



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PEDODONTİ ANABİLİM DALI

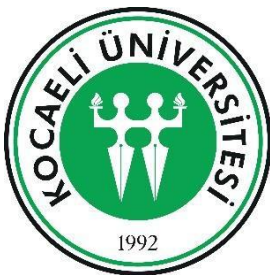
**TAM TUR DÖNEN VE RESİPROKASYON HAREKETİ İLE
ÇALIŞAN NİKEL TİTANYUM DÖNER EĞELERİN
DÖNGÜSEL YORGUNLUĞUNA KULLANICI
TECRÜBESİNİN ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

HANDE ÖZYÜREK

UZMANLIK TEZİ

Doç. Dr. MESUT ELBAY

KOCAELİ-2021



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PEDODONTİ ANABİLİM DALI

**TAM TUR DÖNEN VE RESİPROKASYON HAREKETİ İLE
ÇALIŞAN NİKEL TİTANYUM DÖNER EĞELERİN
DÖNGÜSEL YORGUNLUĞUNA KULLANICI
TECRÜBESİNİN ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

HANDE ÖZYÜREK

UZMANLIK TEZİ

Doç. Dr. MESUT ELBAY

Bu araştırma, Kocaeli Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 2020/2257 proje numarası ile desteklenmiştir.

KOCAELİ-2021

ONAY

Bu tez Uzmanlık Tezi Standartlarına uygun bulunmuştur.

Doç. Dr. Ülkü ŞERMET ELBAY

Pedodonti Anabilim Dalı Başkanı

.....

Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı Uzmanlık öğrencisi Hande ÖZYÜREK' in hazırladığı “Tam Tur Dönen ve Resiprokasyon Hareketi ile Çalışan Nikel Titanyum Döner Eğe Sistemlerinin Döngüsel Yorgunluğuna Kullanıcı Tecrübesinin Etkisi” başlıklı tez, KOÜ Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca, kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek oybirliği/oy çokluğu ile Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman Doç. Dr. Mesut ELBAY

Uzmanlık Sınavı Jüri Üyeleri

Doç. Dr. Mesut ELBAY

Doç. Dr. Mustafa Aydın BELGE

Doç. Dr. Ülkü ŞERMET ELBAY

Tarih: 17.05.2021

Bu tez KOÜ Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulu'nun 28.04.2021 tarih ve 20 sayılı kararıyla onaylanmıştır.

Prof. Dr. Haluk Emre ÖZEL

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

ÖZET

Tam Tur Döner ve Resiprokasyon Hareketi ile Çalışan Nikel-Titanyum Döner Eğe Sistemlerinin Döngüsel Yorgunluğuna Kullanıcı Tecrübesinin Etkisinin Araştırılması

Bu tez çalışmasının amacı; kök kanal tedavisi için kullanılan T-endo MUST (Dentac, İstanbul, Türkiye) resiprokasyon nikel-titanyum eğeleri ile AF Baby File (Fanta Dental Materials Co., Şanghay, Çin) tam tur yapan nikel-titanyum eğelerinin döngüsel yorgunluklarına kullanıcı tecrübesinin etkisinin değerlendirilmesidir.

Çalışmamızda, insan dişlerini taklit eden kök ve kanal sistemine sahip toplamda 60 adet yapay rezin diş (VDW, Münih, Almanya), 40 adet resiprokasyon yapan 21 mm T-endo MUST M25 (25/.06), 40 adet tam tur rotasyon yapan 16 mm uzunluğunda AF Baby File 20/.04 ve 40 adet 16 mm uzunluğunda AF Baby File 25/.04 NiTi eğe sistemi kullanılmıştır. Klinik tecrübelerine göre 3 farklı kullanıcı çalışmamıza dahil edilmiş olup, kontrol grubuyla beraber toplam 4 deney grubu oluşturulmuştur. Her grupta bulunan toplam 20 adet yapay rezin diş T-endo MUST ve AF Baby File eğeleri kullanılarak şekillendirilmiştir. Şekillendirilme işlemi; birinci grupta en az 10 yıllık klinik tecrübeye sahip klinisyen tarafından, ikinci grupta 2 yıllık klinik tecrübeye sahip klinisyen tarafından, üçüncü grupta ise herhangi bir tecrübeye sahip olmayan klinisyen tarafından yapılmıştır. Dördüncü grup ise kontrol grubu olarak belirlenmiştir.

Şekillendirmede kullanılan eğeler dinamik döngüsel yorgunluk testine tabi tutulmuş ve elde edilen veriler istatistiksel olarak analiz edilmiştir. Kırık tiplerinin belirlenmesi için, kırık parçaların, taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanılarak görüntüleri alınıp incelenmiştir. Kırık parçanın uzunluğu ve eğelerin kırılana kadar yaptığı tur sayısı, verilerinin normal dağılıp dağılmadığının anlaşılabilmesi için ilk önce Shapiro-Wilk testine tabi tutulmuştur. Eğelerin kırılana kadar yaptığı tur sayılarının normal dağılmadığı belirlenmiştir. Bu nedenden dolayı parametrik olmayan test grubundan Kruskal-Wallis testi ile her iki eğe türünde de kullanıcı grupları ve kontrol gruplarından elde edilen tur sayıları arasındaki fark istatistiksel olarak belirlenmiştir. Tüm işlemler %95 güven

aralığında ve IBM-SPSS 21.0 (IBM SPSS, Chicago, IL, ABD) programı kullanılarak yapılmıştır.

Sonuç olarak; tecrübe düzeyine göre ayrılan gruplarda, T-endo MUST ve AF Baby File eğerlerinin yaptıkları tur sayıları tecrübe düzeyine göre anlamlı derecede bir fark göstermezken ($P > 0,05$), kontrol grubuna göre anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($P < 0,05$). Kırık parça uzunlukları arasında tecrübe gruplarına göre anlamlı bir fark bulunmamıştır ($P > 0,05$). T-endo MUST eğerleri ile şekillendirme yapmak için gerekli toplam süre AF Baby File eğerlerine göre anlamlı derecede düşük bulunurken ($P < 0,05$), tecrübe düzeyine göre karşılaştırıldığında farkın anlamlı olmadığı ($P > 0,05$) bulunmuştur.

Çalışmamızın sınırları dahilinde, kullanıcı tecrübe düzeyinin resiprokal ve tam tur yapan rotasyonel nikel titanyum eğerlerin döngüsel yorgunluk dirençlerine etki etmediği bulunmuştur.

Anahtar Sözcükler: nikel-titanyum, döner ege sistemleri, dinamik döngüsel yorgunluk, kullanıcı tecrübesi

ABSTRACT

Comparison of the Effect of Operator Experience on Cyclic Fatigue Resistance of Reciprocating and Rotating Nickel-Titanium Rotary File Systems

The present thesis aims to compare the cyclic fatigue resistance of T-endo MUST (Dentac, İstanbul, Turkey) reciprocation nickel-titanium files and AF Baby File (Fanta Dental Materials Co., Shanghai, China) rotary nickel-titanium files after preparation of artificial resin root canals by different level of an experienced operator.

A total of 60 artificial resin teeth (VDW, Munich, Germany) imitating human teeth with the root canal system, 40 reciprocating 21 mm T-endo MUST M25 (25/.06), 40 rotating 16 mm long AF Baby File 20/.04, and 40 16 mm long AF Baby File 25/.04 NiTi file systems were used. According to their clinical experience level, three different operators were included in our study, and a total of 4 experimental groups were formed together with the control group. A total of 20 artificial resin teeth in each group were shaped using T-endo MUST and AF Baby file files. Root canal preparation was performed by a clinician with at least 10 years of clinical experience in the first group, by a clinician with 2 years of clinical experience in the second group, and by a clinician with no experience in the third group. The fourth group was determined as the control group.

The files used in preparation were subjected to a dynamic cyclic fatigue test, and the data obtained were analyzed statistically. To determine the fracture types, images of the fractured parts were taken and examined using a scanning electron microscope (SEM). The length of the fractured fragment and the number of cycles to failures was first subjected to the Shapiro-Wilk test to determine whether the data were normally distributed. It was determined that the number of cycles to failures did not usually distribute. For this reason, the both data was statistically analyzed using the Kruskal-Wallis test from the non-parametric test group. All statistical analyses were performed at a 95% confidence level using IBM-SPSS 21.0 (IBM SPSS, Chicago, IL, USA) program.

The number of cycles to failures of T-endo MUST and AF Baby File files did not show a significant difference according to the experience level ($P > 0.05$). However, the number of cycles to failures of experiment groups were significantly lower than the control group ($P < 0.05$). There was no significant difference between the length of the fractured fragments according to the experience groups ($P > 0.05$). In contrast, the total time required for preparation with T-endo MUST files was found to be significantly lower than the AF Baby File files ($P < 0.05$), it was found that the difference was not significant ($P > 0.05$) when compared with the experience level.

In conclusion, within the limitation of the present study the, the experience level of the operator did not affect the cyclic fatigue resistance of the reciprocating and rotating nickel-titanium files.

Keywords: nickel-titanium, rotary file systems, dynamic cyclic fatigue, operator experience

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve tecrübesiyle bana her zaman yol gösterip destekleyen, tezimin her aşamasında büyük özveri ile yardımını esirgemeyen, asistanlık hayatım boyunca ve bundan sonraki mesleki hayatımda öğrencisi olmaktan daima gurur duyacağım çok sevdiğim saygıdeğer hocalarım Doç. Dr. Mesut Elbay ve Doç. Dr. Ülkü Şermet Elbay' a,

Uzmanlık tezime önemli katkı sağlayan saygıdeğer hocam Doç. Dr. Mustafa Aydın BELGE' ye,

Bu süreçte danıştığım her konuda bilgi ve tecrübeleriyle bana yardım eden saygıdeğer hocalarım Doç. Dr. Fatih Coşkunes ve Doç. Dr. E. Alper Sinanoğlu' na,

Pedodonti bölümünde beraber çalıştığım, her daim sevgi ve saygısını hissettiğim, her konuda bana destek olan asistan arkadaşım Berkehan Aykanat ve bölümdeki tüm çalışma arkadaşlarıma,

Desteklerini her zaman arkamda hissettiğim, karşılıksız sevgi ve fedakârlıklar ile beni bugünlere getiren, dualarını hiçbir zaman eksik etmeyen başta annem olmak üzere bütün aileme,

Projemizi desteklediği için Kocaeli Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü' ne,

Her zaman yanımda olduğunu hissettiğim eşim Doç. Dr. Taha Özyürek ve biricik kızım Gupse' me,

En içten teşekkürlerimi sunarım.

Arş. Gör. Dt. Hande ÖZYÜREK

ORİJİNALLIK BİLDİRİMİ

Kocaeli Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne,

Bilim Uzmanlığı tezi olarak hazırlayıp sunduğum “Tam Tur Dönen ve Resiprokasyon Hareketi ile Çalışan Nikel Titanyum Döner Eğelerin Döngüsel Yorgunluğuna Kullanıcı Tecrübesinin Etkisinin Araştırılması” başlıklı tezimde başka kaynaklardan yararlanılarak kullanılan yazı, bilgi, şekil, tablo ve diğer malzemeler kaynakları gösterilerek verilmiştir. Tezimde yer alan deneysel çalışmalar/araştırmalar bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yapılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir.

Yukarıda belirtilen hususlar bir intihal programı (Turnitin vb.) kullanılarak test edilmiş olup, doğruluğunu beyan ederim.

