Tepel, 2002). Biz de çalışmamızda tork ve apikal kuvvet değerlerini ölçmek için 45 derece eğimli kanallar kullanmayı tercih ettik.

Preparasyon öncesi glide path oluşturulması, kırık insidansını azaltıp başarılı bir kök kanal tedavisi elde etmek için önemli bir aşamadır (Patiño, Biedma, Liébana, Cantatore, & Bahillo, 2005). Klinisyenlerin preparasyon öncesi kanal anatomisini anlamalarına ve potansiyel risklere karşı dikkatli olmalarına olanak tanımaktadır. Ayrıca debrislerin apikalden taşmasını önlerken, torsiyonel stresleri azaltarak eğelerin ömrünü arttırdığı da bildirilmiştir (Berutti ve ark., 2009; Ha, Kim, ve ark., 2016). Ek olarak preparasyon esnasında oluşan tork değeri, preparasyon öncesi kanal hacminden ve eğe ile kanal duvarı arasındaki temas alanından etkilenir (Schrader & Peters, 2005). Bundan dolayı, preparasyon öncesi glide path oluşturulması kanal hacmini genişleteceğinden oluşan tork değerini de azaltabileceği rapor edilmiştir (S. W. Kwak, J. H. Ha, Y. Shen, M. Haapasalo, & H. C. Kim, 2021b). Kwak ve ark. yaptıkları çalışmada, glide path uygulanan bloklarda, uygulanmayanlara göre tork kuvvetlerinde azalma tespit etmişlerdir (Kwak ve ark., 2021b). Bu nedenle biz de akrilik bloklarda standart bir giriş yolu sağlayabilmek için Hyflex Glide Path (Coltene/Whaledent AG, Altstatten, İsviçre) eğesini kullanmayı tercih ettik.

NiTi eğelerinin kök kanalını şekillendirmedeki primer rolü, irrigasyon solüsyonlarının tüm kök kanal sistemine penetre olmasını sağlamaktır (Gianluca Gambarini, 1999). Bu solüsyonlar, eğelerin preparasyon esnasında kesme hareketiyle çıkardıkları debrisleri emülsiyon haline getirir ve bu debrislerin kanal içinden uzaklaştırılmasına yardımcı olur. Bu sayede eğelerin kanal içinde ilerlemesi kolaylaşır (Good, Karim, & Hussey, 2012). Ayrıca EDTA gibi şelatlayıcı ajanlar, dentin duvarları boyunca smear tabakası ve kalsifik birikintiler

ile stabil kalsiyum kompleksleri oluşturur (Bosaid, Aksel, Makowka, & Azim, 2020; Good ve ark., 2012). Bu oluşan sert doku debridmanı, dentin duvarlarında daha düşük bir bıçak bağlantısına ve preparasyon sırasında eğelerde daha düşük tork kuvvetleri oluşmasına neden olur. Ek olarak, bu solüsyonlara eklenen peroksit gibi kimyasal katkı maddelerinin, dentin duvarlarını yumuşatarak preparasyon sırasında eğenin apekse doğru ilerlemesini kolaylaştırabileceği iddia edilmiştir (Good ve ark., 2012). Literatürde, kanal içi enstrümantasyon sırasında üretilen torkla ilgili irrigasyon maddelerinin rolü yeterince değerlendirilmemiştir. Peters. ve Boessler'ın yaptıkları *in vitro* çalışmalarda jel tipi lubrikantların, kök kanal enstrümantasyonu sırasında sıvı lubrikantlara göre önemli ölçüde daha fazla tork artışı gösterdiği bildirmiştir (Boessler ve ark., 2007; Peters ve ark., 2005). Mazzoni ve ark. (2020) gerçek dişler üzerinde yaptıkları bir *in vitro* çalışmada, ortalama pik tork değerleri araştırılmış ve sonuçta serum, NaOCl veya RC PREP arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır (Mazzoni ve ark., 2020). Bu sonuçlara ek olarak Mousavi ve ark. (2012) da irrigasyon yapılmayan çalışmalarda NiTi döner eğelerin kırık riskinin arttığını bildirmişlerdir (Mousavi, Kargar-Dehnavi, & Mousavi, 2012). Bu sebeple çalışmamızda irrigasyon solüsyonu olarak serum fizyolojik kullanmayı tercih ettik.

Birçok çalışma, çeşitli faktörlerin eğelerin ömrü ve kırılmaları üzerindeki etkisini değerlendirmiştir (G Gambarini, 2001; Pompa ve ark., 2000; Yared, Dagher, & Machtou, 1999; Zuolo & Walton, 1997). Bu çalışmalar düz bir kanalda, eğenin tork kuvvetlerine dayanma eşiğinin, eğenin çapının karesiyle doğru orantılı olarak değiştiğini, eğri bir kanalda ise eğenin çapının karesiyle ters orantılı olarak değiştiğini bildirmiştir. Preparasyon esnasında eğeler kanalda kilitlenerek veya vidalanarak yüksek düzeyde strese maruz kalabilmektedirler. Bu stresler, eğenin plastik deformasyona uğramasına veya kırılmasına yol açabilir. Buna ek olarak yüksek tork değerlerine sahip bir endomotor kullanılıyorsa, uygulanan kuvvetler genellikle çok yüksektir ve eğenin tork limiti sıklıkla aşılmaktadır. Bu stresler sonucunda da eğe kırılma riski

artmaktadır. Yeni teknolojilerin gelişimiyle kök kanallarının preparasyonu sırasında eğelere özgü tork kuvvetleri tanımlanmıştır. Ayrıca geliştirilen bu sistemde; eğenin kanal içerisinde sıkışmasını önlemek için endomotor anlık olarak durur ve yeniden çalışmayı deneyerek üreticinin seçimi doğrultusunda saat yönünün tersine dönmeye başlar. Bu güvenlik mekanizmaları ile ege kırılma riski azaltılmaya çalışılmıştır (Gianluca Gambarini, 2001; G Gambarini, 2001; Yared ve ark., 1999; Zuolo & Walton, 1997). Bürklein ve ark. (2019) 3 farklı endomotor kullanarak yaptıkları çalışmada, endomotorlara bağlı olarak üretilen tork değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır. Ancak OTR modunda tork kuvvetlerinin arttığını bulmuşlardır. (Bürklein ve ark., 2019). Benzer bir sonuç, tork kuvvetlerine duyarlı resiprokal hareket için de bildirilmiştir (Tokita ve ark., 2017). Bu nedenle biz de çalışmamızda kliniğimizde mevcut olan VDW GOLD Reciproc (VDW Münih, Almanya) endomotorunu OTR modu kapalı olarak kullandık.

Peters ve ark. (2012) yaptıkları çalışmada tek uzunluk tekniğinin (single length) crown-down tekniğine kıyasla daha çok tork ve apikal kuvvet değerleri ürettiğini bildirmişlerdir (Peters ve ark., 2012). Ancak bu dezavantajlarına rağmen, tek uzunluk tekniği preparasyon esnasında ege değişimine bağlı ölçüm hatalarını en aza indirerek test cihazının tork ve apikal kuvvet ölçümlerinin daha doğru sonuç vermesini sağlar. Bu düşünce doğrultusunda tork ve apikal kuvvet ölçümlerinin yapıldığı çalışmalarda tek uzunluk tekniğinin kullanılmasının ölçümlerin doğruluğu ve standardizasyonu için önemli olduğu vurgulanmıştır (Maki ve ark., 2019). Bu nedenle çalışmamızda preparasyon tekniği olarak tek uzunluk tekniğini tercih ettik.

Günümüzde endodontide hem preparasyon süresini kısaltması hem de preparasyon için gereken ege sayısını azaltması sebebiyle tek ege sistemleri popülerlik kazanmıştır. Üretici firmalar tek ege kullanılarak kök kanal şekillendirmesini mümkün kılan birçok ege sistemi piyasaya sürmüştür. Fakat kök kanallarının tek ege ile şekillendirilmesi esnasında oluşan stres arttığından, kırık oluşumunda önemli rol oynayan tork ve apikal kuvvetlere karşı eğelerin

gösterdikleri dirençler önem kazanmaktadır (Kim ve ark., 2012). Bu nedenle çalışmamızda tek eğe sistemlerinden olan Reciproc, Reciproc Blue, One Curve ve Hyflex EDM eğelerini kullandık.

Palma ve ark. (2019), eğe ucunun kilitlenmesini ve torsiyonel kırık oluşumunu önlemek için NiTi eğelerin preparasyon esnasında pecking hareketiyle kullanılması gerektiğini savunmuşlardır (Palma ve ark., 2019). Benzer bir çalışma olarak Li ve ark.'da (2002), eğimli kanallarda gagalama hareketinin eğeler üzerindeki stresi en aza indirerek kırılma riskini azaltmada temel faktör olduğunu bildirmiştir (Li ve ark., 2002). Klinik durumlarda, eğe ve dentindeki stres oluşumu, gagalama derinliklerine göre değişebilir ve farklı gagalama derinlikleri, stres dağılımı üzerinde farklı bir etkiye sahip olabilmektedir. Ha ve ark. 2017 yılında yaptıkları bir çalışmada, glide path eğesinin 6-4 mm ve 6-2 mm olarak 2 farklı pecking derinliğinde ürettiği tork ve apikal kuvvet değerlerini karşılaştırmışlardır (Ha ve ark., 2017). Biz de bu çalışmadan yola çıkarak 2 farklı pecking derinliğinin eğeler üzerinde oluşturduğu tork ve apikal kuvvet değerlerini karşılaştırdık. Ha ve ark.'nın çalışmada kullandıkları pecking derinlikleri glide path eğeleri ile yapılmıştı; ancak yaptığımız pilot çalışmada 25 uç çapına sahip eğelerin 6-4 mm ve 6-2 mm pecking derinliğinde çalışıldığında kırılmasından dolayı 3-1 mm ve 4-2 mm pecking derinliğinde çalışmanın yapılmasını tercih ettik.

Maki ve ark.'nın (2019) pecking hızının tork ve apikal kuvvet değerlerine etkisini incelemek amacıyla yaptıkları çalışmada 3 farklı hız değerlendirmiştir. Bunlar; yüksek hız grubu (100 mm/dk), orta hız grubu (50 mm/dk) ve düşük hız grubudur (10 mm/dk). Sonuçta yüksek hız grubunda gagalama hareketi yapıldığında torsiyonel kırık riskinin arttığını bulmuşlardır. Bunun sebebinin de yüksek hızların daha yüksek tork ve apikal kuvvet üretmesi olduğunu bildirmişlerdir (Maki ve ark., 2019). Bununla birlikte Topçuoğlu ve ark. ise; düşük hız grubunda diğer gruplara göre daha az torsiyonel kırık riski bulunmasına karşın daha uzun bir preparasyon süresi gerektirdiğinden ve kanal içerisinde eğe daha fazla temas edeceğinden

döngüsel kırık riskinin arttığını bildirilmiştir (H. S. Topçuoğlu, Topçuoğlu, Akti, & Düzgün, 2016). Bu nedenle çalışmamızda pecking hareketi hızını Maki ve ark. (2019) çalışmasındaki orta hız değerine yakın olan 60 mm/dk tercih ettik.