17 / 05 / 2021

Hande ÖZYÜREK



İÇİNDEKİLER

ÖZET	v
ABSTRACT	vii
TEŞEKKÜR	ix
ORJİNALLİK BİLDİRİMİ	x
İÇİNDEKİLER	xii
SİMGELER ve KISALTMALAR	xv
ŞEKİLLER	xvi
TABLolar	xvii
1. GİRİŞ	1
1.1. Kök Kanallarının Şekillendirilmesi	1
1.2. Kök Kanal Şekillendirme Yöntemleri	2
1.2.1. Saat Kurma Hareketi	2
1.2.2. Reaming (Kazıma) Hareketi	2
1.2.3. Filing (Eğeleme) Hareketi	2
1.2.4. Çevresel Eğeleme	3
1.2.5. Standardize Şekillendirme	3
1.2.6. Step-back Tekniği	3
1.2.7. Step-down Tekniği	4
1.2.8. Pasif Step-back Tekniği	4
1.2.9. Anti-kurvatür Eğeleme	4
1.2.10. Balanced Force Tekniği	5
1.3. Kök Kanallarının Şekillendirilmesinde Kullanılan Aletler	5
1.3.1. Paslanmaz Çelik El Eğeleri	5
1.3.1.1. Reamerlar	7
1.3.1.2. K-Tipi Eğeler	7
1.3.1.3. Hedström Eğeler	7
1.3.2. Nikel Titanyum Döner Ege Sistemleri	8
1.3.2.1. Nikel Titanyum Alaşımının Özellikleri	8
1.3.2.2. Nikel Titanyum Ege Sistemlerinin Sınıflandırılması	11
1.3.2.2.1. Birinci Nesil Nikel Titanyum Döner Eğeler	11
1.3.2.2.2. İkinci Nesil Nikel Titanyum Döner Eğeler	12
1.3.2.2.3. Üçüncü Nesil Nikel Titanyum Döner Eğeler	12
1.3.2.2.4. Dördüncü Nesil Nikel Titanyum Döner Eğeler	13
1.3.2.2.5. Beşinci Nesil Nikel Titanyum Döner Eğeler	14
1.3.3. Çalışmamızda Kullanılan Nikel Titanyum Döner Ege Sistemleri	15

1.3.3.1. T-Endo MUST Resiprokasyon Eğe Sistemi	15
1.3.3.2. AF Baby File Döner Eğe Sistemi	17
1.4. NiTi Eğelerde Oluşan Kırılmalar	17
1.4.1. NiTi Eğelerde Kırılmaya Neden Olan Faktörler	19
1.4.1.1. Eğelerin Tasarımı	19
1.4.1.2. şekillendirme Tekniği	19
1.4.1.3. Eğelerin Kullanım Hızı	21
1.4.1.4. Temizleme ve Sterilizasyon İşlemleri	21
1.4.1.5. Üretim İşlemleri	22
1.4.1.6. Kullanım Sayısı	23
1.4.1.7. Kök Kanal Konfigürasyonu	23
1.5. NiTi Eğelerin Kırılmaya Karşı Dirençlerini Ölçme Yöntemleri	24
1.5.1. Torsiyonel Yorgunluk Testi	24
1.5.2. Döngüsel Yorgunluk Testi	24
1.5.2.1. Eğri Metal ve Cam Tüp Düzeneği	25
1.5.2.2. Oluklu Blok Düzeneği	26
1.5.2.3. Eğimlendirilmiş Düzleme Karşı Çevirme Düzeneği	27
1.5.2.4. Döner Bir Eğeyi Üç Noktada Eğen Düzenek	28
1.5.2.5. Metal Yapay Kanal Kullanan Düzenekler	28
2. AMAÇ	31
3. YÖNTEM	33
3.1. Örnek Büyüklüğünün Hesaplanması	33
3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması	33
3.3. Yapay Rezin Dişlerin şekillendirilme İşlemleri	38
3.3.1. T-endo MUST NiTi Eğeleri ile Yapay Rezin Dişlerin şekillendirilmesi	39
3.3.2. AF Baby File NiTi Eğeleri ile Yapay Rezin Dişlerin şekillendirilmesi	40
3.4. Dinamik Döngüsel Yorgunluk Testi	41
3.4.1. Dinamik Yorgunluk Testi için NiTi Eğelerin Hazırlanması	41
3.4.2. Dinamik Yorgunluk Test Düzeneği	41
5.4.2.1. Test Düzeneğinde Kullanılan Yapay Kanalların Yapısı	42
3.4.2.2. Test Düzeneğinde Kullanılan Yazılım	43
5.4.2.3. Test Düzeneğinde Kullanılan Isı Ayarlı Fırın	44
3.4.3. Dinamik Döngüsel Yorgunluk Testinin Yapılışı	45
3.5. Taramalı Elektron Mikroskop Analizi	46
3.6. İstatistiksel Analiz	47
4. BULGULAR	49
5. TARTIşMA	57

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

69

7. KAYNAKLAR

70

8. ÖZGEÇMİŞ

Hata! Yer işareti tanımlanmamış.

EKLER

Hata! Yer işareti tanımlanmamış.



SİMGELER ve KISALTMALAR

ABF : AF Baby File
ANSI : Amerikan Ulusal Standartlar Enstitüsü
CM : Controlled Memory
CW : Clockwise
CWW : Counter Clockwise
dk : Dakika
G : Gauge
H-tipi : Hedström Tipi
IAF : Initial Apical File
ISO : Uluslararası Standart Teşkilatı
kg : Kilogram
LS : LightSpeed
MAF : Master Apical File
ml : Mililitre
mm : Milimetre
MR : Martensite Reorientation
Ncm : Newton Santimetre
NiTi : Nikel Titanyum
rpm : Revolution Per Minute
s : Saniye
SEM : Taramalı Elektron Mikroskobu
SIM : Stress Induced Martensite
TF : Twisted File
TEM : T-endo MUST

ŞEKİLLER

Şekil 1. NiTi faz dönüşümü (<i>Thompson, 2000</i>)	9
Şekil 2. NiTi alaşımın stres-gerinim grafiği	10
Şekil 3. LightSpeed kök kanal aletinin kesmeyen bir ucu ve kısa bir bıçağı vardır. Şaft düz çok esnektir. Uzunluk ölçme halkaları şaft üzerindedir.	12
Şekil 4. Nikel titanyum eğelerin “off-centered” tasarımına bir örnek.	15
Şekil 5. T-endo MUST M25 (25/.06) tek ege resiprokasyon NiTi egesinin görünümü.	16
Şekil 6. AF Baby File 25/.04 NiTi döner egesinin görünümü.	17
Şekil 7. Eğri metal tüpün şematik görünümü (<i>Plotino et al., 2009</i>).	26
Şekil 8. Oluklu 2 parçalı bloktan oluşan test düzeneği (A. Kanal egesinin düzenek içindeki görünümü; B. Kanal egesinin takip ettiği oluklu kanalın görüntüsü) (<i>Haikel et al., 1999</i>).	27
Şekil 9. Eğimlendirilmiş düzleme karşı çevirme düzeneği, metal yüzeyin üzerine açılmış oluk, egeenin test sırasında aynı yolu izlemesini sağlamaktadır (<i>Li et al., 2002</i>).	28
Şekil 10. Dönen bir kanal egesini 3 pin ile eğerek istenilen yörüngeyi takip etmesini sağlayan düzeneğin şematik görünümü (<i>Zinelis et al., 2007</i>).	28
Şekil 11. Larsen ve ark. (<i>Larsen et al., 2009</i>) kullandıkları paslanmaz çelikten yapılmış metal yapay kanal düzeneği.	29
Şekil 12. Test edilecek kök kanal egesinin apikal çap ve konisite değerine uygun olarak hazırlanmış metal yapay kanallar (<i>Plotino et al., 2009</i>)	30
Şekil 13. Çalışmada kullanılan yapay rezin dişlerin farklı açılardan görünümü.	34
Şekil 14. Çalışmada kullanılan yapay rezin dişlerin oklüzal yüzeyinde oluşturulan referans noktaları.	34
Şekil 15. Çalışmamızda kullanılan stereo mikroskobun görünümü.	36
Şekil 16. Çalışmamızda oluşturulan grupların şematik görünümü.	37
Şekil 17. Çalışmamızda dişleri sabitlemek için kullanılan mengene düzeneği.	38
Şekil 18. Çalışmamızda kullanılan nikel titanyum eğelerin görüntüsü.	40
Şekil 19. Çalışmamızda kullanılan VDW Silver Reciproc cihazı.	42
Şekil 20. Çalışmamızda kullanılan paslanmaz çelik yapay kanal içinde T-endo MUST egesinin görünümü.	43
Şekil 21. Çalışmamızda kullanılan paslanmaz çelik kanalın görüntüsü.	43
Şekil 22. Çalışmamızda kullanılan döngüsel yorgunluk cihazının LCD ekranı.	44
Şekil 23. Çalışmamızda kullanılan vücut ısısını taklit etmeyi sağlayan fırın.	44
Şekil 25. Çalışmamızda kullandığımız taramalı elektron mikroskobu.	47
Şekil 26. Test edilen T-endo MUST eğelerinin kırık yüzeylerinden alınan taramalı elektron mikroskop görüntüsü.	53
Şekil 27. Test edilen T-endo MUST eğelerinin kırık yüzeylerinden alınan taramalı elektron mikroskop görüntüsü.	54
Şekil 28. Test edilen AF Baby File eğelerinin kırık yüzeylerinden alınan taramalı elektron mikroskop görüntüsü.	55
Şekil 29. Test edilen AF Baby File eğelerinin kırık yüzeylerinden alınan taramalı elektron mikroskop görüntüsü.	56

TABLÖLAR

Tablo 1. Çalışmada kullanılan yapay rezin dişlerin kök kanal boyları (mm) verilmiştir. ..	35
Tablo 2. Test edilen eğelerin kırılıncaya kadar yaptıkları tur sayılarının ortalama ve standart sapma değerleri.	50
Tablo 3. Deneylerin yapılması için geçen toplam sürenin (s) ortalama ve standart sapma değerlerinin tecrübe gruplarına göre dağılımı.	51
Tablo 4. Test edilen eğelerin kırık parça uzunluklarının (mm) ortalama ve standart sapma değerleri.	52



1. GİRİŞ

1.1. Kök Kanallarının Şekillendirilmesi

Endodontik tedavinin amacı, enfekte pulpa dokusunun tamamen temizlenmesi ve apikalde tam bir tıkama sağlanacak şekilde kök kanallarının hermetik olarak doldurulmasıdır (Cohen, 1998; Ingle et al., 2008). Kök kanal tedavisinin başarısı, kök kanallarının apikal foramene kadar şekillendirilip temizlenmesine, üç boyutlu olarak doldurulmasına ve sızdırmaz bir koronal restorasyon yapılmasına bağlıdır (Carrotte, 2004b; Glickman & Gutmann, 1992).

Kök kanal şekillendirilmesinin birinci amacı periradiküler hastalığın önlenmesi veya var olan hastalığın aşağıda belirtilen kriterlere dikkat edilerek iyileşmesini teşvik etmektir:

- 1) Kök kanal sistemindeki tüm vital ve nekrotik doku artıklarının uzaklaştırılması.
- 2) Yıkama solüsyonları ve medikamanlar için yeterli alan yaratılması.
- 3) Apikal kanal anatomisinin bütünlüğünün ve yerinin korunması.
- 4) Kanal sisteminde ve kök yapısında iyatrojenik hasardan kaçınılması.
- 5) Kök kanal dolgusunun kolaylaştırılması.
- 6) Periradiküler dokuların daha fazla tahriş ve/veya enfeksiyonundan kaçınılması.
- 7) Sağlam kök dentininin korunması.

Kök kanal şekillendirilmesinin ikinci amacı ise, apikal foramen en dar yeri olacak şekilde, kuran yönüne doğru gittikçe genişleyen konik bir kanal şekli elde etmek, bu sayede kanal dolgu maddesinin uygun formda kanala yerleştirilmesi ve üç boyutlu doldurma işleminin gerçekleştirilmesidir (Schilder, 1974).

1.2. Kök Kanal Şekillendirme Yöntemleri

1.2.1. Saat Kurma Hareketi

Saat kurma hareketi eğelerin saat yönüne (CW) ve saat yönünün tersine (CCW) döndürülmesiyle kök kanallarının açıklığının doğrulanması amacıyla kullanılır. Apikal foramene ilk ulaşan ve hafifçe sıkışan eğe “initial apical file (IAF)” olarak adlandırılır. Saat kurma hareketi hafif apikal basınç ile uygulanır (Torabinejad et al., 2020).

1.2.2. Reaming (Kazıma) Hareketi

Reaming (kazıma) hareketi eğenin saat yönüne doğru dentin kesmesi için yapılan bir harekettir. Genellikle ilk olarak eğe sıkışana kadar kanal içerisine yerleştirilir ve daha sonra 180° ile 360° arasında saat yönünde döndürülmesi kanalın genişletilmesi gerçekleştirilir (Torabinejad et al., 2020).

1.2.3. Filing (Eğeleme) Hareketi

Filing hareketinde eğe sıkışana kadar kanala yerleştirilir ve lateral yönde kanal dentinine kuvvet uygulanarak eğe koronal yönde çekilir ve kök kanallarında bir kazıma işlemi yapılır. Bu tekniğin bir modifikasyonu “eyrek tur dndr ek” hareketidir. Bu harekette eğe aynı Şekilde kanala sıkışıncaya kadar yerleştirilir daha sonra 90° saat yönünde çevrilerek kanaldan dışarı çıkartılır. Filing hareketinin en büyük dezavantajı kurvatürlü kanallarda kanal düzleşmesine neden olmasıdır (Torabinejad et al., 2020).

1.2.4. Çevresel Eğeleme

Çevresel eğeleme hareketi geniş ve yuvarlak olmayan kanallarda kullanılır. Eğe kanala yerleştirildikten sonra filing hareketi ile mesial, distal, bukkal ve lingual yönde koronal yönde çekilir. Çevresel eğeleme hareketi kanalın apikal üçlüsünde efektif bir şekilde uygulanamaz (Paqué et al., 2010; Wu et al., 2003).

1.2.5. Standardize Şekillendirme

1961 yılından sonra kök kanal aletleri standart bir şekilde üreilmeye başlanmıştır ve diş hekimleri kök kanal şekillendirilmesini küçük çaplı eğelerle başlayarak büyük çaplı eğelere kadar ve her bir eğeyi kanal boyunca kullanarak şekillendirme yapmışlardır. Bu şekilde düzgün ve açılı bir kök kanal şekli elde edeceklerini düşünmüşlerdir. Ancak bu standardize teknikte çok küçük kurvatüre sahip kanallarda dahi kök kanal düzensizlikleri meydana gelmiştir (Weine et al., 1975).

1.2.6. Step-back Tekniği

Step-back tekniği kök kanal şekillendirmesinde oluşan hataları azaltmış ve kök kanal temizlenmesini kolaylaştırmıştır. Bu teknikte koranel genişletmeyi takiben ilk önce apikal foramen çapı IAF ile belirlenir. Daha sonra apikal foramenin çapı IAF çapının 3 boy büyük egesine kadar [master apical file (MAF)] şekillendirilerek apikal genişletme tamamlanır. Apikal genişletme sonrası, daha büyük çaptaki eğeler 0,5 ile 1 mm çalışma boyundan kısa olacak şekilde kanal yerleştirilir ve eğeleme yapılır. Bu sayede step-back tekniğinde hem şekillendirme hataları (basamak, dirsek, transpotasyon ve kanal düzleşmesi) en aza indirilmiş olur hem de açılı bir kanal şekli elde edilmiş olur (Walton, 1976).

1.2.7. Step-down Tekniği

Step-down tekniği koronalde bulunan engellerin (dentin üçgenleri, kalsifikasyonlar) aşılmasını ve koronal üçlüde daha fazla açılı bir şekillendirme yapılmasını sağlar. Bu teknikte endodontik giriş kavitesi açıldıktan sonra, giriş kavitesi irrigasyon solüsyonu ile doldurulur ve küçük çaplı bir el eğesi ile apikal foramene ulaşılır. Bu aşamada kök kanal boyu tespiti yapılabilir. Daha sonra koronal üçlü Gates-Glidden frezleri ile genişletilir. Kanala büyük çaplı bir el eğesi koyularak kanalda saat kurma hareketi ile genişletme yapılır. Eğe çapı küçültülerek apikal üçlüye kadar bu işlem tekrarlanır. Bu aşamada IAF belirlenir ve apikal genişletme step-back tekniğine uygun olarak yapılır. Step-down tekniği ilk olarak manuel el eğeleri için geliştirilmiş bir teknik olmasına rağmen, NiTi eğelerin piyasaya çıkmasıyla beraber, NiTi eğelerde de sıklıkla kullanılmaktadır (Morgan & Montgomery, 1984).

1.2.8. Pasif Step-back Tekniği

Pasif step-back tekniği, klasik step-back tekniğinin bir modifikasyonudur. Bu teknikte aynı klasik step-back tekniğinde olduğu gibi IAF belirlenir. Daha sonra kanala uygun büyüklüğe sahip eğe kanala pasif bir şekilde yerleştirilerek sıkışana kadar ilerletilir. Eğe yarım tur çevrilerek kanaldan çıkartılır. Bu işlem apikal foramenin genişletilmesi bitirilene kadar tekrarlanır. Bu tekniğin klasik step-back tekniğinden üstünlüğu, kök kanal temizliğinin artması ve küçük çaplı tıkanıkların daha kolay aşılabilmesidir (Torabinejad et al., 2020).

1.2.9. Anti-kurvatür Eğeleme

Anti-kurvatür eğeleme tekniği özellikle maksiller ve mandibular molar dişlerin mesial köklerinin şekillendirmesi için kullanılan bir yöntemdir. Bilindiği gibi maksiller ve mandibular molarların mesial köklerinde bulunan kanallar kök furkasyon bölgesine yakın olabilmektedir. Bu kanalların koronal bölgelerinin step-back ve step-down tekniklerinde Gates-Glidden frezleri ile genişletilmesi sırasında strip perforasyonlar oluşabilmektedir. Bu

nedenden dolayı bu kanallarda anti-kurvatür eğeleme tekniği kullanılır. Bu teknikte eğe kurvatürün aksi yönüne çalıştırılır ve strip perforasyonlardan kaçınılır (Torabinejad et al., 2020).

1.2.10. Balanced Force Tekniği

Balanced force tekniği en iyi manuel şekillendirme tekniği olarak bilinmektedir. Balanced force tekniğinde eğe kanal içinde sıkıştığı yere kadar ilerletilir daha sonra saat yönünde 180° döndürölür ve peşine saat yönü tersine apikal basınçla beraber en az 120° döndürölür. Bu sayede eğenin kesmesi ve kanalı genişletmesi sağlanır. Apikal basıncın derecesi küçük çaplı eğelerde az iken büyük çapa sahip eğelerde fazla olabilir. Bu hareketler dizisi çalışma boyuna ulaşılana kadar devam eder. Çalışma boyuna ulaşan eğe ile saat yönüne hareket sağlanarak eğe kanaldan çıkartılır. Bu şekilde kanaldaki debrıs dışarı atılmış olur (Peters et al., 2001; Siqueira Jr et al., 1997).

1.3. Kök Kanallarının şekillendirilmesinde Kullanılan Aletler

1.3.1. Paslanmaz elik El Eğeleri

Edward Maynard 1838’de bir saat zembereği bükerek ilk kanal aletini kullandığı bildirilen ilk diş hekimdir (Bellizzi & Cruse, 1980; Grossman, 1976). Eğeler kanalların genişletilmesinde en çok kullanılan aletlerdir. Yuvarlak, kare, üçgen, elips veya “U” şekilli imal edilmişlerdir. Tellerin burulması veya aşındırılması ile imal edilirler. Burulma ile oluşturulan spirallerin sıklığına göre reamer veya eğe olarak adlandırılır.

Eğeler kanalların genişletilmesinde en çok kullanılan aletlerdir. Yuvarlak, kare, üçgen, elips veya “U” şekilli imal edilmişlerdir. Tellerin burulması veya aşındırılması ile imal edilirler. Burulma ile oluşturulan spirallerin sıklığına göre reamer veya eğe olarak adlandırılır.

Kanal aletlerindeki modifikasyonlar; enine kesitteki değişimler, kesici bıçakların açı ve derinliğindeki farklılıklar veya enstrümanların en uç bölümündeki şekil değişikliği ile yapılmaktadır.

Günümüzde çoğunlukla kök kanal şekillendirmesi için kullanılan eğeler 0,02 taper açısına sahip paslanmaz çelik el aletleridir. Yani, bu eğelerin 16 mm'lik çalışan kısmı, uzunlukları boyunca her 1 mm'de 0,02 mm genişler (Elizabeth M, 2005). Böylece eğelerin son kesici kısmı (D16) ilk uç kısmından (D0) 0,32 mm daha geniş çapa sahip olur. El eğeleri renkli şekilde kodlanmıştır ve 21, 25 ve 31 mm uzunluklarda üretilmektedirler (Bergenholtz et al., 2013). Kök kanal şekillendirilmesi reamerlar, K-tipi ve H-tipi eğeler yardımıyla gerçekleştirilebilmektedir (Schäfer, 1997).

Paslanmaz çelik eğelerle yapılan kök kanal şekillendirmelerinde oluşabilecek problemler şunlardır (Ingle & Baumgartne, 2008):

- 1) Kök kanallarının şekillendirilmesinde çok fazla eğeye ihtiyaç duyulması, bunun sonucu olarak işlem zamanının artması.
- 2) Eğenin çapı arttıkça, esnekliğinin azalması nedeniyle, kanalda transportasyonların oluşması.
- 3) Gates-Glidden gibi geleneksel koronal genişletme frezlerinin kullanılması nedeniyle fazla miktarda dentin kaldırılmasıdır.

Paslanmaz çelik eğeler sert aletlerdir ve büyüklükleri arttıkça sertlikleri de artmaktadır. Eğeleme esnasında, özellikle eğri kanallarda, orijinal şekline dönme istekleri oldukça fazladır. Bu durumdan dolayı eğeleme esnasında kurvatürlü kanallarda kanal içi düzensizlik yapma olasılıkları oldukça yüksektir (Bergenholtz et al., 2013; Short et al., 1997). Genellikle kök kanallarında tıkanma, basamak, perforasyon gibi istenmeyen komplikasyonlara neden olmaktadır (Bergenholtz et al., 2013). Çalışmalarda paslanmaz çelik eğelerin, kök kanallarında nikel titanyum (NiTi) eğelerden daha fazla transportasyona neden oldukları gösterilmiştir (Gambarini, 2000; Gergi et al., 2010; Glosson et al., 1995).

1.3.1.1. Reamerlar

K-tipi eğe ve reamerlar kök kanallarını Şekillendirmede kullanılan en eski aletlerdir. (Carrotte, 2004a; Schfer, 1997) .Reamerlar 19. yüzyıldan beri pulpa kanalı iğeriklerinin alınması, kanal duvarlarının genişletilmesi ve düzleŐtirilmesi amacıyla kullanılmaktadır. Dönme hareketi le fonksiyon gördüklerinden eğri kanallarda kullanılmamalıdır. Enine kesiti kare ya da ğgen olan ęelik telin saat yönünün tersine bükülmesiyle elde edilirler (Carrotte, 2004a; Schfer, 1997).

Reamerlar, diğer aletlere kıyasla kesme etkinliği daha az olduğundan zamanla popülaritesini yitirmişlerdir (Bergenholtz et al., 2013). Reamerların kesici kenar açısı 10° ile 30° arasında deęiŐmektedir ve spiral sayısı K-tipi eğelere göre daha az sayıdadır. Kloroform veya ksilen ile yumuŐatılmış gutta-perkanın ęıkarılması için de kullanılmaktadır.

1.3.1.2. K-Tipi Eğeler

K-tipi eğeler ilk olarak 1915 yılında Kerr firması tarafından tasarlanmışlardır. Kerr sözcüğünün baş harfi eğeye adını vermiŐtir. K-tipi eğelerde kesici kenar açısı 25° ile 40° arasındadır. K-tipi eğeler de reamerler gibi rotasyon ve itme ęekme hareketiyle kullanılmak üzere dizayn edilmişlerdir (Schfer, 1997).