Çalışmamızın sonuçlarına göre hem 3-1 pecking grubunda hem de 4-2 pecking grubunda resiprokal hareket yapan reciproc ve blue eğeleri daha yüksek tork değerleri sergilemiştir. Pecking derinliği arttığında bütün eğelerin tork değerleri artmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı derecede değişen tek grubun Reciproc Blue olduğu görüldü. Bu yüzden sıfır hipotezlerimiz reddedilmiştir.

Tork üretimi, eğelerin esnekliklerine bağlı olarak değişebilir (Ha ve ark., 2013; Kim ve ark., 2010; S.-Y. Park ve ark., 2010; Ya Shen, Hui-min Zhou, Yu-feng Zheng, ve ark., 2013). Eğelerin esneklikleri ise alaşım özelliği ve geometrik şekillerine göre değişmektedir. Çalışmamızda kullandığımız eğeler M-wire(Reciproc), Blue alaşım (Reciproc Blue), C-wire(OneCurve) ve CM-wire(Hyflex EDM) alaşımlardan üretilmiştir. M-wire alaşım, C-wire ve CM-wire alaşımlara kıyasla azaltılmış martensitik faza dolayısıyla yüksek sertliğe sahip olduğundan daha yüksek tork ve kuvvet oluşumuna sebep olabilir (Ha ve ark., 2013; J. H. Ha ve ark., 2015; Iacono ve ark., 2017; Micoogullari Kurt, Kaval, Serefoglu, Kandemir Demirci, & Çalışkan, 2020; Ya Shen, Hui-min Zhou, Yu-feng Zheng, ve ark., 2013). Bizim çalışmamızda da Reciproc'un daha yüksek tork değerleri sergilemesinin M-wire alaşım kaynaklı artmış sertliğinden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Eğelerin geometrik özellikleri, stres oluşumu üzerinde yüksek bir etkiye sahip olduğundan tork oluşumunu etkileyen önemli faktörlerden biri olarak görülmüştür (Baek ve ark., 2011; H. Kim ve ark., 2009). Çalışmamızda kullandığımız eğeler aynı D0 boyutuna sahipti. Bu çalışmada kullanılan dört eğe sisteminden OneCurve % 6 koniklik gösterirken Hyflex EDM apikal alanda % 8 koronal alanda değişken koniklik gösterir. Hyflex EDM'nin

apikal uç kısmı, diğer rotary eğesi olan OneCurve'e kıyasla daha büyük bir hacme ve çapa sahiptir. Bu nedenle, yapılan çalışmalarda Hyflex EDM'nin One Curve'e kıyasla daha yüksek tork üretimine sahip olduğu görölmektedir (Baek ve ark., 2011; Iacono ve ark., 2017). Bizim çalışmamızda istatistiksel olarak anlamlı derecede olmasa da Hyflex grubunda One Curve grubundan daha yüksek tork değeri bulunmuştur. Bu sonucun Hyflex EDM'in One Curve'den daha yüksek tapera sahip olmasından kaynaklandığını düşünöyoruz.

Preparasyon esnasında oluşan tork; hekimin deneyimi, uyguladığı kuvvet ve hız, orijinal kanal anatomisi, NiTi döner aletlerin alaşım ve tasarımsal özellikleri, boyutları, hareket kinematiği gibi birçok faktöre bağlı olarak değişebilmektedir (E. S. Pereira, Singh, ve ark., 2013; Peters ve ark., 2003; Yared ve ark., 2001). Kwak ve ark. (2021), Protaper Universal, Protaper Next, WaveOne ve WaveOne Gold ile yaptıkları tork analizi çalışmasında resiprokal hareket yapan eğelerin, rotasyonel hareket yapan eğelere göre daha fazla maksimum ve toplam tork ürettiğini bildirmişlerdir. Bu sonucun resiprokal hareket sırasında dönme yönünü değiştirmek için üretilen anlık tork değişiminden kaynaklandığını ifade etmişlerdir (S. W. Kwak, J.-H. Ha, Y. Shen, M. Haapasalo, & H.-C. Kim, 2021a). Kanal ne kadar darsa dentini kesmek, debrisi kaldırmak ve çalışma boyuna ulaşmak için gereken tork değeri o denli büyük olmaktadır (Sattapan, Palamara, ve ark., 2000). Buna benzer olarak eğe konisitesindeki artış torsiyonel streslere karşı direnç göstermesine rağmen preparasyon esnasında çalışma boyuna ilerlemesi aşamasında daha büyük tork değerlerine ihtiyaç duymaktadır (Gianluca Gambarini ve ark., 2015; Sattapan, Palamara, ve ark., 2000). Birçok çalışma preparasyon esnasında daha büyük taper genişlikliğine sahip eğelerin daha büyük tork değeri oluşturduğunu bildirmiştir (Camps & Pertot, 1994; Çapar & Arslan, 2016; Fukumori ve ark., 2018). Bu bilgiler ışığında bizim çalışmamızda da Reciproc gruplarının Rotary gruplarına kıyasla her iki pecking derinliğinde de istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla tork değeri üretmesinin

nedeninin reciproc eğelerinin hem daha büyük tapera sahip olmasından hem de resiprokal hareket kinetiğinden kaynaklandığını düşünüyoruz.

Maki ve ark. (2020) yaptıkları çalışmada aynı alet geometrisine sahip Reciproc ve Reciproc blue grubunda benzer tork değerleri oluştuğunu bildirmişlerdir (Maki ve ark., 2020). Bizim çalışmamızda da Reciproc ve Reciproc Blue grupları arasında her iki pecking derinliğinde de benzer tork değerleri gözlemlenmiştir. Biz de bu sonucun; aynı alet geometrisine sahip eğelerin benzer tork değerleri ürettiğini ifade eden çalışmalarda olduğu gibi (Ebihara ve ark., 2011; Gagliardi, Versiani, de Sousa-Neto, Plazas-Garzon, & Basrani, 2015; Maki ve ark., 2020; Uygun ve ark., 2016); benzer alet geometrisine sahip olmasından kaynaklanabileceğini düşünüyoruz.

Pecking derinliği miktarının eğeler üzerinde meydana gelen tork kuvvetlerinde etkili olduğu ifade edilmektedir (Ha ve ark., 2017). Ha ve ark. (2017), 6-2 ve 6-4 pecking derinliklerinde meydana gelen tork değerlerini araştırdıkları çalışmalarında pecking derinliği arttıkça daha yüksek tork değerleri oluştuğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızın sonuçlarına göre; 4-2 mm pecking gruplarında, 3-1 mm pecking gruplarına kıyasla daha fazla tork üretimi görüldü. Bu sonuçlar, Ha ve ark. ile uyumlu olarak daha uzun pecking derinliğinin döner egede daha yüksek tork oluşturduğu anlamına gelmektedir (Ha ve ark., 2017). Bulgularımız daha kısa pecking derinliğinin eğelerde ve kök dentininde daha düşük tork kuvveti oluşturduğunu göstermektedir.

Önceki çalışmalar, NiTi ege sistemlerinin metalurjik özelliklerinin mekanik performansları üzerinde etkili olduğunu bildirmiştir (A. Elnaghy & S. Elsaka, 2016; Ya Shen ve ark., 2012; Ya Shen, Hui-min Zhou, Yu-feng Zheng, ve ark., 2013; Yum ve ark., 2011). Literatürde kullandığımız eğelerin farklı pecking derinliklerinde sergiledikleri tork ve apikal kuvvet değerlerinin karşılaştırıldığı hiçbir çalışma bulunamamıştır. Bu nedenle mevcut

çalışmanın pecking derinliği değişiminin eğerler üzerindeki tork ve apikal kuvvet sonuçları literatürdeki diğer çalışmalarla kıyaslanamamıştır. Çalışmamızda pecking derinliğinin artmasıyla eğerler üzerindeki tork kuvvetlerinin artmasına neden olan faktörlerden Reciproc Blue'nun sahip olduğu metalurjik özelliklere bağlı olarak daha fazla etkilendiğini düşünmekteyiz. Reciproc Blue eğesi metalurjik özelliğine bağlı olarak 4-2 grubunda, 3-1 grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek tork kuvveti sergilemiş olabilir.

Çalışmamızın apikal kuvvet sonuçlarına göre her ne kadar 3-1 pecking grubunda diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmasa da her iki pecking derinliğinde de en yüksek apikal kuvvet değerlerini Hyflex EDM eğesi sergilemiştir. Pecking derinliği arttıkça apikal kuvvet değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı derecede artış gösteren tek grup Hyflex EDM grubuydu. Pecking derinliği artışına bağlı olarak resiprokal gruplarda apikal kuvvet değerlerinde azalma görülürken rotary gruplarında ise artma eğilimi gözlemlenmiştir.

Reciproc Blue, Reciproc'a göre önemli ölçüde daha düşük kuvvet değerleri göstermiştir; bu da ege üretimi esnasındaki farklı ısı işlemlerin kullanılmasının daha düşük vidalama kuvvetinin üretilmesinden sorumlu olduğunu gösterebilir. Buna ek olarak Reciproc (De-Deus ve ark., 2017) ile karşılaştırıldığında Reciproc Blue'nun üstün esnekliği, enstrümantasyon sırasında oluşan aşırı stresi azaltarak daha düşük vidalama kuvvetine neden olmuş olabilir (J. Ha ve ark., 2015; Kwak ve ark., 2016).

Sattapan ve ark. (2000) yaptıkları çalışmada preparasyon sırasında kanallar daraldıkça eğerlerin vidalanma etkisiyle kök kanalında daha derine çekilme eğiliminde olduğunu ve bu çekim sonucunda, tork ve apikal kuvvet değerlerinin etkilendiğini bildirilmişlerdir. Bu çalışmada vidalanma etkisinin meydana geldiği diş gruplarındaki değerlerinin, vidalanma etkisinin gözlemlenmediği gruplara kıyasla arttığı, apikal kuvvet değerlerinin ise azaldığı belirlenmiştir (Sattapan, Palamara, ve ark., 2000). Kwak ve ark. (2016) ise yaptıkları çalışmada

resiprokal hareket yapan NiTi eğelerinin rotasyonel hareket yapan NiTi eğelerinden daha büyük vidalanma kuvveti ürettiğini bulmuşlardır (Ha, Kwak, ve ark., 2016). Bizim çalışmamızda da benzer şekilde resiprokal hareket yapan eğelerin, rotasyonel hareket yapan eğelere göre daha fazla vidalanma hareketi sergilediği gözlemlenmiştir. Bu durum Sattapan ve ark. (2000) iddia ettiği şekilde apikal kuvvet değerlerinde bir azalmayla sonuçlanmıştır. Bu bilgiler ışığında çalışmamızdaki bu sonucun pecking derinliği artışıyla daha fazla vidalanma etkisine sebep olan resiprokal hareket kinematikiğinden kaynaklanabileceğini düşünüyoruz.

NiTi alaşımların sahip olduğu metalurjik özellikler, apikal kuvvetler üzerinde etkilidir (Kwak ve ark., 2019; É. S. J. Pereira ve ark., 2015). Kwak ve ark. 2019 yılında Protaper Gold, Protaper Universal, WaveOne Gold ve WaveOne Primary eğelerinin apikal kuvvet değerlerini karşılaştırmışlardır. Aynı uç boyutuna ve konikliğine sahip Protaper Gold ve Protaper Universal eğelerinin apikal kuvvet karşılaştırmalarında Protaper Universal eğesinin daha yüksek kuvvet değerleri sergilediğini bulmuşlardır. Bu sonucun geleneksel alaşıma sahip olan Protaper Universal'in, ısıt işlemler sonucu üretilen Gold alaşıma sahip Protaper Gold eğesinden daha yüksek sertliğe sahip olmasından kaynaklandığını bildirmişlerdir (Kwak ve ark., 2019).

Hyflex eğeleri EDM teknolojisi ile üretilirken sertliğinin artırıldığı bildirilmiştir bizim çalışmamızda da Hyflex EDM'in her iki pecking derinliğinde de en yüksek apikal kuvvet üretmesine neden olmuş olabilir (Iacono ve ark., 2017). Bu nedenle bizde Hyflex EDM'in, Reciproc ve Reciproc Blue eğelerine kıyasla daha yüksek apikal kuvvet üretmesini, Hyflex EDM üretim aşamasındaki sertliğinin artmasından dolayı olabileceğini düşünüyoruz.

Ayrıca Ha ve ark. (2016) Protaper Universal, Protaper Next ve Mtwo eğelerinin apikal kuvvet değerlerini karşılaştırdıkları bir çalışmada, Protaper Universal grubunun Protaper Next ve Mtwo eğesine kıyasla daha büyük konikliğe sahip olmasının, Protaper Universal eğesinin diğer gruplara kıyasla daha yüksek apikal kuvvet değerleri göstermesine sebep olabileceğini belirtmişlerdir (Ha, Kwak, ve ark., 2016). Bu nedenle pecking derinliğinin artışıyla Hyflex

EDM grubunun One Curve grubuyla karşılaştırıldığında daha yüksek apikal kuvvet göstermesinin sebebi Hyflex EDM eğesinin daha büyük konikliğe sahip olmasından ve EDM üretim aşamasındaki yüzey sertliğinin artırılmasından kaynaklanmış olabileceğini düşünüyoruz. Ayrıca Mandava ve ark. (2018) yaptıkları çalışmada HyFlex EDM eğesinin tüm çalışma uzunluğu boyunca 3 farklı kesit alanına sahip olmasının eğe ile dentin arasındaki teması en üst düzeye çıkararak dentin defektlerinin oluşumuna neden olabileceğini bildirmiştir (Mandava, Yelisela, Arikatla, & Ravi, 2018). Bizim çalışmamızda da pecking derinliğinin artışıyla diğer eğe gruplarında anlamlı olmayan apikal kuvvet değişiminin, Hyflex EDM egesinde anlamlı bir artış meydana gelecek bir şekilde oluşmasında Hyflex EDM egesinin 3 farklı kesit alanına sahip olmasından kaynaklanabileceğini düşünüyoruz.

Çalışmamızın limitasyonlarından biri; akrilik blokların gerçek dişlerden daha farklı sertliğe, elastik modüle ve debris parçacıklarına sahip olmasıdır. Ancak araştırmacılar için anatomik standardizasyon bu akrilik bloklar sayesinde kolaylıkla sağlanabilmektedir. Gerçek dişlerin sertliği, dişlerin yaşlanma veya saklama durumuna bağlı olarak değişebilir. Ek olarak dişlerin preparasyon öncesi kök kanal genişliğine, kanal boyutu ve kök kanal eğriliğindeki farklılıklara göre üretilen tork kuvveti değeri etkilenebilmektedir. Gerçek dişlerdeki bu değişkenler standardize edilemeyeceğinden dolayı sonuçlarda önemli farklılıklara neden olabilir. Dentin benzeri sertliğe sahip yapay dişlerin kullanıldığı deneylerde ise kök kanalının genişliği sağlandığı düşünülebilir; ancak akriliğin büzülmesi ve 3D baskı teknolojisinin sınırlamaları nedeniyle kök kanalının boyutunda numune üretilmesini sağlamak çok zordur. Bu sınırlamaların kaldırılması durumunda gelecekteki çalışmalar klinik olarak daha anlamlı çıkarımlar sağlayabilir.

6. SONUÇ

Farklı pecking derinliklerinde 4 farklı tek eĝe sisteminin oluşturduğu tork ve apikal kuvvet değerlerinin araştırıldığı bu *in vitro* tez çalışmasının sınırlamaları dahilinde řu sonuçlara varılmıştır:

1. Her 2 Pecking grubunda da tork değerlerinde Reciproc grupları, rotary hareket yapan gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek çıkmıştır. Rotary gruplarında çıkan sonuçlar benzerdir.
2. Pecking derinliği arttıķa tüm gruplarda tork değerleri artma eğiliminde olmuştur. İstatistiksel olarak anlamlı artan tek grup Reciproc Blue grubudur.
3. Apikal kuvvet değerlerinin karşılaştırmasında 3-1 pecking hareketinde tüm gruplarda benzer sonuçlar çıkmıştır. 4-2 pecking hareketinde en yüksek apikal kuvvet değerleri Hyflex EDM grubunda, en düşük değer Reciproc Blue grubunda tespit edilmiştir. Pecking derinliği arttıķa Reciproc gruplarında apikal kuvvet değerlerinde azalma, rotary gruplarında ise artma eğilimi gözlemlenmiştir. Pecking derinliği artışında istatistiksel olarak anlamlı artan tek grup Hyflex EDM grubudur.

Bu çalışmanın sonuçlarına dayanarak daha kısa pecking derinliğinin kök dentininde daha az stres birikimi oluşturacağını ve alet kırıkđ riskini azaltacağını düşünmekteyiz. Daha kısa pecking derinlikleri eğenin çalışma uzunluğuna ulaşması için daha uzun preparasyon süresi gerektirmesine rağmen klinikte daha düşük eğe kırıkđ riski bizler için çok daha önemlidir.

7. KAYNAKLAR

- Abu-Tahun, I. H., Kwak, S. W., Ha, J.-H., Sigurdsson, A., Kayahan, M. B., & Kim, H.-C. (2019). Effective establishment of glide-path to reduce torsional stress during nickel-titanium rotary instrumentation. *Materials*, 12(3), 493.
- Adıgüzel, M., & Capar, I. D. (2017). Comparison of cyclic fatigue resistance of WaveOne and WaveOne Gold small, primary, and large instruments. *Journal of Endodontics*, 43(4), 623-627.
- Adorno, C. G., Yoshioka, T., & Suda, H. (2011). Crack initiation on the apical root surface caused by three different nickel-titanium rotary files at different working lengths. *Journal of Endodontics*, 37(4), 522-525.
- Al-Hadlaq, S. M., AlJarbou, F. A., & Al Thumairy, R. I. (2010). Evaluation of cyclic flexural fatigue of M-wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 36(2), 305-307.
- Al-Sudani, D. (2014). Topographic Analysis of HyFlex® Controlled Memory Nickel–Titanium Files. *Journal of International Oral Health: JIOH*, 6(6), 1.
- Al-Omari, M., Bryant, S., & Dummer, P. (1997). Comparison of two stainless steel files to shape simulated root canals. *International Endodontic Journal*, 30(1), 35-45.
- Alapati, S. B., Brantley, W. A., Iijima, M., Clark, W. A., Kovarik, L., Buie, C., . . . Johnson, W. B. (2009). Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary Endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 35(11), 1589-1593.
- Alfoqom Alazemi, M., Bryant, S., & Dummer, P. (2015). Deformation of HyFlex CM instruments and their shape recovery following heat sterilization. *International Endodontic Journal*, 48(6), 593-601.

- AlShwaimi, E. (2018). Cyclic fatigue resistance of a novel rotary file manufactured using controlled memory Ni–Ti technology compared to a file made from M-wire file. *International Endodontic Journal*, 51(1), 112-117.
- Anderson, M. E., Price, J. W., & Parashos, P. (2007). Fracture resistance of electropolished rotary nickel–titanium Endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 33(10), 1212-1216.
- Arias, A., Singh, R., & Peters, O. A. (2014). Torque and force induced by ProTaper Universal and ProTaper Next during shaping of large and small root canals in extracted teeth. *Journal of Endodontics*, 40(7), 973-976.
- Arias, A., Singh, R., & Peters, O. A. (2016). Differences in torsional performance of single-and multiple-instrument rotary systems for glide path preparation. *Odontology*, 104(2), 192-198.
- Arias, A., de Vasconcelos, R. A., Hernández, A., & Peters, O. A. (2017). Torsional performance of ProTaper Gold rotary instruments during shaping of small root canals after 2 different glide path preparations. *Journal of Endodontics*, 43(3), 447-451.
- Ataya, M., Ha, J.-H., Kwak, S. W., Abu-Tahun, I. H., El Abed, R., & Kim, H.-C. (2018). Mechanical properties of orifice preflaring nickel-titanium rotary instrument heat treated using T-Wire technology. *Journal of Endodontics*, 44(12), 1867-1871.
- Baek, S.-H., Lee, C.-J., Versluis, A., Kim, B.-M., Lee, W., & Kim, H.-C. (2011). Comparison of torsional stiffness of nickel-titanium rotary files with different geometric characteristics. *Journal of Endodontics*, 37(9), 1283-1286.
- Bardsley, S., Peters, C. I., & Peters, O. A. (2011). The effect of three rotational speed settings on torque and apical force with vortex rotary instruments in vitro. *Journal of Endodontics*, 37(6), 860-864.