1.3.1.3. Hedström Eğeler

Hedström (H-tipi) eğeler, enine kesiti yuvarlak olan ęelik telin üzerinde ęentikler ağılarak üretilir. Eğenin kesici kenarları ile uzun ekseni arasındaki açı 60° ile 65° arasındadır. Bu açı da alete itme ve ęekme hareketinde kısmen agresif karakter kazandırır. Ancak H-tipi eğelerin bığak dizaynı, eğenin rotasyon hareketinde yapısal zayıflığına neden olmaktadır. Bunun nedeni yüzeyde oluşturulan derin ęentiklerin bükülme direncini belirleyen merkezdeki metal hacmini azaltmasıdır. H-tipi eğelerin kesme etkinliği K-tipi eğelerden daha iyidir, bu nedenle oval ya da eliptik kesitli kanallarda ęevresel eğeleme için

tercih edilmektedirler (Schäfer, 1997). Bu tip eğerlerde alet kırılmalarını engellemek için vidalanmaya neden olabilecek kuvvetlerden kaçınmak gerekir (Peters & Peters, 2006). H-tipi eğerler aynı zamanda kanal içerisinden güta perkanın uzaklaştırılmasında kullanılan etkili kanal aletlerindendir (Bergenholtz et al., 2013; Carrotte, 2004a).

1.3.2. Nikel Titanyum Döner Eğe Sistemleri

1.3.2.1. Nikel Titanyum Alaşımların Özellikleri

NiTi alaşımlar “NİTİNOL” olarak tanınırlar. NİTİNOL ismi, nikel elementinin ilk hecesi (Ni), titanyum elementinin ilk hecesi (Ti) ve keşfedildiği yer olan Naval Ordnance Laboratory'nin baş harflerinin (NOL) birleştirilmesiyle oluşturulmuştur (Buehler et al., 1963). Nitinol, 1960 yıllarının başında metalürji uzmanı W. F. Buehler ve arkadaşları tarafından deniz mühimmat laboratuvarında (Naval Ordnance Laboratory) tuza dayanıklı ve su geçirmez, manyetik olmayan bir alaşım olarak geliştirilmiştir. NİTİNOL alaşımındaki nikel ve titanyumun atom sayıları eşit olmakla beraber (1:1), alaşımın kütsel olarak %56'sı nikel, %44'ü titanyumdan oluşmaktadır (Buehler et al., 1963; Schäfer, 1997; Thompson, 2000). Walia ve ark. (Walia et al., 1988) ortodontik NİTİNOL teli, #15 numaralı kanal egesi olarak kullanmaya başlamış ve kök kanal tedavisinde büyük bir yenilik meydana getirmişlerdir. (Serene et al., 1995).

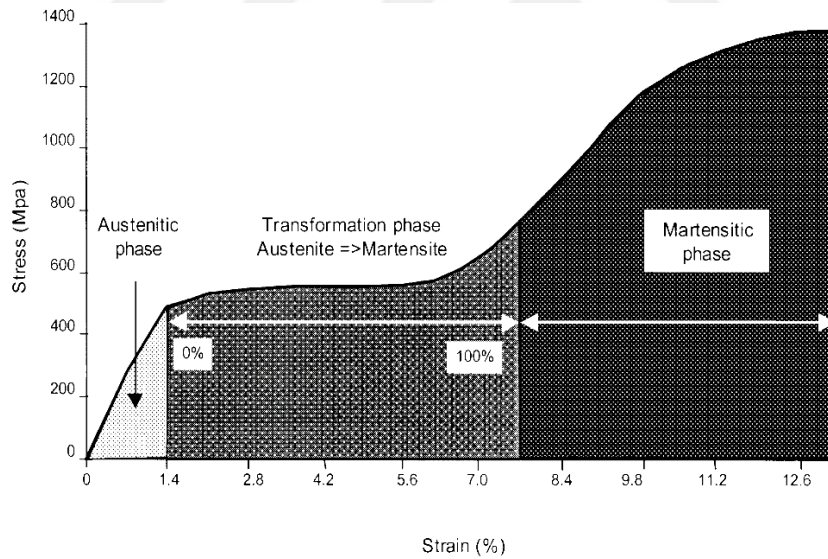
NiTi alaşımlar üç farklı moleküler kristal yapıda bulunmaktadır. Austenit fazda, NiTi alaşımın kristal yapısı kübik yapıdadır ve yüksek sıcaklıklarda, düşük stres değerlerinde bulunur. Martensit fazda ise NiTi kristalleri kompleks yapıdadır ve düşük sıcaklıklarda, yüksek stres değerlerinde bulunur. R faz ise eşkenar dörtgen yapısındaki ara fazdır. R fazı ısıtma sürecinde martensitten austenite ve soğutma sürecinde austenitten martensite geçişte oluşur (Ingle & Baumgartne, 2008).

Bu alaşımın şekil hafızası ve süper elastik özellikleri gösterebildiği bulunmuştur [28]. Süper elastiklik, metal alaşımın kalıcı deformasyon göstermeden uygulanan strese direnç gösterme (orijinal şekline geri dönebilme) yeteneği olarak tanımlanır. Şekil hafızası ise metal alaşımın ısı, elektromanyetik alan ve fiziksel kuvvetler gibi etkenler nedeniyle şekil değişimine uğramasına rağmen, etken ortadan kalkınca orijinal şekline geri dönebilme yeteneğidir. NiTi alaşımlar süper elastiklik özellikleri sayesinde %8'e kadar

gerilmelere geri dönüşsüz deformasyon (plastik) olmaksızın izin verebilirler. Paslanmaz çelik alaşımlarda ise bu oran yalnızca %1 değerindedir.

NiTi alaşımlar paslanmaz çelik alaşımlara göre biyolojik olarak daha uyumlu ve yüksek korozyon direncine sahiptir. NiTi alaşımların kök kanal şekillendirilmesinde kullanılmasının avantaj sağlayacağı (Andreasen & Morrow, 1978; Walia et al., 1988) ve özellikle eğimli kök kanallarının şekillendirilmesinde geleneksel paslanmaz çelik eğelerin meydana getirdiği kanal içi düzensizlikleri önleyebileceği düşünülmüştür (Schäfer, 1997).

NiTi alaşımların mekanik davranışları ve deformasyon mekanizması 3 tipte sınıflandırılmaktadır (Şekil 1). Bunlar; stresle uyarılan martensit transformasyon (SIM), martensit reoryantasyon (MR) ve plastik deformasyon safhalarıdır. NiTi alaşımların süperelastik özellikleri SIM aralığında ve şekil hafızası özellikleri ise MR aralığında görülmektedir (Zhou et al., 2013).



Şekil 1. NiTi faz dönüşümü (Thompson, 2000)

Eş atomlu NiTi alaşımının stres-gerinim grafiği 8 aşamadan oluşmaktadır (Şekil 2):

I, austenitin elastik deformasyon aşaması

II, austenitten R-fazına dönüşümle ilgili gerilme platosu

III, stresle indüklenen R-fazının elastik deformasyon aşaması (stres kaynaklı martensit, SIM)

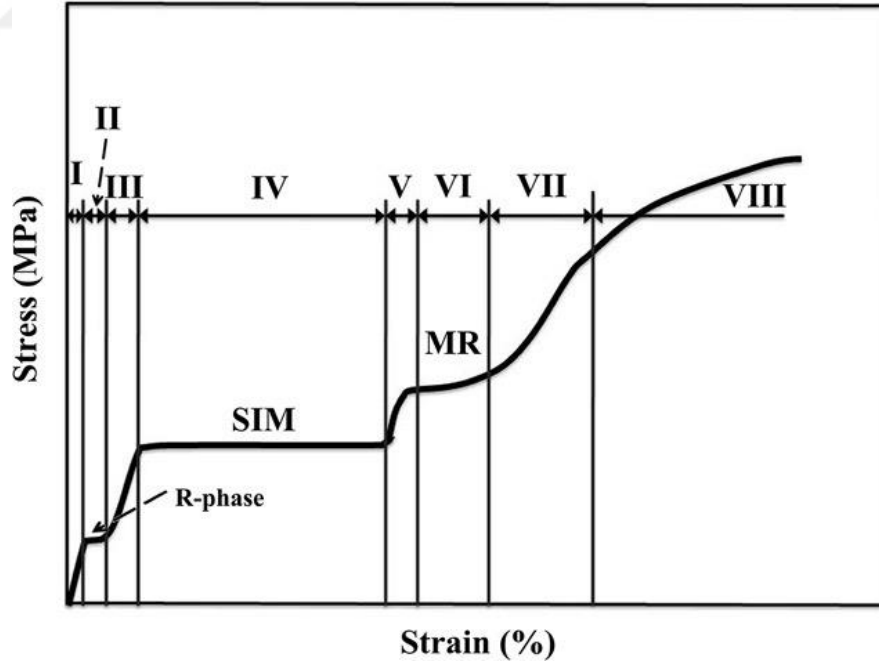
IV, SIM'in neden olduğu R-fazından martensite dönüşümle ilgili stres platosu

V, martensitin elastik deformasyon aşaması

VI, martensit yeniden oryantasyon (MR) aşaması

VII, yeniden yönlendirilmiş martensitin düzgün doğrusal olmayan deformasyon

aşaması VIII, yeniden yönlendirilmiş martensitin plastik deformasyon aşaması (Zhou et al., 2013).



Şekil 2. NiTi alaşımın stres-gerinim grafiği

1.3.2.2. Nikel Titanyum Eğe Sistemlerinin Sınıflandırılması

Geçmişten günümüze sürekli gelişmekte olan fonksiyon ve tasarım özelliklerine göre 5 nesil altında sınıflandırılabilir (Haapasalo & Shen, 2013).

1.3.2.2.1. Birinci Nesil Nikel Titanyum Döner Eğeler

İlk NiTi döner eğe sistemi 0,02 koniklik açısına ile tasarlanıp, Dr. John McSpadden tarafından 1992’de piyasaya sunulmuştur. Bu aletler diş hekimlerinin kanal eğelerine bakış açısını değiştirmeye başlasa da eğelerin kolay bir şekilde kırılması NiTi döner eğelere karşı mesafeli davranılmasına neden olmuştur (Haapasalo & Shen, 2013).

1994 yılında Dr. Johnson, ProFile (Dentsply Sirona, Ballaigues, İsviçre) 0,04 koniklik açısına sahip bir seri kanal eğesi tanıttı. Kısa bir süre sonra ProFile 0,06 koniklik açısına sahip eğeleri ve “orifice shaper (kanal ağzı genişletici)” eğeleri geliştirmiştir. ProFile eğeler yatay kesiti konik şeklinde olan NiTi bir telin etrafına eşit aralıklarla üç tane U biçiminde oluk işlenerek yapılmıştır. U şeklindeki kesitin, nötral ya da negatif kesme açısına sahip olmaları (radyal alan) eğelerin pasif kesme hareketi yaparken dentinde sıkışmasını önlemektedir. LightSpeed (LS; LightSpeed Technology Inc., San Antonio, TX, ABD) (Şekil 3) ve Quantec (Tycom Corp, Irvine, CA, ABD) eğeler de birinci nesil nikel titanyum eğeler içerisinde yer almaktadır (Haapasalo & Shen, 2013).

LS eğeleri, tam bir obturasyon için doğru şekli sağlarken asıl olarak apikal preparasyon için tasarlanmıştır. LS eğeleri, kısa bir kesme bıçağına (0,25 mm ile 2 mm uzunluğunda), kesmeyen bir pilot uca ve düz, esnek bir şafta sahiptirler. Koronal bölgede aşırı genişletme korkusu olmadan zorlu kanal eğriliklerini bile aşabilir ve kanal duvarlarından dentini uzaklaştırabilir. Kanalların apikal çaplarının büyük farklılıklar göstermesi sebebiyle LS sisteminde fazla sayıda alet kullanımı söz konusudur (Steve Senia & Wildey, 2005). LS eğeler yuvarlak paralel preparasyon duvarları oluştururlar (Thompson & Dummer, 1997a).



Şekil 3. LightSpeed kök kanal aletinin kesmeyen bir ucu ve kısa bir bıçağı vardır. Şaft düz çok esnektir. Uzunluk ölçme halkaları şaft üzerindedir.

1.3.2.2.2. İkinci Nesil Nikel Titanyum Döner Eğeler

1990'ların sonunda, ikinci nesil NiTi döner eğeleri piyasaya çıktı. Bu nesil aletlerin 1. nesil nikel titanyum eğelerden önemli farklılıkları, radyal alanlar olmadan aktif olarak kesici kenarlara sahip olmaları ve bir kanalı tam olarak hazırlamak için daha az alet gerektirmeleridir. Kesme bıçağı ile aletin uzunlamasına eksenini arasındaki açı birinci nesil eğelerden daha düşüktür, bu da kullanım sırasında vidalama etkisi eğilimini büyük ölçüde azaltır. NiTi eğelerinin bu nesli, diğer tüm pasif veya aktif NiTi kesme aletlerinin aksine, tek bir egede birden fazla artan ve azalan koniklik açılarına sahip olan ProTaper (Dentsply Sirona) döner eğelerini, K3 (SybronEndo, Orange, CA, ABD), Mtwo (VDW, Münih, Almanya), EndoSequence (Brassler USA, Savannah, GA, ABD) ege sistemlerini, yüzey defektlerini azaltmayı ve mekanik özelliklerini iyileştirmeyi amaçlayan “electropolishing” olarak adlandırılan yüzey bitirme işlemi uygulanmış BioRace (FKG Dentaire, La-Chaux-de-Fonds, İsviçre) sistemini içermektedir (Haapasalo & Shen, 2013).

1.3.2.2.3. Üçüncü Nesil Nikel Titanyum Döner Eğeler

2007 yılından itibaren NiTi alaşımlarının mikro yapısını optimize etmek ve kırılmaya karşı dirençlerini artırmak amacıyla çeşitli termomekanik işlem ve üretim teknolojisi geliştirilmiştir. Bunlardan ilki olan M-Wire, Ni-Ti alaşıma bir dizi ısıtma işlemi uygulanarak üretilmiştir. M-Wire alaşımdan üretilen NiTi enstrümanların geleneksel yöntemle üretilen süperelastik NiTi enstrümanlara göre daha yüksek dayanım ve aşınma direncine sahip olduğu bulunmuştur (Ye & Gao, 2012). 2008 yılında GTX eğeleri, 2009 yılında, ProFile Vortex eğesi Dentsply Tulsa Dental tarafından tanıtılan M- Wire

eğelerdendir. “Controlled Memory (CM-Wire)” ise 2010 yılında piyasaya sürülen esnek özelliklere sahip yeni bir Ni-Ti alaşımıdır. Eğeleri son derece esnek kılan özel bir termomekanik işlem kullanılarak üretilmiştir. HyFlex (Coltene Whaledent, Altstätten, İsviçre) eğeler CM-Wire eğelerdendir. 2008 yılında SybronEndo, ısısal işlemler sırasında oluşan R-Fazında NiTi nin burkulmasıyla Twisted File (TF; Axis/SybronEndo, Orange, Kanada) eğeleri üretmiştir. Klasik yöntemle NiTi eğeler yontularak üretilirken, bu yöntemde bükülerek üretilir (Haapasalo & Shen, 2013).

1.3.2.2.4. Dördüncü Nesil Nikel Titanyum Döner Eğeler

Tekrarlayan ileri-geri hareket olarak tanımlanan resiprokasyon hareketi, 1958’den beri paslanmaz çelik eğeler için klinik olarak kullanılmaktadır. (Roane et al., 1985).

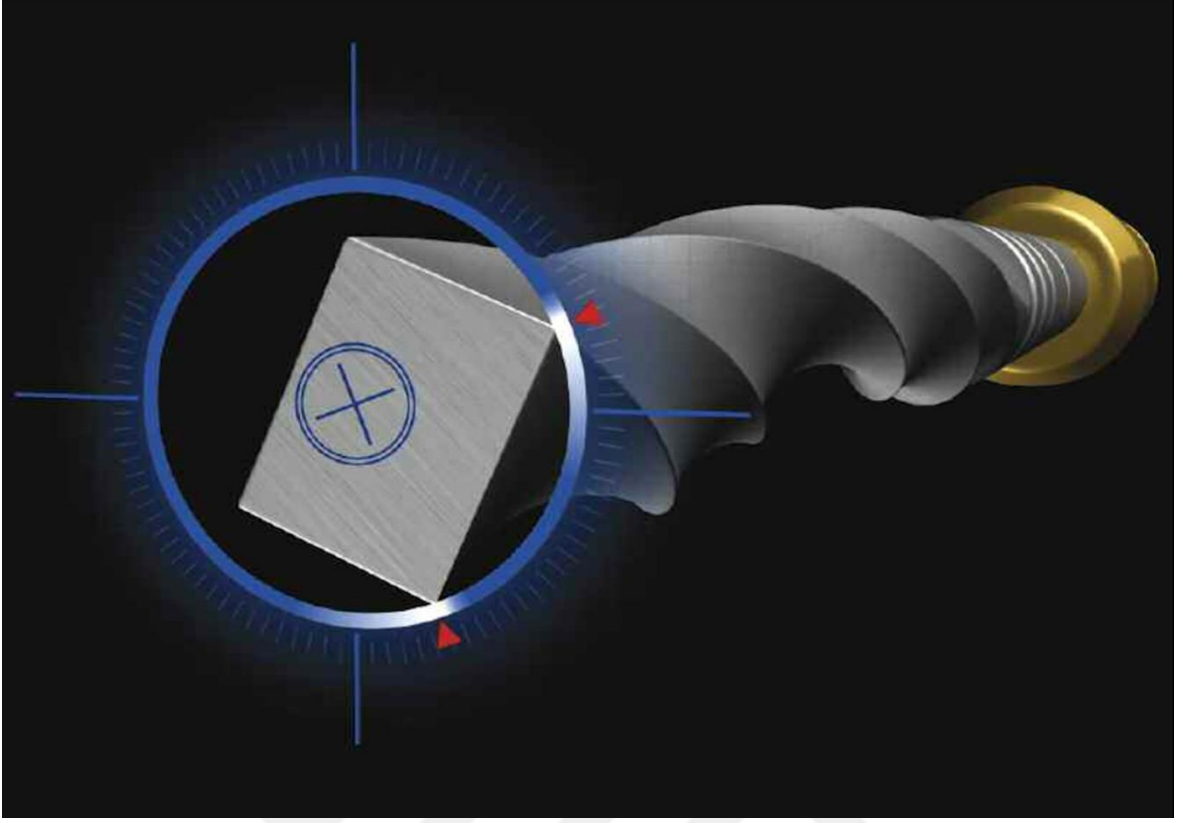
İlk resiprokasyon hareketi ile çalışan endodontik motorlar ve ilgili el aletleri 90° saat yönünde (CW) ve saat yönünün tersine (CCW) dönüşte büyük eşit açılarla döndürülmüştür. Zamanla, piyasadaki hemen hemen tüm resiprokasyon endodontik motorlar küçük ancak eşit CW / CCW dönüş açıları ile kullanmaya başlanmıştır. M4 (SybronEndo), Endo-Eze AET (Ultradent Products, South Jordan, Utah, ABD) ve Endo-Express (Essential Dental Systems, South Hackensack, NJ, ABD) küçük, eşit 30° CW / CCW dönüş açıları kullanan ileri geri hareket eden sistemlerin örnekleridir (Haapasalo & Shen, 2013).

Yared (Yared, 2008), 2008 yılında ProTaper F2 eğesinin resiprokasyon hareketi ile kullanımını önermiş, böylece eğelerde oluşan metal yorgunluğunun daha az olacağını aynı zamanda sterilizasyona dirençli prion kontaminasyonunun riskinin azalacağını bildirmiştir. 2011 yılında ise resiprokasyon hareketi ile çalışan sistemler piyasaya sürülmüştür. Bunlardan ikisi M-Wire alaşımından üretilen; Recipro (VDW) ve WaveOne (Dentsply Sirona) eğeleridir. (Saber et al., 2015). Çalışma şekli ve tasarım olarak farklı bir eğe dizaynı gösteren “self-adjusting file” (SAF; ReDent-Nova, Raanana, İsrail) eğeleri de 4. nesil eğe grubunda tanımlanmaktadır (Haapasalo & Shen, 2013). SAF, içi boş kafesli bir yapıya sahip olup kök kanallarına üç boyutlu adaptasyonu sağlamaktadır. Yukarı aşağı çalışma sistemi ile titreşim hareketi yaparak dentin duvarlarını aşındırır ve özel aparatı ile

kök kanalı içine irrigasyon solüsyonu göndererek etkili bir şekilde smear tabakasını ve derbisi uzaklaştırır (Metzger et al., 2010).

1.3.2.2.5. Beşinci Nesil Nikel Titanyum Döner Eğeler

Bu nesilden önceki nikel titanyum eğelerin enine kesitlerinde gösterdikleri ağırlık merkezi simetrik iken, beşinci nesil şekillendirme eğeleri, kütle merkezi ve / veya dönme merkezi herhangi bir kesitte asimetric olacak şekilde tasarlanmıştır (“off-centered” tasarımı) (Şekil 4). Dönüşümlü olarak, bir ofset tasarımı, eğenin aktif uzunluğu boyunca hareket eden mekanik bir hareket dalgası üretir. Aynı zamanda eğe ile dentin arasındaki teması ve vidalanma etkisini en aza indirmeye amaçlar. Bu teknolojinin varyasyonlarını sunan eğe markalarının ticari örnekleri Revo-S (Coltene/Micro-Mega, Besançon, Fransa), One Shape (Coltene/Micro-Mega) ve ProTaper Next (Dentsply Sirona) eğeleridir. ProTaper Next, ProTaper Universal sisteminin varyasyonudur (Haapasalo & Shen, 2013; Ruddle et al., 2013). Piyasaya yeni sürülen yeni jenerasyon One Shape eğeler ve TRUShape eğeler (Dentsply Sirona) de asimetric rotasyon hareketiyle çalışmaktadır (Çapar & Arslan, 2016). Asimetric yatay kesitin eğe üzerinde oluşan stresi ve vidalanma etkisini azalttığı ve böylece kanalda daha az transportasyon oluşturduğu söylenmektedir (Bürklein & Schäfer, 2013).



Şekil 4. Nikel titanyum eğelerin “off-centered” tasarımına bir örnek.

1.3.3. Çalışmamızda Kullanılan Nikel Titanyum Döner Eğe Sistemleri

1.3.3.1. T-Endo MUST Resiprokasyon Eğe Sistemi

T-endo MUST (T-endo MUST; Dentac, İstanbul, Türkiye) tek eğe resiprokasyon yapan NiTi eğe sistemidir. Bu nedenden dolayı dördüncü nesil eğe grubuna girmektedir. Sistem rehber yol eğesi TG (13/.04), şekillendirme eğeleri M25 (25/.06), M40 (40/.04) ve M50 (50/.04) olmak üzere 4 adet eğeden oluşmaktadır. T-endo MUST TM-Wire adı verilen bir ısıl işlem ile üretilmiştir. Sistemde bulunan rehber yol eğesi (TG) kare, şekillendirme eğeleri ise “S” şekilli kesite sahiptir. Eğeler kök kanal genişliklerine göre kullanılmaktadır. Dar kanallarda TG ve M25, orta genişlikteki kanallarda M40 ve geniş kanallarda ise M50 eğeleri kullanılmaktadır. Sistemde bulunan eğeler 21, 25 ve 31 mm olarak piyasada bulunmaktadır (Taha, 2021) (Şekil 5).



Şekil 5. T-endo MUST M25 (25/.06) tek eğe resiprokasyon NiTi eğesinin görünümü.

1.3.3.2. AF Baby File Döner Eğe Sistemi

AF Baby File (ABF; Fanta Dental Materials Co., Şanghay, Çin) tam tur yapan NiTi döner eğe sistemidir. ABF beşinci nesil eğe grubuna girmektedir. Sistem kanal ağız açıcı eğe Open File (17/.08), şekillendirme eğeleri 20/.04, 25/.04 ve 30/.04 olmak üzere 4 adet eğeden oluşmaktadır. ABF NiTi'ye ısıl işlem uygulanarak üretilen H-Wire alaşımından üretilmiştir. Sistemde bulunan eğelerin kesitleri üçgen şeklindedir. Eğeler kök kanal genişliğine bağlı olarak geniş kanallarda 20/.04, 30/.04 sırası ile, dar kanallarda ise 17/.08, 20/.04, 25/.04 sırası ile kullanılmaktadır. Sistemde bulunan eğeler 16 mm olarak piyasada bulunmaktadır (Hande, 2021) (Şekil 6).



Şekil 6. AF Baby File 25/.04 NiTi döner eğesinin görünümü.