- Baumann, M. A. (2004). Nickel–titanium: options and challenges. *Dental Clinics*, 48(1), 55-67.
- Baumgartner, J. C., Martin, H., Sabala, C. L., Strittmatter Jr, E. J., Wildey, W. L., & Quigley, N. C. (1992). Histomorphometric comparison of canals prepared by four techniques. *Journal of Endodontics*, 18(11), 530-534.
- Berendt, C. (2007). Inventor Method of preparing NiTinol for use in manufacturing instruments with improved fatigue resistance. *US Patent Application 200700721472007*.
- Berutti, E., Negro, A. R., Lendini, M., & Pasqualini, D. (2004). Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 30(4), 228-230.
- Berutti, E., Cantatore, G., Castellucci, A., Chiandussi, G., Pera, F., Migliaretti, G., & Pasqualini, D. (2009). Use of nickel-titanium rotary PathFile to create the glide path: comparison with manual preflaring in simulated root canals. *Journal of Endodontics*, 35(3), 408-412.
- Blum, J. Y., Machtou, P., Esber, S., & Micallef, J. (1997). Analysis of forces developed during root canal preparation with the balanced force technique. *International Endodontic Journal*, 30(6), 386-396.
- Blum, J., Cohen, A., Machtou, P., & Micallef, J. P. (1999). Analysis of forces developed during mechanical preparation of extracted teeth using Profile NiTi rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 32(1), 24-31.
- Blum, J. Y., Machtou, P., & Micallef, J. P. (1999). Location of contact areas on rotary Profile1 instruments in relationship to the forces developed during mechanical preparation on extracted teeth. *International Endodontic Journal*, 32(2), 108-114.

- Blum, J., Machtou, P., Ruddle, C., & Micallef, J. (2003). Analysis of mechanical preparations in extracted teeth using ProTaper rotary instruments: value of the safety quotient. *Journal of Endodontics*, 29(9), 567-575.
- Boessler, C., Peters, O. A., & Zehnder, M. (2007). Impact of lubricant parameters on rotary instrument torque and force. *Journal of Endodontics*, 33(3), 280-283.
- Boessler, C., Paque, F., & Peters, O. A. (2009). The effect of electropolishing on torque and force during simulated root canal preparation with ProTaper shaping files. *Journal of Endodontics*, 35(1), 102-106.
- Bojorquez, B., Marloth, R., & Es-Said, O. (2002). Formation of a crater in the workpiece on an electrical discharge machine. *Engineering Failure Analysis*, 9(1), 93-97.
- Bonaccorso, A., Tripi, T. R., Rondelli, G., Condorelli, G. G., Cantatore, G., & Schäfer, E. (2008). Pitting corrosion resistance of nickel–titanium rotary instruments with different surface treatments in seventeen percent ethylenediaminetetraacetic acid and sodium chloride solutions. *Journal of Endodontics*, 34(2), 208-211.
- Bosaid, F., Aksel, H., Makowka, S., & Azim, A. (2020). Surface and structural changes in root dentine by various chelating solutions used in regenerative Endodontics. *International Endodontic Journal*, 53(10), 1438-1445.
- Bouska, J., Justman, B., Williamson, A., DeLong, C., & Qian, F. (2012). Resistance to cyclic fatigue failure of a new Endodontic rotary file. *Journal of Endodontics*, 38(5), 667-669.
- Braga, L., Magalhães, R., Nakagawa, R., Puente, C., Buono, V., & Bahia, M. (2013). Physical and mechanical properties of twisted or ground nickel–titanium instruments. *International Endodontic Journal*, 46(5), 458-465.
- Braga, L. C. M., Silva, A. C. F., Buono, V. T. L., & de Azevedo Bahia, M. G. (2014). Impact of heat treatments on the fatigue resistance of different rotary nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics*, 40(9), 1494-1497.

- Brantley, W., Svec, T., Iijima, M., Powers, J., & Grentzer, T. (2002). Differential scanning calorimetric studies of nickel titanium rotary Endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 28(8), 567-572.
- Buehler, W. J., Gilfrich, J. V., & Wiley, R. (1963). Effect of low-temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. *Journal of Applied Physics*, 34(5), 1475-1477.
- Bui, T. B., Mitchell, J. C., & Baumgartner, J. C. (2008). Effect of electropolishing ProFile nickel–titanium rotary instruments on cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and cutting efficiency. *Journal of Endodontics*, 34(2), 190-193.
- Bürklein, S., Börjes, L., & Schäfer, E. (2014). Comparison of preparation of curved root canals with H yflex CM and R evo-S rotary nickel–titanium instruments. *International Endodontic Journal*, 47(5), 470-476.
- Bürklein, S., Stüber, J., & Schäfer, E. (2019). Real-time dynamic torque values and axial forces during preparation of straight root canals using three different Endodontic motors and hand preparation. *International Endodontic Journal*, 52(1), 94-104.
- Camps, J., & Pertot, W. J. (1994). Torsional and stiffness properties of Canal Master U stainless steel and nitinol instruments. *Journal of Endodontics*, 20(8), 395-398.
- Capar, I. D., Ertas, H., & Arslan, H. (2015). Comparison of cyclic fatigue resistance of novel nickel-titanium rotary instruments. *Australian Endodontic Journal*, 41(1), 24-28.
- Casper, R. B., Roberts, H. W., Roberts, M. D., Himel, V. T., & Bergeron, B. E. (2011). Comparison of autoclaving effects on torsional deformation and fracture resistance of three innovative Endodontic file systems. *Journal of Endodontics*, 37(11), 1572-1575.
- Chandra, S. (2014). *Grossman's Endodontic practice*: Wolters Kluwer India Pvt Ltd.

- Chang, S., Shim, K., Kim, Y., Jee, K., Zhu, Q., Perinpanayagam, H., & Kum, K. (2016). Cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and metallurgical characteristics of V taper 2 and V taper 2H rotary NiTi files. *Scanning*, 38(6), 564-570.
- Cheung, G. S., Shen, Y., & Darvell, B. W. (2007a). Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of a nickel–titanium rotary instrument in hypochlorite? *Journal of Endodontics*, 33(10), 1217-1221.
- Cheung, G. S., Shen, Y., & Darvell, B. W. (2007b). Effect of environment on low-cycle fatigue of a nickel–titanium instrument. *Journal of Endodontics*, 33(12), 1433-1437.
- Cohen, S. (1998). Cleaning and shaping the root canal system. *Pathways of the Pulp*.
- Çapar, I., & Arslan, H. (2016). A review of instrumentation kinematics of engine-driven nickel–titanium instruments. *International Endodontic Journal*, 49(2), 119-135.
- da Cunha Peixoto, I. F., Pereira, É. S. J., Aun, D. P., Buono, V. T. L., & de Azevedo Bahia, M. G. (2015). Constant insertion rate methodology for measuring torque and apical force in 3 nickel-titanium instruments with different cross-sectional designs. *Journal of Endodontics*, 41(9), 1540-1544.
- Da Silva, F. M., Kobayashi, C., & Suda, H. (2005). Analysis of forces developed during mechanical preparation of extracted teeth using RaCe rotary instruments and ProFiles. *International Endodontic Journal*, 38(1), 17-21.
- Daneshmand, S., Kahrizi, E. F., Abedi, E., & Abdolhosseini, M. M. (2013). Influence of machining parameters on electro discharge machining of NiTi shape memory alloys. *International Journal Electrochemical Science*, 8(3), 3095-3104.
- De-Deus, G., Moreira, E., Lopes, H., & Elias, C. (2010). Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *International Endodontic Journal*, 43(12), 1063-1068.

- De-Deus, G., Silva, E. J. N. L., Vieira, V. T. L., Belladonna, F. G., Elias, C. N., Plotino, G., & Grande, N. M. (2017). Blue thermomechanical treatment optimizes fatigue resistance and flexibility of the Reciproc files. *Journal of Endodontics*, 43(3), 462-466.
- de Arruda Santos, L., de Azevedo Bahia, M. G., de Las Casas, E. B., & Buono, V. T. L. (2013). Comparison of the mechanical behavior between controlled memory and superelastic nickel-titanium files via finite element analysis. *Journal of Endodontics*, 39(11), 1444-1447.
- de Cristofaro Almeida, G., Aun, D. P., Resende, P. D., Peixoto, I. F. d. C., Viana, A. C. D., Buono, V. T. L., & de Azevedo Bahia, M. G. (2020). Comparative analysis of torque and apical force to assess the cutting behaviour of ProTaper Next and ProTaper Universal Endodontic instruments. *Australian Endodontic Journal*, 46(1), 52-59.
- Diemer, F., & Calas, P. (2004). Effect of pitch length on the behavior of rotary triple helix root canal instruments. *Journal of Endodontics*, 30(10), 716-718.
- Diemer, F., Michetti, J., Mallet, J.-P., & Piquet, R. (2013). Effect of asymmetry on the behavior of prototype rotary triple helix root canal instruments. *Journal of Endodontics*, 39(6), 829-832.
- Diop, A., Maurel, N., Oiknine, M., Patoor, E., & Machtou, P. (2009). A novel platform for in vitro analysis of torque, forces, and three-dimensional file displacements during root canal preparations: application to ProTaper rotary files. *Journal of Endodontics*, 35(4), 568-572.
- Duke, F., Shen, Y., Zhou, H., Ruse, N. D., Wang, Z.-j., Hieawy, A., & Haapasalo, M. (2015). Cyclic fatigue of ProFile Vortex and Vortex Blue nickel-titanium files in single and double curvatures. *Journal of Endodontics*, 41(10), 1686-1690.
- Duque, J. A., Vivan, R. R., Cavenago, B. C., Amoroso-Silva, P. A., Bernardes, R. A., Vasconcelos, B. C. d., & Duarte, M. A. H. (2017). Influence of NiTi alloy on the root

- canal shaping capabilities of the ProTaper Universal and ProTaper Gold rotary instrument systems. *Journal of Applied Oral Science*, 25, 27-33.
- Dyson, J., & Darvell, B. (1999). Torque, power and efficiency characterization of Dental air turbine handpieces. *Journal of Dentistry*, 27(8), 573-586.
- Ebihara, A., Yahata, Y., Miyara, K., Nakano, K., Hayashi, Y., & Suda, H. (2011). Heat treatment of nickel–titanium rotary Endodontic instruments: effects on bending properties and shaping abilities. *International Endodontic Journal*, 44(9), 843-849.
- Elnaghy, A., & Elsaka, S. (2016). Mechanical properties of ProTaper Gold nickel-titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 49(11), 1073-1078.
- Elnaghy, A. M., & Elsaka, S. E. (2016). Shaping ability of ProTaper Gold and ProTaper Universal files by using cone-beam computed tomography. *Indian Journal of Dental Research*, 27(1), 37.
- Elnaghy, A., & Elsaka, S. (2017). Effect of sodium hypochlorite and saline on cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold and Reciproc reciprocating instruments. *International Endodontic Journal*, 50(10), 991-998.
- Elnaghy, A. M., & Elsaka, S. E. (2018). Cyclic fatigue resistance of One Curve, 2Shape, ProFile Vortex, Vortex Blue, and RaCe nickel-titanium rotary instruments in single and double curvature canals. *Journal of Endodontics*, 44(11), 1725-1730.
- Fidler, A. (2014). Kinematics of 2 reciprocating Endodontic motors: the difference between actual and set values. *Journal of Endodontics*, 40(7), 990-994.
- Fife, D., Gambarini, G., & Britto, L. (2004). Cyclic fatigue testing of ProTaper NiTi rotary instruments after clinical use. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 97(2), 251-256.

- Fukumori, Y., Nishijyo, M., Tokita, D., Miyara, K., Ebihara, A., & Okiji, T. (2018). Comparative analysis of mechanical properties of differently tapered nickeltitanium Endodontic rotary instruments. *Dental Materials Journal*, 37(4), 667-674.
- Gagliardi, J., Versiani, M. A., de Sousa-Neto, M. D., Plazas-Garzon, A., & Basrani, B. (2015). Evaluation of the shaping characteristics of ProTaper Gold, ProTaper NEXT, and ProTaper Universal in curved canals. *Journal of Endodontics*, 41(10), 1718-1724.
- Gambarini, G. (1999). Shaping and cleaning the root canal system: a scanning electron microscopic evaluation of a new instrumentation and irrigation technique. *Journal of Endodontics*, 25(12), 800-803.
- Gambarini, G. (2000). Rationale for the use of low-torque Endodontic motors in root canal instrumentation. *Dental Traumatology: Review Article*, 16(3), 95-100.
- Gambarini, G. (2001). Advantages and disadvantages of new torque-controlled Endodontic motors and low-torque NiTi rotary instrumentation. *Australian Endodontic Journal*, 27(3), 99-104.
- Gambarini, G. (2001). Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *International Endodontic Journal*, 34(5), 386-389.
- Gambarini, G., Grande, N. M., Plotino, G., Somma, F., Garala, M., De Luca, M., & Testarelli, L. (2008). Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *Journal of Endodontics*, 34(8), 1003-1005.
- Gambarini, G., Plotino, G., Piasecki, L., Al-Sudani, D., Testarelli, L., & Sannino, G. (2015). Deformations and cyclic fatigue resistance of nickel-titanium instruments inside a sequence. *Annali di Stomatologia*, 6(1), 6.
- Gambarini, G., Galli, M., Seracchiani, M., Di Nardo, D., Versiani, M. A., Piasecki, L., & Testarelli, L. (2019). In vivo evaluation of operative torque generated by two nickel-

- titanium rotary instruments during root canal preparation. *European Journal of Dentistry*, 13(04), 556-562.
- Gambarini, G., Seracchiani, M., Piasecki, L., Valenti Obino, F., Galli, M., Di Nardo, D., & Testarelli, L. (2019). Measurement of torque generated during intracanal instrumentation in vivo. *International Endodontic Journal*, 52(5), 737-745.
- Gao, Y., Shotton, V., Wilkinson, K., Phillips, G., & Johnson, W. B. (2010). Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of ProFile Vortex rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 36(7), 1205-1209.
- Gao, Y., Gutmann, J. L., Wilkinson, K., Maxwell, R., & Ammon, D. (2012). Evaluation of the impact of raw Materials on the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 38(3), 398-401.
- Gavini, G., Santos, M. d., Caldeira, C. L., Machado, M. E. d. L., Freire, L. G., Iglecias, E. F., Candeiro, G. T. d. M. (2018). Nickel–titanium instruments in Endodontics: a concise review of the state of the art. *Brazilian Oral Research*, 32.
- Gluskin, A. H., Peters, C. I., & Peters, O. A. (2014). Minimally invasive Endodontics: challenging prevailing paradigms. *British Dental Journal*, 216(6), 347-353.
- Goo, H.-J., Kwak, S. W., Ha, J.-H., Pedullà, E., & Kim, H.-C. (2017). Mechanical properties of various heat-treated nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 43(11), 1872-1877.
- Good, M., Karim, I. E., & Hussey, D. L. (2012). Endodontic ‘solutions’ part 1: A literature review on the use of Endodontic lubricants, irrigants and medicaments. *Dental Update*, 39(4), 239-246.
- Gündoğar, M., & Özyürek, T. (2017). Cyclic fatigue resistance of OneShape, HyFlex EDM, WaveOne Gold, and Reciproc Blue nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics*, 43(7), 1192-1196.

- Ha, J.-H., Jin, M.-U., Kim, Y.-K., & Kim, S.-K. (2010). Comparison of screw-in effect for several nickel-titanium rotary instruments in simulated resin root canal. *Journal of Korean Academy of Conservative Dentistry*, 35(4), 267-272.
- Ha, J.-H., & Park, S.-S. (2012). Influence of glide path on the screw-in effect and torque of nickel-titanium rotary files in simulated resin root canals. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 37(4), 215-219.
- Ha, J.-H., Kim, S. K., Cohenca, N., & Kim, H.-C. (2013). Effect of R-phase heat treatment on torsional resistance and cyclic fatigue fracture. *Journal of Endodontics*, 39(3), 389-393.
- Ha, J.-H., Lee, C.-J., Kwak, S.-W., El Abed, R., Ha, D., & Kim, H.-C. (2015). Geometric optimization for development of glide path preparation nickel-titanium rotary instrument. *Journal of Endodontics*, 41(6), 916-919.
- Ha, J., Cheung, G., Versluis, A., Lee, C., Kwak, S., & Kim, H. (2015). 'Screw-in'tendency of rotary nickel–titanium files due to design geometry. *International Endodontic Journal*, 48(7), 666-672.
- Ha, J. H., Kim, S. K., Cheung, G. S. P., Jeong, S. H., Bae, Y. C., & Kim, H. C. (2015). Effect of alloy type on the life-time of torsion-preloaded nickel-titanium Endodontic instruments. *Scanning*, 37(3), 172-178.
- Ha, J.-H., Kim, S. K., Kwak, S. W., El Abed, R., Bae, Y. C., & Kim, H.-C. (2016). Debris extrusion by glide-path establishing Endodontic instruments with different geometries. *Journal of Dental Sciences*, 11(2), 136-140.
- Ha, J.-H., Kwak, S. W., Kim, S.-K., & Kim, H.-C. (2016). Screw-in forces during instrumentation by various file systems. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 41(4), 304-309.

- Ha, J.-H., Kwak, S. W., Sigurdsson, A., Chang, S. W., Kim, S. K., & Kim, H.-C. (2017). Stress generation during pecking motion of rotary nickel-titanium instruments with different pecking depth. *Journal of Endodontics*, 43(10), 1688-1691.
- Haapasalo, M., & Shen, Y. (2013). Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. *Endodontic Topics*, 29(1), 3-17.
- Haikel, Y., Serfaty, R., Bateman, G., Senger, B., & Allemann, C. (1999). Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium Endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 25(6), 434-440.
- Hargreaves, K. M., Cohen, S., & Berman, L. H. (2011). *Cohen's Pathways of the Pulp*: Mosby Elsevier.
- Hashem, A. A. R., Ghoneim, A. G., Lutfy, R. A., Foda, M. Y., & Omar, G. A. F. (2012). Geometric analysis of root canals prepared by four rotary NiTi shaping systems. *Journal of Endodontics*, 38(7), 996-1000.
- Hieawy, A., Haapasalo, M., Zhou, H., Wang, Z.-j., & Shen, Y. (2015). Phase transformation behavior and resistance to bending and cyclic fatigue of ProTaper Gold and ProTaper Universal instruments. *Journal of Endodontics*, 41(7), 1134-1138.
- Hou, X., Yahata, Y., Hayashi, Y., Ebihara, A., Hanawa, T., & Suda, H. (2011). Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel–titanium Endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, 44(3), 253-258.
- Hu, W., Whitten, B., Sedgley, C., & Svec, T. (2014). Effect of three NiTi files on transportation of the apical foramen. *International Endodontic Journal*, 47(11), 1064-1071.
- Hübscher, W., Barbakow, F., & Peters, O. A. (2003). Root canal preparation with FlexMaster: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *International Endodontic Journal*, 36(12), 883-890.

- Hülsmann, M., Rummelin, C., & Schäfers, F. (1997). Root canal cleanliness after preparation with different Endodontic handpieces and hand instruments: a comparative SEM investigation. *Journal of Endodontics*, 23(5), 301-306.
- Hülsmann, M., Schade, M., & Schäfers, F. (2001). A comparative study of root canal preparation with HERO 642 and Quantec SC rotary Ni-Ti instruments. *International Endodontic Journal*, 34(7), 538-546.
- Hülsmann, M., Peters, O. A., & Dummer, P. M. (2005). Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic Topics*, 10(1), 30-76.
- Iacono, F., Pirani, C., Generali, L., Bolelli, G., Sassatelli, P., Lusvarghi, L., Prati, C. (2017). Structural analysis of HyFlex EDM instruments. *International Endodontic Journal*, 50(3), 303-313.
- Jamleh, A., & Alfouzan, K. (2016). Vertical load induced with twisted file adaptive system during canal shaping. *Journal of Endodontics*, 42(12), 1811-1814.
- Johnson, E., Lloyd, A., Kuttler, S., & Namerow, K. (2008). Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/. 04 rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 34(11), 1406-1409.
- Kaval, M. E., Capar, I. D., & Ertas, H. (2016). Evaluation of the cyclic fatigue and torsional resistance of novel nickel-titanium rotary files with various alloy properties. *Journal of Endodontics*, 42(12), 1840-1843.
- Kaval, M. E., Capar, I. D., Ertas, H., & Sen, B. H. (2017). Comparative evaluation of cyclic fatigue resistance of four different nickel-titanium rotary files with different cross-sectional designs and alloy properties. *Clinical Oral Investigations*, 21(5), 1527-1530.
- Keskin, C., Inan, U., Demiral, M., & Keleş, A. (2017). Cyclic fatigue resistance of Reciproc Blue, Reciproc, and WaveOne Gold reciprocating instruments. *Journal of Endodontics*, 43(8), 1360-1363.