1.4. NiTi Eğelerde Oluşan Kırılmalar

Kök kanal eğelerinin kanalda kırılıp kalmaları endodonti'de ciddi bir sorundur. Paslanmaz çelik eğeler genellikle kırılmadan önce deforme olduğundan, diş hekimleri eğe kullanımından önce bu deformasyonları gözle görebilirler. Deforme olmuş bir eğede genellikle yivlerin büküldüğü veya açıldığı görülür, bu da metalin esnek sınırının aşıldığını ve eğenin kullanılmaması gerektiğini gösterir. Artan esnekliğe rağmen, NiTi eğeler

genellikle deformasyon göstermez ve bu nedenden dolayı beklenmedik bir şekilde kırılırlar. Bu nedenle gözle muayene, kullanılan NiTi eğelerin değerlendirilmesi için güvenilir bir yöntem değildir (Pruett et al., 1997).

NiTi eğeler süper elastiktir ve eğelerin elastik limiti aşılmadan paslanmaz çelik eğelerden daha fazla bükülebilir. Bu özelliğinden dolayı eğri kanalların şekillendirilmesinde kolaylık sağlarlar (Serene et al., 1995; Walia et al., 1988). Bu esneklik eğimli kanalların minimal transportasyonu ile şekillendirmesini mümkün kılar (Glosson et al., 1995; Pruett et al., 1997). NiTi eğelerin tüm bu avantajlarına rağmen kırılması insidansının yüksek olduğu bildirilmiştir. NiTi döner eğelerin klinik kullanımları sırasında kırılma insidansı % 0,4 ile % 3,7 arasında bildirilmiş ortalama %1'dir (Parashos & Messer, 2006).

Döner NiTi eğeler genellikle döngüsel ve torsiyonel yorgunluğa bağlı kırılma olmak üzere iki şekilde kırılır (Fishelberg & Pawluk, 2004; Sattapan et al., 2000). Bunun dışında Wei ve ark. (Wei et al., 2007), torsiyonel ve döngüsel yorgunluğun bir arada bulunduğu üçüncü bir kırılma şekli tanımlamışlardır. Eğri bir kök kanalı içerisinde dönerken kanal duvarı boyunca sürtünen ve dentini kesen bir eğe aynı anda hem torsiyonel hem de eğilme streslerine maruz kalabilir. Oluşan stresin büyüklüğü kök kanalının boyutu, aletlerin tasarım ve kullanım şekline göre değişkenlik gösterir (Kim et al., 2008).

Torsiyonel yorgunluğa bağlı kırılma, eğenin ucu veya herhangi bir kısmı kanal içerisinde sıkıştığında ve eğenin shaftı dönmeye devam ettiğinde oluşur. Anguldurva tarafından uygulanan tork, metalin elastik limitini aştığında eğenin kırılması kaçınılmaz olur (Martin et al., 2003).

Döngüsel yorgunluk, bir cismin tekrar tekrar aynı yönde eğilip bükülerek zorlanması sonucunda oluşur. Örneğin eğri bir kanalda döner eğeler eğimin dış tarafında gerilme kuvvetlerine maruz kalırken, iç tarafta ise sıkışma kuvvetlerine maruz kalır. Bu kuvvetler kanal eğelerinde eğe kanal içerisinde yukarı ve aşağı hareket ederken farklılıklar gösterebilir (Haikel et al., 1999; Mounce, 2004; Pruett et al., 1997). Döngüsel yorgunluğun miktarı eğenin boyutu, kanal kurvatür açısı ve yarıçapına bağlıdır (Pruett et al., 1997).

1.4.1. NiTi Eğelerde Kırılmaya Neden Olan Faktörler

Bir çok durumda NiTi döner eğelerde kırılma aşırı (Gambarini, 2001) ya da yanlış kullanım sonucu (Sattapan et al., 2000) görülmektedir ki bu durumun engellenmesinde doğru eğitimin önemi vurgulanmaktadır (Mesgouez et al., 2003; Yared et al., 2000). Bunun dışında kırılmaya neden olan faktörler şekillendirme tekniği, eğenin tasarımı, büyüklüğü, üretim işlemleri, eğelerin kullanım hızı (Martin et al., 2003), kanal şekli (Pruett et al., 1997), kullanım sayısı (Yared et al., 2000) ve temizleme ve sterilizasyon işlemleri olarak sınıflandırılabilir (Parashos & Messer, 2006). Bütün bu özellikler, NiTi döner eğe sistemlerinin güvenli kullanımı ve performanslarını etkilemesi açısından önemli olmaktadır (Gambarini et al., 2011).

1.4.1.1. Eğelerin Tasarımı

Hem yatay kesit alanı hem de eğe tasarımı, mekanik yükleme sırasındaki stres dağılımını etkilemekte dolayısı ile torsiyonel ve döngüsel strese maruz kaldığında eğenin kırılmaya olan direncini etkileyebilmektedir. Kesit alanının büyümesi sonucunda eğeler torsiyonel eğilme kuvvetlerine karşı daha dirençli fakat döngüsel yorgunluğa karşı daha az dirençli hale gelmektedir (Haikel et al., 1999; Parashos & Messer, 2006; Pruett et al., 1997).

NiTi eğelerin konisitesi, eğelerin kırılması için gerekli olan kuvvet miktarını da etkilemektedir. Döner eğelerin kanalda sıkışma ve vidalanma eğilimi aynı konisiteye sahip fakat daha küçük uç çaplı eğelerde artmakta ve eğe ucunun torsiyonel olarak aşırı yüke maruz kalmasına neden olmaktadır (Wolcott & Himel, 1997). Farklı konisiteye sahip eğelerden oluşan NiTi döner eğeler sabit konisiteye sahip eğelerle kıyaslandığında kanal duvarlarıyla olan teması azaltarak hem torsiyonel hem de döngüsel yorgunluğun azalmasını sağlamaktadır (Schrader & Peters, 2005).

1.4.1.2. Şekillendirme Tekniği

Kök kanal şekillendirilmesi yapılmadan önce, küçük esnek paslanmaz çelik veya NiTi el eğeleri ile kök kanalında rehber yol (glide path) oluşturulmasının kullanılacak olan NiTi döner aletler üzerinde oluşacak tork değerini azalttığı bildirilmiştir (Blum et al., 2003). Apikal şekillendirmeden önce koronal genişletme prensibine dayanan crown-down şekillendirme tekniğinin küçük numaralı eğelerde, torsiyonel yorgunluk nedeniyle oluşabilecek kırılma insidansını ve apikal kısımda eğenin üzerine gelen stresi azalttığı bildirilmiştir (Gambarini, 2000).

Aşırı derecede dar ve kurvatürlü kanallarda eğeler üzerine uygulanan dikey kuvvetler artar. Kuvvet artışı torsiyonel stresleri artırır ve eğenin kırılmasına sebep olur. Ancak, kök kanallarının çalışma boyunda #15 K-File ile genişletilmesi eğe üzerinde oluşacak torsiyonel stresleri azaltmakta ve böylece eğenin kırılma ihtimalini de azaltmaktadır (Peters et al., 2003).

Mtwo eğeler üzerinde yapılan çalışmada eğelerin şekillendirme sırasında kanal duvarlarına lateral kuvvetle kullanımı olarak tanımlanan “brushing motion (firçalama hareketi)” hareketinin küçük numaralı eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı direncinde herhangi bir artışa sebep olmadığı ancak daha büyük numaralı (Mtwo 25/.06) egede döngüsel yorgunluğa karşı direncin arttığı gösterilmiştir (Peters et al., 2003).

NiTi eğelerin endodontik motor ya da manuel olarak kullanımında oluşan eğe kırıklarının insidansı benzer olduğu bildirilmiştir ancak kırılma mekanizmalarında farklılık olduğu rapor edilmiştir. Kırılma mekanizmaları açısından bakıldığında, manuel olarak kullanılan eğelerin endodontik motor ile kullanılan eğelere göre, daha çok torsiyonel kırılmaya maruz kaldığı bildirilmiştir (Cheung, 2007).

Eğelerin kanal içerisinde “pecking (gagalama)” hareketiyle kullanılmasının, eğe üzerinde oluşan yükün lokalize bir alan yerine uzunluğu boyunca yayılmasına neden olduğundan eğenin yorulmaya karşı ömrünü arttırdığı belirtilmiştir (De-Deus et al., 2010; Li et al., 2002).

1.4.1.3. Eğelerin Kullanım Hızı

Rotasyon hızının eğelerin kırılması üzerine etkisinin inceleyen çalışmalarda, farklı grüşler bulunmaktadır (Parashos & Messer, 2006). Paralel gvdeye sahip LS eğeler üzerinde yapılan çalışmada 750 ve 2000 rpm rotasyon hızlarının, eğelerin dngüsel yorgunluğa karşı dirençlerini etkilemediği bildirilmiştir (Pruett et al., 1997). ProTaper F2 eğesinin rotasyon hızlarının karşılaştırdığı diğer bir çalışmada ise hızın az olduğu gruplarda, eğelerin dngüsel yorgunluğa karşı dirençlerinin arttığı bildirilmiştir (De-Deus et al., 2010). Benzer şekilde diğer çalışmalarda da eğe kırılması ve deformasyonun düşük hızlarda daha az grleceği bildirilmiştir (Herold et al., 2007; Martin et al., 2003).

Birçok araştırmacı rotasyon hızının kurvatürlü kanallarda, kanal duvarı ile eğe arasında oluşan temasın oluşturduğu baskı ve gerilme stresinin eğenin yapısını olumsuz etkilediği ve yüksek hızın materyalin kullanım mrn azalttığını bildirmişlerdir (Dietz et al., 2000; Li et al., 2002; Martin et al., 2003). Eğe kırılması üzerine dnme hızının etkisinin gerilme nedeniyle oluşan martensit formasyon sırasında açığa çıkan ısı olabileceğini belirtilmiştir. Martensit oluşması için austenit-martensit ara yüzünün hareket etmesi gerekir ve bu hareket enerji yayarak ısı üretmektedir. Yüksek hızlar düşük hızdan daha fazla ısı ürettiğinden dolayı alet ısısında daha hızlı yükselme oluştuğu, sıcaklık nedeniyle yüzeyde daha fazla gerilme meydana geldiği ve daha erken dngüsel yorgunluk kırılması grlebileceği bildirilmiştir (Eggeler et al., 2004).

1.4.1.4. Temizleme ve Sterilizasyon İşlemleri

şekillendirme sırasında kullanılan eğelerin çapraz enfeksiyonu nlemek amacıyla steril edilmeleri gerekmektedir (Fishelberg & Pawluk, 2004). Otoklav sterilizasyonunun NiTi eğelerin kırılmaya karşı direnci üzerine herhangi bir etkisinin olmadığı bildirilmiştir (Mize et al., 1998; zyrek, Yılmaz, et al., 2017b; Plotino et al., 2012; Yared et al., 1999). Ancak otoklav sterilizasyonu eğe yüzey yapısında değişiklik oluşturarak kesme etkinliğinde azalmaya neden olmaktadır (Rapisardaa et al., 1999). NiTi eğe sterilizasyonu için kuru ısı, formaldehit buharı kullanmış olup, bu işlemlerin eğelerin elastik

özelliklerinde, esnekliklerinde ve yüzeylerinde değişikliğe neden olmadığını bildirmişlerdir (Viana et al., 2006).

1.4.1.5. Üretim İşlemleri

NiTi alaşımların üretimi sırasında oluşan oksit partikülleri gibi yabancı maddeler, metal içerisinde bulunarak gren sınırlarında zayıflamaya neden olabilir. Döner NiTi eğelerin yüzeyinde oluşan boşlukların alaşım içinde çözünen oksijen, nitrojen, karbon ve hidrojen olduğu düşünülmektedir (Alapati et al., 2005). Ayrıca NiTi eğelerin üretimi sırasında çatlak ve oluk gibi yüzey düzensizlikleri oluşabilir (Alapati et al., 2005; Kuhn et al., 2001). Bu bölgeler stres artırıcı alanlardır ve klinik kullanım sırasında eğenin kırılmasına yol açabilir (Kuhn et al., 2001).