- Kim, H., Kim, H., Lee, C., Kim, B., Park, J., & Versluis, A. (2009). Mechanical response of nickel–titanium instruments with different cross-sectional designs during shaping of simulated curved canals. *International Endodontic Journal*, 42(7), 593-602.
- Kim, T., Cheung, G., Lee, J., Kim, B., Hur, B., & Kim, H. (2009). Stress distribution of three NiTi rotary files under bending and torsional conditions using a mathematic analysis. *International Endodontic Journal*, 42(1), 14-21.
- Kim, H.-C., Lee, M.-H., Yum, J., Versluis, A., Lee, C.-J., & Kim, B.-M. (2010). Potential relationship between design of nickel-titanium rotary instruments and vertical root fracture. *Journal of Endodontics*, 36(7), 1195-1199.
- Kim, H.-C., Kwak, S.-W., Cheung, G. S.-P., Ko, D.-H., Chung, S.-M., & Lee, W. (2012). Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc versus WaveOne. *Journal of Endodontics*, 38(4), 541-544.
- Kimura, S., Ebihara, A., Maki, K., Nishijo, M., Tokita, D., & Okiji, T. (2020). Effect of optimum torque reverse motion on torque and force generation during root canal instrumentation with crown-down and single-length techniques. *Journal of Endodontics*, 46(2), 232-237.
- Koch, K., & Brave, D. (2002). Real world endo: design features of rotary files and how they affect clinical performance. *Oral Health*, 92(2), 39-49.
- Kuhn, W. G., Carnes Jr, D. L., Clement, D. J., & Walker III, W. A. (1997). Effect of tip design of nickel-titanium and stainless steel files on root canal preparation. *Journal of Endodontics*, 23(12), 735-738.
- Kuhn, G., Tavernier, B., & Jordan, L. (2001). Influence of structure on nickel-titanium Endodontic instruments failure. *Journal of Endodontics*, 27(8), 516-520.

- Kuzekanani, M. (2018). Nickel–Titanium rotary instruments: Development of the single-file systems. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry*, 8(5), 386.
- Kuzekanani, M., & Najafipour, R. (2018). Prevalence and distribution of radix paramolaris in the mandibular first and second molars of an Iranian Population. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry*, 8(3), 240.
- Kwak, S. W., Ha, J.-H., Lee, C.-J., El Abed, R., Abu-Tahun, I. H., & Kim, H.-C. (2016). Effects of pitch length and heat treatment on the mechanical properties of the glide path preparation instruments. *Journal of Endodontics*, 42(5), 788-792.
- Kwak, S. W., Ha, J.-H., Cheung, G. S.-P., Kim, H.-C., & Kim, S. K. (2018). Effect of the glide path establishment on the torque generation to the files during instrumentation: an in vitro measurement. *Journal of Endodontics*, 44(3), 496-500.
- Kwak, S. W., Lee, C.-J., Kim, S. K., Kim, H.-C., & Ha, J.-H. (2019). Comparison of screw-in forces during movement of Endodontic files with different geometries, alloys, and kinetics. *Materials*, 12(9), 1506.
- Kwak, S. W., Ha, J.-H., Shen, Y., Haapasalo, M., & Kim, H.-C. (2021a). Effects of root canal curvature and mechanical properties of nickel-titanium files on torque generation. *Journal of Endodontics*, 47(9), 1501-1506.
- Kwak, S. W., Ha, J. H., Shen, Y., Haapasalo, M., & Kim, H. C. (2021b). Comparison of the effects from coronal pre-flaring and glide-path preparation on torque generation during root canal shaping procedure. *Australian Endodontic Journal*.
- Kwak, S. W., Shen, Y., Liu, H., Kim, H.-C., & Haapasalo, M. (2022). Torque Generation of the Endodontic Instruments: A Narrative Review. *Materials*, 15(2), 664.

- Larsen, C. M., Watanabe, I., Glickman, G. N., & He, J. (2009). Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 35(3), 401-403.
- Lee, J. Y., Kwak, S. W., Ha, J.-H., & Kim, H.-C. (2020). Ex-vivo comparison of torsional stress on nickel–titanium instruments activated by continuous rotation or adaptive motion. *Materials*, 13(8), 1900.
- Li, U.-M., Lee, B.-S., Shih, C.-T., Lan, W.-H., & Lin, C.-P. (2002). Cyclic fatigue of Endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *Journal of Endodontics*, 28(6), 448-451.
- Liaw, Y.-C., Su, Y.-Y. M., Lai, Y.-L., & Lee, S.-Y. (2007). Stiffness and frictional resistance of a superelastic nickel-titanium orthodontic wire with low-stress hysteresis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131(5), 578. e512-578. e518.
- Lim, K., & Webber, J. (1985). The validity of simulated root canals for the investigation of the prepared root canal shape. *International Endodontic Journal*, 18(4), 240-246.
- Lopes, H. P., Elias, C. N., Vieira, V. T., Moreira, E. J., Marques, R. V., de Oliveira, J. C. M., Siqueira Jr, J. F. (2010). Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of BioRace nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 36(10), 1653-1657.
- Lopes, H. P., Elias, C. N., Vieira, M. V., Vieira, V. T., de Souza, L. C., & Dos Santos, A. L. (2016). Influence of surface roughness on the fatigue life of nickel-titanium rotary Endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 42(6), 965-968.
- Machtou, P., & Ruddle, C. J. (2004). Advancements in the design of Endodontic instruments for root canal preparation. *The Alpha Omegan*, 97(4), 8-15.
- Maki, K., Ebihara, A., Kimura, S., Nishijo, M., Tokita, D., & Okiji, T. (2019). Effect of different speeds of up-and-down motion on canal centering ability and vertical force and torque

- generation of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 45(1), 68-72. e61.
- Maki, K., Ebihara, A., Kimura, S., Nishijo, M., Tokita, D., Miyara, K., & Okiji, T. (2020). Enhanced root canal-centering ability and reduced screw-in force generation of reciprocating nickel-titanium instruments with a post-machining thermal treatment. *Dental Materials Journal*, 2018-2428.
- Mandava, J., Yelisela, R.-K., Arikatla, S.-K., & Ravi, R.-C. (2018). Micro-computed tomographic evaluation of dentinal defects after root canal preparation with hyflex edm and vortex blue rotary systems. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 10(9), e844.
- Mangat, P., Raina, A. A., Vaidya, S., Bhattacharya, A., Dhingra, A., & Sharma, V. (2018). Torque and Speed in Endodontics: A Review. *International Journal Oral Care and Research*, 6(2), 97-100.
- Marceliano-Alves, M., Sousa-Neto, M., Fidel, S., Steier, L., Robinson, J., Pécora, J., & Versiani, M. (2015). Shaping ability of single-file reciprocating and heat-treated multifile rotary systems: a micro-CT study. *International Endodontic Journal*, 48(12), 1129-1136.
- Marzouk, M. A., Simonton, A. L., & Gross, R. D. (1997). *Operative Dentistry: Modern Theory and Practice*.
- Mazzoni, A., Pacifici, A., Zanza, A., Giudice, A. D., Reda, R., Testarelli, L., . . . Pacifici, L. (2020). Assessment of real-time operative torque during nickel–titanium instrumentation with different lubricants. *Applied Sciences*, 10(18), 6201.
- McSpadden, J. T. (2007). *Mastering Endodontic instrumentation. Chattanooga, TN: Cloudland Institute*, 51-52.
- Mega, M. (2018). *One Curve Brochure*.

- Metzger, Z., Basrani, B., & Goodis, H. E. (2011). Instruments, Materials, and devices *Cohen's Pathways of the Pulp* (pp. 223-282): Elsevier.
- Micoogullari Kurt, S., Kaval, M. E., Serefoglu, B., Kandemir Demirci, G., & Çalışkan, M. K. (2020). Cyclic fatigue resistance and energy dispersive X-ray spectroscopy analysis of novel heat-treated nickel–titanium instruments at body temperature. *Microscopy Research and Technique*, 83(7), 790-794.
- Mittal, S., Kukreja, N., Chaudhary, D., Bansal, A., Bansal, J., & Agarwal, D. (2014). Sword of Endodontist: A Review. *Dental Journal of Advance Studies*, 2(03), 118-124.
- Montalvão, D., & Alçada, F. S. (2011). Numeric comparison of the static mechanical behavior between ProFile GT and ProFile GT series X rotary nickel-titanium files. *Journal of Endodontics*, 37(8), 1158-1161.
- Moreinos, D., Dakar, A., Stone, N. J., & Moshonov, J. (2016). Evaluation of time to fracture and vertical forces Applied by a novel Gentlefile system for root canal preparation in simulated root canals. *Journal of Endodontics*, 42(3), 505-508.
- Morgental, R. D., Vier-Pelisser, F. V., Kopper, P. M. P., De Figueiredo, J. A. P., & Peters, O. A. (2013). Cutting efficiency of conventional and martensitic nickel-titanium instruments for coronal flaring. *Journal of Endodontics*, 39(12), 1634-1638.
- Mousavi, S. A., Kargar-Dehnavi, V., & Mousavi, S. A. (2012). A novel approach to determine the effect of irrigation on temperature and failure of Ni-Ti Endodontic rotary files. *Dental Research Journal*, 9(3), 281.
- Nayak, A., Kankar, P., Jain, P. K., & Jain, N. (2019). Force and vibration generated in apical direction by three Endodontic files of different kinematics during simulated canal preparation: An in vitro analytical study. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 233(8), 839-848.

- Nguyen, H. H., Fong, H., Paranjpe, A., Flake, N. M., Johnson, J. D., & Peters, O. A. (2014). Evaluation of the resistance to cyclic fatigue among ProTaper Next, ProTaper Universal, and Vortex Blue rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 40(8), 1190-1193.
- Ninan, E., & Berzins, D. W. (2013). Torsion and bending properties of shape memory and superelastic nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 39(1), 101-104.
- Otsuka, K., & Ren, X. (2005). Physical metallurgy of Ti–Ni-based shape memory alloys. *Progress in Materials Science*, 50(5), 511-678.
- Özyürek, T. (2016). Cyclic fatigue resistance of Reciproc, WaveOne, and WaveOne Gold nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics*, 42(10), 1536-1539.
- Özyürek, T., Yılmaz, K., & Uslu, G. (2017). Shaping ability of Reciproc, WaveOne GOLD, and HyFlex EDM single-file systems in simulated S-shaped canals. *Journal of Endodontics*, 43(5), 805-809.
- Palma, P. J., Messias, A., Cerqueira, A. R., Tavares, L. D., Caramelo, F., Roseiro, L., & Santos, J. M. (2019). Cyclic fatigue resistance of three rotary file systems in a dynamic model after immersion in sodium hypochlorite. *Odontology*, 107(3), 324-332.
- Parashos, P., Gordon, I., & Messer, H. H. (2004). Factors influencing defects of rotary nickel-titanium Endodontic instruments after clinical use. *Journal of Endodontics*, 30(10), 722-725.
- Parashos, P., & Messer, H. H. (2006). Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *Journal of Endodontics*, 32(11), 1031-1043.
- Park, H. (2001). A comparison of Greater Taper files, ProFiles, and stainless steel files to shape curved root canals. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 91(6), 715-718.

- Park, S.-Y., Cheung, G. S., Yum, J., Hur, B., Park, J.-K., & Kim, H.-C. (2010). Dynamic torsional resistance of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 36(7), 1200-1204.
- Pasqualini, D., Scotti, N., Tamagnone, L., Ellena, F., & Berutti, E. (2008). Hand-operated and rotary ProTaper instruments: a comparison of working time and number of rotations in simulated root canals. *Journal of Endodontics*, 34(3), 314-317.
- Patiño, P. V., Biedma, B. M., Liébana, C. R., Cantatore, G., & Bahillo, J. G. (2005). The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 31(2), 114-116.
- Pedullà, E., Savio, F. L., Boninelli, S., Plotino, G., Grande, N. M., La Rosa, G., & Rapisarda, E. (2016). Torsional and cyclic fatigue resistance of a new nickel-titanium instrument manufactured by electrical discharge machining. *Journal of Endodontics*, 42(1), 156-159.
- Pereira, E., Peixoto, I., Viana, A., Oliveira, I., Gonzalez, B., Buono, V., & Bahia, M. (2012). Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary Endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, 45(5), 469-474.
- Pereira, E. S., Gomes, R. O., Leroy, A. M., Singh, R., Peters, O. A., Bahia, M. G., & Buono, V. T. (2013). Mechanical behavior of M-Wire and conventional NiTi wire used to manufacture rotary Endodontic instruments. *Dental Materials*, 29(12), e318-e324.
- Pereira, E. S., Singh, R., Arias, A., & Peters, O. A. (2013). In vitro assessment of torque and force generated by novel ProTaper Next Instruments during simulated canal preparation. *Journal of Endodontics*, 39(12), 1615-1619.

- Pereira, É. S. J., Viana, A. C. D., Buono, V. T. L., Peters, O. A., & de Azevedo Bahia, M. G. (2015). Behavior of nickel-titanium instruments manufactured with different thermal treatments. *Journal of Endodontics*, 41(1), 67-71.
- Peters, O. A., & Barbakow, F. (2002). Dynamic torque and apical forces of ProFile. 04 rotary instruments during preparation of curved canals. *International Endodontic Journal*, 35(4), 379-389.
- Peters, O. A., Peters, C. I., Schonenberger, K., & Barbakow, F. (2003). ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *International Endodontic Journal*, 36(2), 93-99.
- Peters, O. A. (2004). Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *Journal of Endodontics*, 30(8), 559-567.
- Peters, O. A., Boessler, C., & Zehnder, M. (2005). Effect of liquid and paste-type lubricants on torque values during simulated rotary root canal instrumentation. *International Endodontic Journal*, 38(4), 223-229.
- Peters, O. A., Gluskin, A., Weiss, R., & Han, J. (2012). An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel–titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 45(11), 1027-1034.
- Peters, O. A., Morgental, R. D., Schulze, K., Paqué, F., Kopper, P. M. P., & Vier-Pelisser, F. V. (2014). Determining cutting efficiency of nickel-titanium coronal flaring instruments used in lateral action. *International Endodontic Journal*, 47(6), 505-513.
- Peters, O. A., Arias, A., & Choi, A. (2020). Mechanical properties of a novel nickel-titanium root canal instrument: stationary and dynamic tests. *Journal of Endodontics*, 46(7), 994-1001.
- Pinheiro, S., Alcalde, M., Vivacqua-Gomes, N., Bramante, C., Vivan, R., Duarte, M. A., & Vasconcelos, B. (2018). Evaluation of apical transportation and centring ability of five

- thermally treated NiTi rotary systems. *International Endodontic Journal*, 51(6), 705-713.
- Pirani, C., Iacono, F., Generali, L., Sassatelli, P., Nucci, C., Lusvarghi, L., Prati, C. (2016). HyFlex EDM: superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 49(5), 483-493.
- Plotino, G., Grande, N. M., Cordaro, M., Testarelli, L., & Gambarini, G. (2009). A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 35(11), 1469-1476.
- Plotino, G., Grande, N. M., Cotti, E., Testarelli, L., & Gambarini, G. (2014). Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of vortex nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics*, 40(9), 1451-1453.
- Plotino, G., Testarelli, L., Al-Sudani, D., Pongione, G., Grande, N. M., & Gambarini, G. (2014). Fatigue resistance of rotary instruments manufactured using different nickel–titanium alloys: a comparative study. *Odontology*, 102(1), 31-35.
- Plotino, G., Grande, N. M., Bellido, M. M., Testarelli, L., & Gambarini, G. (2017). Influence of temperature on cyclic fatigue resistance of ProTaper Gold and ProTaper Universal rotary files. *Journal of Endodontics*, 43(2), 200-202.
- Pompa, G., Gambarini, G., Pongione, G., Floridi, G., Di Carlo, F., De Luca, M., & Quaranta, M. (2000). *Cyclic fatigue testing of new and used NiTi rotary instruments*. Paper presented at the Journal OF Dental Research.
- Pongione, G., Pompa, G., Milana, V., Di Carlo, S., Giansiracusa, A., Nicolini, E., & De Angelis, F. (2012). Flexibility and resistance to cyclic fatigue of Endodontic instruments made with different nickel-titanium alloys: a comparative test. *Annali di Stomatologia*, 3(3-4), 119.

- Powers, J., Messersmith, M., Brantley, W., & Eliades, T. (2001). *Orthodontic Materials: scientific and clinical aspects*: Thieme.
- Pruett, J. P., Clement, D. J., & Carnes Jr, D. L. (1997). Cyclic fatigue testing of nickel-titanium Endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 23(2), 77-85.
- Ray, J. J., Kirkpatrick, T. C., & Rutledge, R. E. (2007). Cyclic fatigue of EndoSequence and K3 rotary files in a dynamic model. *Journal of Endodontics*, 33(12), 1469-1472.
- Reddy, P. J., Kumar, V. S., Aravind, K., & Kumar, H. T. (2014). Canal shaping with one shape file and twisted files: a comparative study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research: JCDR*, 8(12), ZF01.
- Reddy, S. A., & Hicks, M. L. (1998). Apical extrusion of debris using two hand and two rotary instrumentation techniques. *Journal of Endodontics*, 24(3), 180-183.
- Rejula, F., Christalin, R., Ahmed, W., Dinakaran, S., Gopinathan, A. S., & Babu, A. (2017). Measure and compare the Degree of Root Canal Transportation and Canal-centering ability of Twisted, ProTaper, and Conventional Stainless Steel K Files using Spiral Computed Tomography: An in vitro Study. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 18(6), 463-469.
- Roane, J. B., Sabala, C. L., & Duncanson Jr, M. G. (1985). The “balanced force” concept for instrumentation of curved canals. *Journal of Endodontics*, 11(5), 203-211.
- Roland, D. D., Andelin, W. E., Browning, D. F., Hsu, G.-H. R., & Torabinejad, M. (2002). The effect of preflaring on the rates of separation for 0.04 taper nickel titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 28(7), 543-545.
- Ruddle, C. (2001). The ProTaper Endodontic system: geometries, features, and guidelines for use. *Dentistry Today*, 20(10), 60-67.
- Ruddle, C. J. (2002). Cleaning and shaping the root canal system. *Pathways of the Pulp*.

- Ruddle, C. J., Machtou, P., & West, J. D. (2013). The shaping movement 5th generation technology. *Dental Today*, 32(4), 94.
- Saber, S., Nagy, M., & Schäfer, E. (2015). Comparative evaluation of the shaping ability of ProTaper Next, iRaC e and Hyflex CM rotary NiTi files in severely curved root canals. *International Endodontic Journal*, 48(2), 131-136.
- Sanghvi, Z., & Mistry, K. (2011). Design features of rotary instruments in Endodontics. *Journal Ahmedabad Dental Collegue Hospital*, 2(1), 6-11.
- Sattapan, B., Nervo, G. J., Palamara, J. E., & Messer, H. H. (2000). Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *Journal of Endodontics*, 26(3), 161-165.
- Sattapan, B., Palamara, J. E., & Messer, H. H. (2000). Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *Journal of Endodontics*, 26(3), 156-160.
- Schäfer, E., & Tepel, J. (2001). Relationship between design features of Endodontic instruments and their properties. Part 3. Resistance to bending and fracture. *Journal of Endodontics*, 27(4), 299-303.
- Schäfer, E., Diez, C., Hoppe, W., & Tepel, J. (2002). Roentgenographic investigation of frequency and degree of canal curvatures in human permanent teeth. *Journal of Endodontics*, 28(3), 211-216.
- Schäfer, E., & Lohmann, D. (2002). Efficiency of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile--Part 2. Cleaning effectiveness and instrumentation results in severely curved root canals of extracted teeth. *International Endodontic Journal*, 35(6), 514-521.
- Schäfer, E., Dzepina, A., & Danesh, G. (2003). Bending properties of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 96(6), 757-763.

- Schäfer, E., & Vlassis, M. (2004). Comparative investigation of two rotary nickel–titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *International Endodontic Journal*, 37(4), 239-248.
- Schäfer, E., & Oitzinger, M. (2008). Cutting efficiency of five different types of rotary nickel–titanium instruments. *Journal of Endodontics*, 34(2), 198-200.
- Schilder, H. (1974). Cleaning and shaping the root canal. *Dental Clinical North America*, 18, 269-296.
- Schrader, C., & Peters, O. A. (2005). Analysis of torque and force with differently tapered rotary Endodontic instruments in vitro. *Journal of Endodontics*, 31(2), 120-123.
- Shantiaee, Y., Dianat, O., Sharifi, F., Nahvi, G., & Ahari, G. K. (2014). The impact of three different canal lubricants on fracture, deformity and metal slivering of ProTaper rotary instruments. *Iranian Endodontic Journal*, 9(2), 127.
- Shen, Y., Cheung, G. S.-p., Bian, Z., & Peng, B. (2006). Comparison of defects in ProFile and ProTaper systems after clinical use. *Journal of Endodontics*, 32(1), 61-65.
- Shen, Y., Qian, W., Abtin, H., Gao, Y., & Haapasalo, M. (2011). Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 37(7), 997-1001.
- Shen, Y., Zhou, H.-m., Zheng, Y.-f., Campbell, L., Peng, B., & Haapasalo, M. (2011). Metallurgical characterization of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 37(11), 1566-1571.
- Shen, Y., Qian, W., Abtin, H., Gao, Y., & Haapasalo, M. (2012). Effect of environment on fatigue failure of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 38(3), 376-380.