Eğelerin çalışan kısımlarındaki yüzey pürüzlülüğünün döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerini etkiledikleri ve daha az pürüzlü yüzeyi olan eğelerin kırılmaya daha dirençli oldukları bildirilmiştir (Lopes et al., 2016). Bu nedenle bazı üreticiler kimyasal bir yüzey bitirme işlemi (elektropolishing) ile metal yüzeyinin daha düzgün hale gelmesini sağlayarak döner NiTi eğelerin kırılma direncini arttırmaya çalışmışlardır (Tripi et al., 2006). Kimyasal yüzey bitirme işlemi uygulanan eğelerin uygulanmayan aynı boyut ve ebattaki eğelere göre döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerinin %117 daha fazla olduğu bildirilmiştir (Lopes et al., 2016). Bu işlem, bıçakları aşırı keskin hale getirilerek tork ihtiyacı azaltılmaktadır. Ayrıca bu işlem sayesinde korozyona karşı direnç artmakta ve metal yüzeydeki çatlaklar mikro düzeyde kalarak deformasyon olasılığı azaltılmaktadır. Ayrıca eğelerin daha esnek, kırılmaya karşı daha dirençli olması ve kesme etkinliğinin artırılması amacıyla yeni üretim şekilleri geliştirilmiştir (Larsen et al., 2009). Eğe yüzeyinin aşınmaya karşı direncini arttırmak için yüzey modifikasyon yöntemlerinden iyon implantasyonu önerilmiştir (Rapisarda et al., 2001).

İlk olarak 2007 yılında Dentsply-Sirona firması tarafından NiTi alaşım termal işleminden geçirilmiş ve daha esnek ve kırılmaya karşı daha dirençli olduğu öne sürülen “M-Wire” NiTi alaşım geliştirilmiştir (Gambarini et al., 2011; Özyürek, 2016). SybronEndo firması daha farklı bir teknoloji ile Twisted File (TF) isimli eğe sistemini 2008 yılında

piyasaya sürmüştür. TF, ham NiTi eğenin austenit fazdan R-Fazı isimli ara faza geçmesi ile üretilmiştir. R-Fazında NiTi alaşım bükülebilir hale gelmekte, daha sonra tekrar ısıtma ve soğutma işleminden geçerek austenit yapıya geri döndürülmektedir. Bu özelliğin eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı dirençleri artırdığı gösterilmiştir (Uslu, Özyürek, Gündoğar, et al., 2018).

1.4.1.6. Kullanım Sayısı

Yorulmuş NiTi ege büküldüğünde yüzeydeki çatlaklar ile ilişkili olarak kırıklar ortaya çıkar (Pruett et al., 1997). Eğelerin 4 kez kullanımına kadar kırılma sıklığında bir artma olmadığını belirtilmiştir (Wolcott et al., 2006). Ege kırılmalarında, eğelerin uzun süre kullanımlılarının yansıra yanlış kullanım da etkilidir (Fife et al., 2004). Farklı bulgular, NiTi eğelerin kullanım sayısının enstrümanın özellikleri, kanal morfolojisi ve hekimin becerisine bağlı olduğunu göstermektedir (Parashos & Messer, 2006). Bunun yanı sıra kırılma sıklıklarını azaltmak için NiTi eğelerini tek kullanımlık olmasını öneren çalışmalar da mevcuttur (Arens et al., 2003).

1.4.1.7. Kök Kanal Konfigürasyonu

Kök kanalının düz, kurvatürlü ya da aşırı kurvatürlü olması, eğelerin kırılmaya karşı direncini etkileyen faktörlerdendir (Martin et al., 2003). Endodontik eğeler kurvatürlü kanallarda kullanılırken baskı ve gerilme streslerine maruz kalır ve bu da eğeler üstünde stres birikimine neden olur. Eğelerin şaftının yarısı kurvatürün dış tarafında gerilmeye, diğer yarısında iç tarafında baskıya maruz kalmaktadır. Böylelikle her bir rotasyon hareketinde ege üzerinde kurvatürlü kanallarda baskı ve gerilmeler meydana gelmektedir (Pruett et al., 1997). Kök kanallarının kurvatür derecesi arttıkça eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerinin azaldığı bildirilmiştir (Uslu, Özyürek, Yılmaz, et al., 2018).

1.5. NiTi Eğelerin Kırılmaya Karşı Dirençlerini Ölçme Yöntemleri

NiTi eğelerin torsiyonel ve döngüsel yorgunluğa karşı dayanımlarının incelenmesi amacıyla çeşitli laboratuvar testleri geliştirilmiştir.

1.5.1. Torsiyonel Yorgunluk Testi

Amerikan Ulusal Standartlar Enstitüsü'nün (ISO/ANSI) tanımlamasına göre paslanmaz çelik reamerlar ve eğeler için aletin 3 mm'lik ucunun sabitlendiği ve saat yönünde veya saat yönünün tersine döndürüldüğü bir test metodu oluşturulmuştur. Eğenin kırıldığı anda dayanabildiği maksimum direnç Ncm cinsinden ölçülerek kaydedilir. Bu değer eğenin torsiyonel yorgunluk direnci olarak belirlenir (ISO, 2008).

1.5.2. Döngüsel Yorgunluk Testi

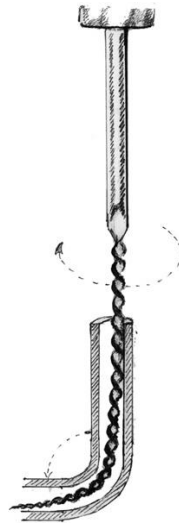
Döngüsel yorgunlukta oluşan eğe kırığı metal yorgunluğundan kaynaklanır. Döngüsel yorgunluk testlerinde eğe, kavisli bir kanal içerisinde serbestçe döndürülür (Sattapan et al., 2000). Eğenin, kurvatürlü kanalda dönmesiyle yüzeyinde devamlı baskı ve gerilmeler oluşmakta ve burkulmalar görülmektedir. Döner NiTi eğelerin kırılmasında döngüsel yorgunluğun, kırılmaların %44 ile %91'inden sorumlu olduğu belirtilmiştir (Cheung et al., 2005; Spanaki-Voreadi et al., 2006; Wei et al., 2007). Döner NiTi eğelerinin döngüsel yorgunluk direncini ölçmek için literatürde 5 metot önerilmiştir (Cheung, 2007):

1. Eğri metal ve cam tüp düzeneği
2. Oluklu blok düzeneği
3. Eğimlendirilmiş düzleme karşı çevirme düzeneği
4. Döner bir eğeyi üç noktada eğimlendirilen düzenek
5. Metal yapay kanal kullanan düzenek

1.5.2.1. Eğri Metal ve Cam Tüp Düzenegi

Eğri metal tüp düzenegini kullanan Serene ve ark. (Serene et al., 1995) ilk çıkan NiTi eğeleri, sıkışma olmaksızın rotasyon yaptırarak eğri metal tüpte kırılmalarını test etmiş ve NiTi eğelerin paslanmaz çelik K-tipi eğelerden daha fazla sayıda rotasyon yaparak kırıldıklarını bildirmişlerdir (Şekil 5). Pruett ve ark. (Pruett et al., 1997) ise enstrümanların aynı boyutta eğilmelerini sağlamak için eğri metal tüplerin kurvatür yarıçaplarını standardize etmiş ve LS eğelerini test etmişlerdir. Kanal kurvatür yarıçapının yorgunluk ömrü üzerine aletin kavislendirildiği açıdan daha büyük öneme sahip olduğunu bildirmişlerdir.

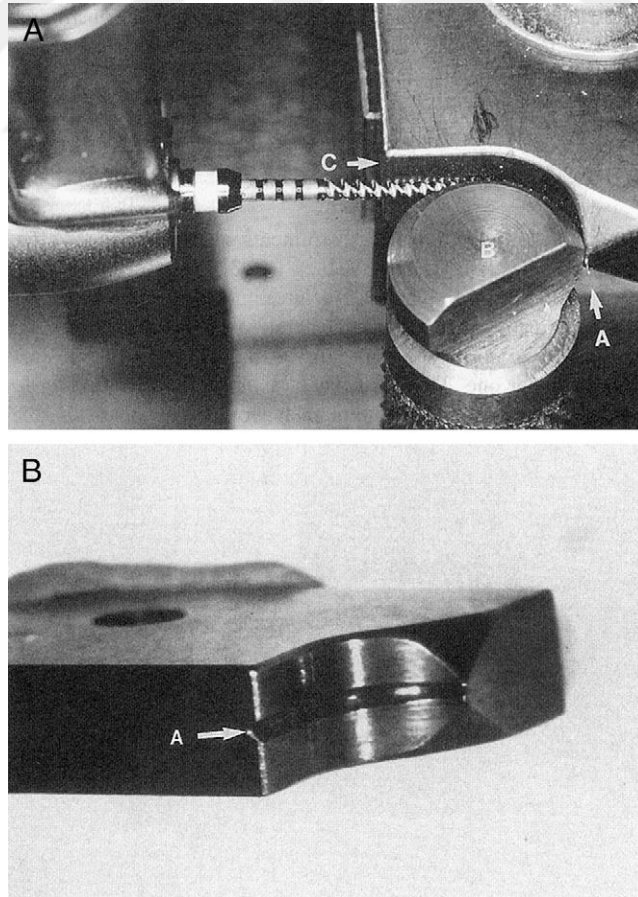
Eğri metal tüp düzenegi yöntemi farklı araştırmacılar tarafından farklı parametreler eşliğinde kullanılmaktadır. Bazı araştırmacılar 1 mm veya 2 mm çaplı metal tüp kullanırken (Lopes et al., 2007; Yared et al., 2000) bazı araştırmacılar ise paslanmaz çelik yerine cam tüp kullanmışlardır (Anderson et al., 2007; Barbosa et al., 2007). Eğri metal tüp düzenegi tasarımın bazı dezavantajları vardır. Aynı tüp, eğelerin farklı boyutlarını test etmek için kullanılmaktadır. Küçük numaralı eğeler, tüp içinde daha gevşek durmalarından dolayı daha az gerilmeye uğrarlar. Bu sebepten dolayı küçük çaplı eğelerin büyük çapa sahip eğelerden döngüsel yorgunluğa karşı daha dirençli olduğunun bulunduğu bildirilmiştir (Bahia & Buono, 2005; Cheung, 2006).



Şekil 7. Eğri metal tüpün şematik görünümü (Plotino et al., 2009).

1.5.2.2. Oluklu Blok Düzeneği

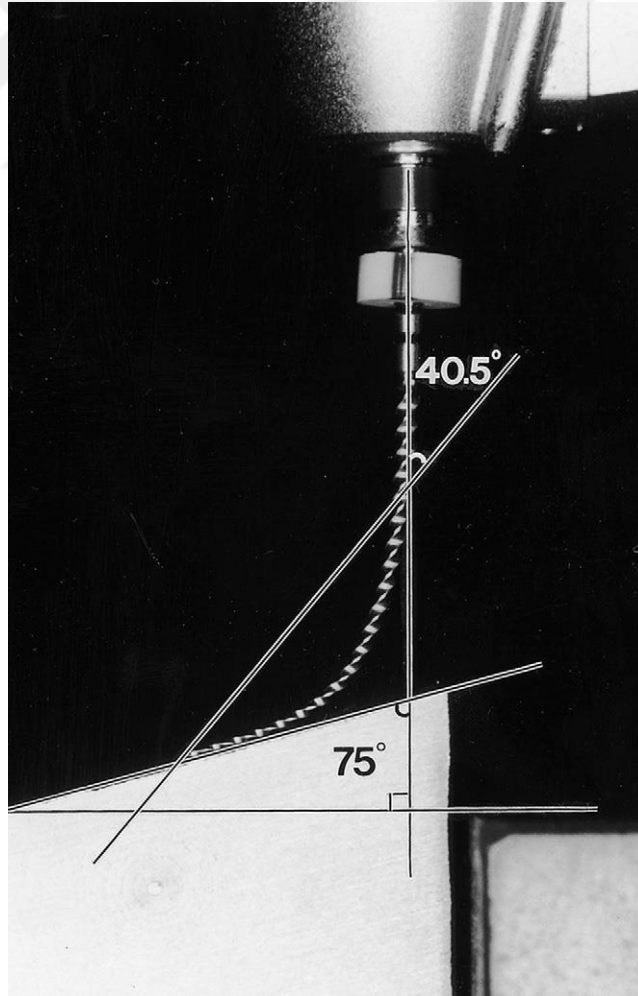
Oluklu blok düzeneği Haikel ve ark. (Haikel et al., 1991) tarafından ilk olarak paslanmaz çelik eğeler ve sonrasında NiTi döner eğeler için kullanılmıştır (Şekil 8). Bu sistem üzerinde yapay kanal görevi gören “V” şekilli oluk olan 2 parçalı silindir bloktan oluşmaktadır. Eğenin bu oluğa yerleştirilerek serbest olarak dönmesi sağlanır. Düzeneğin ilk tarif edilmesinde ısıyı dağıtmak için soğuk hava akımı kullanılmıştır (Haikel et al., 1991; Haikel et al., 1999). Sonrasında yapılan çalışmalarda ise kayganlaştırıcı ajan kullanılmıştır (Grande et al., 2006; Plotino et al., 2006; Ullmann & Peters, 2005). Bu düzeneğin en önemli dezavantajı, test edilen eğenin oluğa tam uyumlu olmaması durumunda, gerçek kurvatur çapının değişmesiyle ege yüzeyindeki zorlanma ve eğenin ömrünün etkilenme olasılığıdır (Cheung, 2007).