- Shen, Y., Zhou, H.-m., Wang, Z., Campbell, L., Zheng, Y.-f., & Haapasalo, M. (2013). Phase transformation behavior and mechanical properties of thermomechanically treated K3XF nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics*, 39(7), 919-923.
- Shen, Y., Coil, J., Zhou, H., Zheng, Y., & Haapasalo, M. (2013). H y F lex nickel–titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties. *International Endodontic Journal*, 46(8), 720-729.
- Shen, Y., Zhou, H.-m., Zheng, Y.-f., Peng, B., & Haapasalo, M. (2013). Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics*, 39(2), 163-172.
- Short, J. A., Morgan, L. A., & Baumgartner, J. C. (1997). A comparison of canal centering ability of four instrumentation techniques. *Journal of Endodontics*, 23(8), 503-507.
- Silva, E. J. N. L., Muniz, B. L., Pires, F., Belladonna, F. G., Neves, A. A., Souza, E. M., & De-Deus, G. (2016). Comparison of canal transportation in simulated curved canals prepared with ProTaper Universal and ProTaper Gold systems. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 41(1), 1-5.
- Soares, R. G., Lopes, H. P., Elias, C. N., Viera, M. V., Vieira, V. T., de Paula, C. B., & Alves, F. R. (2017). Comparative study of the mechanical properties of instruments made of conventional, M-wire, R-phase, and controlled memory nickel-titanium alloys. *Endo—Endodontic Practice Today*, 11, 271-277.
- Son, J.-Y., Ha, J.-H., & Kim, Y.-K. (2010). Influence of root canal curvature on the screw-in effect of nickel-titanium rotary files in simulated resin root canal. *Journal of Korean Academy of Conservative Dentistry*, 35(5), 374-379.
- Sotokawa, T. (1988). An analysis of clinical breakage of root canal instruments. *Journal of Endodontics*, 14(2), 75-82.

- Stabholz, A., Rotstein, I., & Torabinejad, M. (1995). Effect of preflaring on tactile detection of the apical constriction. *Journal of Endodontics*, 21(2), 92-94.
- Sung, H.-J., Ha, J.-H., & Kim, S.-K. (2010). Influence of taper on the screw-in effect of nickel-titanium rotary files in simulated resin root canal. *Journal of Korean Academy of Conservative Dentistry*, 35(5), 380-386.
- Tabassum, S., Zafar, K., & Umer, F. (2019). Nickel-titanium rotary file systems: What's new? *European Endodontic Journal*, 4(3), 111.
- Taşdemir, T., Aydemir, H., Inan, U., & Ünal, O. (2005). Canal preparation with Hero 642 rotary Ni-Ti instruments compared with stainless steel hand K-file assessed using computed tomography. *International Endodontic Journal*, 38(6), 402-408.
- Testarelli, L., Plotino, G., Al-Sudani, D., Vincenzi, V., Giansiracusa, A., Grande, N. M., & Gambarini, G. (2011). Bending properties of a new nickel-titanium alloy with a lower percent by weight of nickel. *Journal of Endodontics*, 37(9), 1293-1295.
- Thompson, S., & Dummer, P. (1997a). Shaping ability of Lightspeed rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. *Journal of Endodontics*, 23(11), 698-702.
- Thompson, S., & Dummer, P. (1997b). Shaping ability of ProFile. 04 Taper Series 29 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. *International Endodontic Journal*, 30(1), 1-7.
- Thompson, S. (2000). An overview of nickel–titanium alloys used in Dentistry. *International Endodontic Journal*, 33(4), 297-310.
- Thu, M., Ebihara, A., Adel, S., & Okiji, T. (2021). Analysis of Torque and Force Induced by Rotary Nickel-Titanium Instruments during Root Canal Preparation: A Systematic Review. *Applied Sciences*, 11(7), 3079.

- Tokita, D., Ebihara, A., Nishijo, M., Miyara, K., & Okiji, T. (2017). Dynamic torque and vertical force analysis during nickel-titanium rotary root canal preparation with different modes of reciprocal rotation. *Journal of Endodontics*, 43(10), 1706-1710.
- Topçuoğlu, H. S., Topçuoğlu, G., Akti, A., & Düzgün, S. (2016). In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of ProTaper Next, HyFlex CM, OneShape, and ProTaper Universal instruments in a canal with a double curvature. *Journal of Endodontics*, 42(6), 969-971.
- Topçuoğlu, H., Düzgün, S., Akti, A., & Topçuoğlu, G. (2017). Laboratory comparison of cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold, Reciproc and WaveOne files in canals with a double curvature. *International Endodontic Journal*, 50(7), 713-717.
- Topçuoğlu, H. S., & Topçuoğlu, G. (2017). Cyclic fatigue resistance of Reciproc Blue and Reciproc files in an S-shaped canal. *Journal of Endodontics*, 43(10), 1679-1682.
- Uygun, A., Kol, E., Topcu, M., Seckin, F., Ersoy, I., & Tanriver, M. (2016). Variations in cyclic fatigue resistance among ProTaper Gold, ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels. *International Endodontic Journal*, 49(5), 494-499.
- Varela-Patiño, P., Ibañez-Párraga, A., Rivas-Mundiña, B., Cantatore, G., Otero, X. L., & Martin-Biedma, B. (2010). Alternating versus continuous rotation: a comparative study of the effect on instrument life. *Journal of Endodontics*, 36(1), 157-159.
- Vasconcelos, R., Arias, A., & Peters, O. A. (2018). Lateral and axial cutting efficiency of instruments manufactured with conventional nickel-titanium and novel gold metallurgy. *International Endodontic Journal*, 51(5), 577-583.
- Venino, P. M., Citterio, C. L., Pellegatta, A., Ciccarelli, M., & Maddalone, M. (2017). A micro-computed tomography evaluation of the shaping ability of two nickel-titanium instruments, HyFlex EDM and ProTaper next. *Journal of Endodontics*, 43(4), 628-632.

- Versluis, A., Kim, H.-C., Lee, W., Kim, B.-M., & Lee, C.-J. (2012). Flexural stiffness and stresses in nickel-titanium rotary files for various pitch and cross-sectional geometries. *Journal of Endodontics*, 38(10), 1399-1403.
- Viana, A. C. D., de Melo, M. C. C., de Azevedo Bahia, M. G., & Buono, V. T. L. (2010). Relationship between flexibility and physical, chemical, and geometric characteristics of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 110(4), 527-533.
- Walia, H., Brantley, W. A., & Gerstein, H. (1988). An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *Journal of Endodontics*, 14(7), 346-351.
- Weine, F. (2004). *Endodontic Therapy*-Mosby: Elsevier, St. Louis, Missouri.
- Wycoff, R. C., & Berzins, D. W. (2012). An in vitro comparison of torsional stress properties of three different rotary nickel-titanium files with a similar cross-sectional design. *Journal of Endodontics*, 38(8), 1118-1120.
- Yared, G., Dagher, F. B., & Machtou, P. (1999). Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. *International Endodontic Journal*, 32(2), 115-119.
- Yared, G., Bou Dagher, F., & Machtou, P. (2001). Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on ProFile failures. *International Endodontic Journal*, 34(1), 47-53.
- Yared, G., Bou Dagher, F., Machtou, P., & Kulkarni, G. (2002). Influence of rotational speed, torque and operator proficiency on failure of Greater Taper files. *International Endodontic Journal*, 35(1), 7-12.
- Yared, G. (2004). In vitro study of the torsional properties of new and used ProFile nickel titanium rotary files. *Journal of Endodontics*, 30(6), 410-412.
- Yared, G. (2008). Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *International Endodontic Journal*, 41(4), 339-344.

- Ye, J., & Gao, Y. (2012). Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for Endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *Journal of Endodontics*, 38(1), 105-107.
- Yılmaz, K., Özyürek, T., & Gülşah, U. (2019). Comparision of cyclic fatigue resistance of one curve, hyflex EDM, WaveOne gold and reciproc blue nickel-titanium rotary files at intra-canal temperature. *Cumhuriyet Dental Journal*, 22(1), 42-47.
- Young, G., Parashos, P., & Messer, H. (2007). The principles of techniques for cleaning root canals. *Australian Dental Journal*, 52, S52-S63.
- Yum, J., Cheung, G. S.-P., Park, J.-K., Hur, B., & Kim, H.-C. (2011). Torsional strength and toughness of nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics*, 37(3), 382-386.
- Zheng, Y. F., Li, C., Huang, C., & Zhao, L. C. (2005). *Torsion property and cyclic fatigue fracture behavior of nickel-titanium Endodontic instruments*. Paper presented at the Key Engineering Materials.
- Zhou, H.-m., Shen, Y., Zheng, W., Li, L., Zheng, Y.-f., & Haapasalo, M. (2012). Mechanical properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary Endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 38(11), 1535-1540.
- Zmener, O., & Banegas, G. (1996). Comparison of three instrumentation techniques in the preparation of simulated curved root canals. *International Endodontic Journal*, 29(5), 315-319.
- Zubizarreta-Macho, Á., Mena Álvarez, J., Albaladejo Martínez, A., Segura-Egea, J. J., Caviedes Brucheli, J., Agustín-Panadero, R., Alonso-Ezpeleta, Ó. (2020). Influence of the Pecking Motion Frequency on the Cyclic Fatigue Resistance of Endodontic Rotary Files. *Journal of Clinical Medicine*, 9(1), 45.

- Zuolo, M. L., & Walton, R. E. (1997). Instrument deterioration with usage: nickel-titanium versus stainless steel. *Quintessence International*, 28(6).
- Zupanc, J., Vahdat-Pajouh, N., & Schäfer, E. (2018). New thermomechanically treated NiTi alloys—a review. *International Endodontic Journal*, 51(10), 1088-1103.



ÖZGEÇMİŞ

İlkokul öğrenimimi Cumhuriyet İlköğretim Okulu'nda, ortaokul öğrenimimi Vakıfbank Namık Kemal Okulu'nda tamamladım. Daha sonra Tokat Anadolu Lisesi'nde lise eğitimimi tamamladım. 2012 yılında Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde eğitime başladım ve 2017 yılında mezun oldum.

2018 Mayıs ayında Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimime başladım. Halen aynı bölümde araştırma görevlisi olarak çalışmaya devam etmekteyim.