Şekil 8. Oluklu 2 parçalı bloktan oluşan test düzeneği (A. Kanal eğesinin düzenek içindeki görünümü; B. Kanal eğesinin takip ettiği oluklu kanalın görüntüsü) (Haikel et al., 1999).

1.5.2.3. Eğimlendirilmiş Düzleme Karşı Çevirme Düzeneği

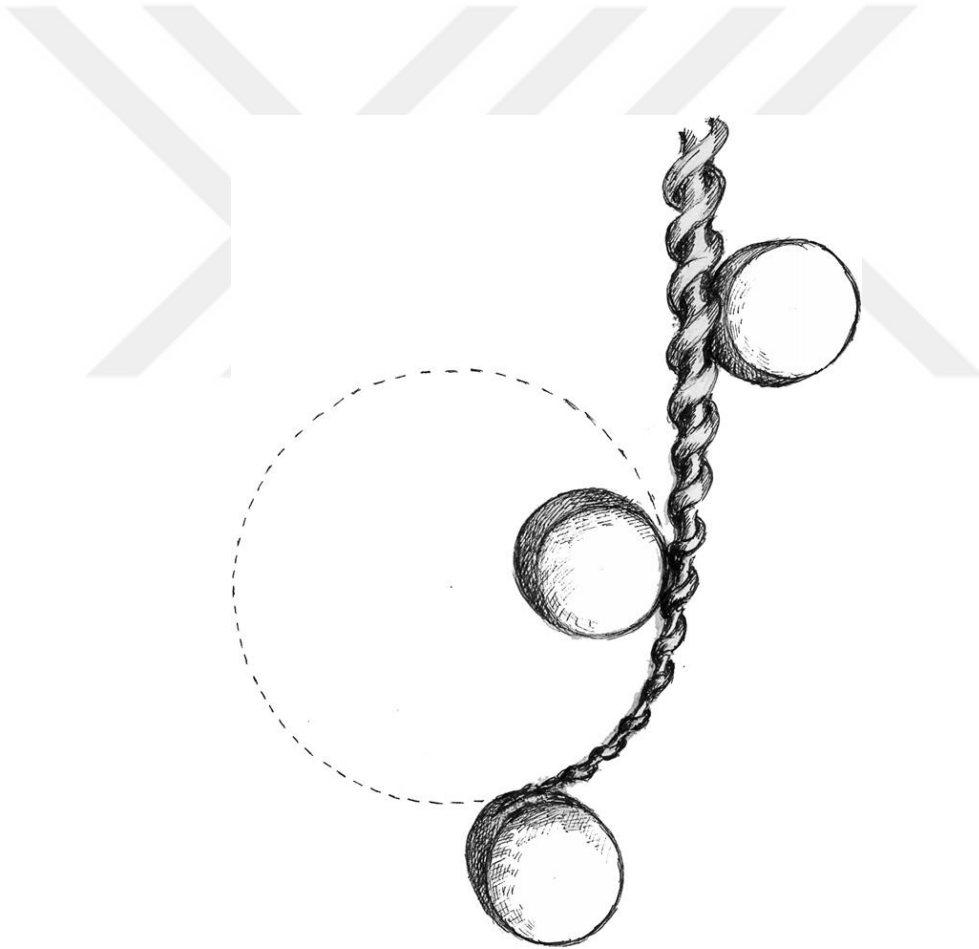
İlk olarak eğimlendirilmiş düzleme karşı çevirme düzeneği Li ve ark. (Li et al., 2002) tarafından kullanılmıştır (Şekil 9). Araştırmacılar önceden belirli bir açığa sahip metal bir blok oluşturmuşlar ve bu düzleme dik bir şekilde test edilecek NiTi eğeyi yerleştirmişler ve bu şekilde testi gerçekleştirmişlerdir. Bu test metodunun en büyük avantajı kolay uygulanabilmesi ve endodontik motorların vertikal “pecking (gagalama)” hareketine izin vermesidir. Ancak bu avantajlarına rağmen bu metotta farklı çap ve konisiteye sahip eğeler kullanıldığında metal bloğun açısı aynı kaldığından dolayı test edilen NiTi eğenin bükülme açısı değişmekte ve bu durumda test sonuçlarını etkilemektedir (Cheung, 2007; Low et al., 2006).



Şekil 9. Eğimlendirilmiş düzleme karşı çevirme düzeneği, metal yüzeyin üzerine açılmış oluk, eğenin test sırasında aynı yolu izlemesini sağlamaktadır (Li et al., 2002).

1.5.2.4. Dönen Bir Eğeyi Üç Noktada Eğen Düzenek

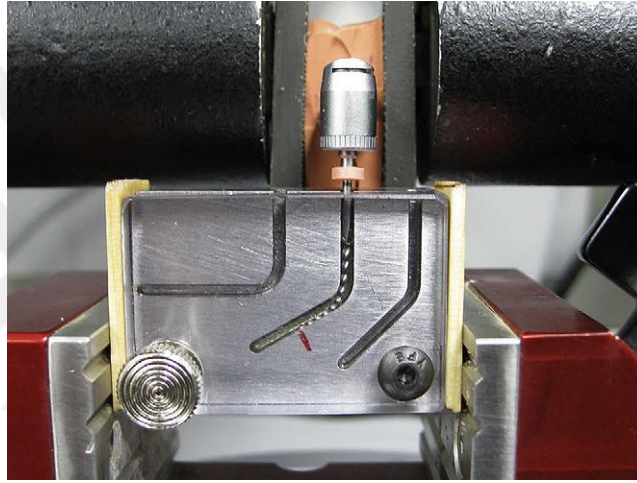
İlk olarak Cheung ve ark. (Cheung & Darvell, 2007) 2 mm çapında 3 adet düz silindirik şekilli paslanmaz çelik pin kullanarak eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerini incelemiştir (Şekil 6). 3 çelik pin kullanılarak yapılan bu test düzeneğinde dairesel bir eğrilik oluşturulabilmektedir. Ancak farklı çap, konisiteye ve özellikle farklı kesit alan tasarıma sahip eğeler bu tip bükülme düzeneğinde, test sırasında farklı yörüngeler izleyebilmektedir. Bu durum da döngüsel yorgunluk test sonuçlarını etkileyebilmektedir.



Şekil 10. Dönen bir kanal eğesini 3 pin ile eğerek istenilen yörüngeyi takip etmesini sağlayan düzeneğin şematik görünümü (Zinelis et al., 2007).

1.5.2.5. Metal Yapay Kanal Kullanan Düzenekler

Günümüz çalışmalarında genel olarak metalden yapılmış yapay kanallar kullanılmaktadır (Gündoğar & Özyürek, 2017; Özyürek, 2016; Özyürek, Gündoğar, et al., 2018; Uslu, Özyürek, Yılmaz, et al., 2018). İlk olarak Larsen ve ark. (Larsen et al., 2009), eğelerin döngüsel yorgunluğa dirençlerini incelemek amacıyla, 60° kurvatür açısına, 3 mm kurvatür yarıçapına ve 1,5 mm genişliğe sahip yapay metal kanallar kullanmışlardır (Şekil 11). Kanal 300 serisi paslanmaz çelikten üretilmiştir. Kanalların üzeri şeffaf akrilik bir kapak ile kapatılmış ve bu sayede test edilen eğenin kırılma anı gözlemlenmiştir. Ancak bu şekilde geniş bir çapa sahip kanallarda test sırasında test edilen eğelerin aynı yörüngeyi takip edememesi büyük bir problem oluşturmuştur.



Şekil 11. Larsen ve ark. (Larsen et al., 2009) kullandıkları paslanmaz çelikten yapılmış metal yapay kanal düzeneği.

Diğer çalışmalarda (Grande et al., 2006; Plotino et al., 2007; Plotino et al., 2006) bu problem test edilecek eğenin çap ve konistisine uygun olarak üretilmiş metal yapay kanallar kullanılarak aşılıma çalışılmıştır (Resim 6). Bu şekilde eğenin test sırasında hep aynı yörüngeyi takip etmesi sağlanmıştır. Bu yapay kanalların çapı, test edilecek eğenin çapından 0,1 mm büyük olacak şekilde üretilerek eğenin kanal içinde rahatça dönmesi sağlanmaktadır (Şekil 12).



Şekil 12. Test edilecek kök kanal eğesinin apikal çap ve konisitite değerine uygun olarak hazırlanmış metal yapay kanallar (Plotino et al., 2009)

Döngüsel yorgunluk testleri statik veya dinamik olarak yapılmaktadır. Statik testte, ege sabit uzunlukta aksiyel (ileri-geri) salınım yapmadan dönmektedir. Dinamik testte ise ege kanal içerisinde ileri-geri hareket etmektedir. Bu ileri-geri hareketin anlamlı bir şekilde eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı direncini artırdığı bildirilmiştir (Li et al., 2002; Ray et al., 2007; Yao et al., 2006). Statik testte ege aksiyel (ileri-geri) yönde hareket etmediğinden dolayı eğenin mikro yapısındaki değişikliklere sebep olan baskı ve gerilmelerden kaynaklanan stres değişikliklerinin eğenin tek bir alanında toplanmakta olduğu ifade edilmiştir. Dinamik testte ise ege kanal kurvatürü boyunca aksiyel yönde hareket ettiğinden dolayı stresin eğenin şaftı boyunca dağılmasına izin vermektedir. Böylelikle aynı yerde stres yoğunlaşması önlenerek deney düzeneğinin klinik koşulları daha iyi yansıttığı edilmektedir (Lopes et al., 2013; Rodrigues et al., 2011).

Bu tez çalışmasının amacı; piyasaya yeni çıkmış olan T-endo MUST resiprokasyon NiTi ege sistemi ile ABF tam tur yapan NiTi eğelerinin farklı tecrübeye sahip kullanıcılar tarafından rezin yapay dişlerde kullanımı sonrası döngüsel yorgunluklarının karşılaştırılmasıdır.

Bu tez çalışmasının sıfır hipotezi; farklı tecrübeye sahip kullanıcılar tarafından rezin yapay dişlerde kullanmış T-endo MUST ve ABF eğelerinin döngüsel yorgunluk dirençleri arasında fark olmayacaktır.

2. AMAÇ

Pediyatrik diş hekimliğinde süt dişlerinin erken kaybı önemli bir problemdir. Süt dişi kaybının en önemli sebebi diş çürüğü olmakla beraber travma ve periodontal hastalıklar gibi birçok faktör etken olabilir. Süt dişlerinin ağız içerisinde en önemli görevi beslenme fonksiyonunun yerine getirilmesini sağlayarak çocuğun normal büyüme gelişimini devam ettirebilmesi ve daimi dişler için rehber yol oluşturmasıdır. Süt dişleri fonksiyon ve fonksiyonun sağlanması için de önemli bir yere sahiptir (Takushige et al., 2004).

Süt dişlerinin fizyolojik sürme zamanından önce kaybedilmesi, komşu dişlerin bu bölgeye kayması ve devrilmesi sonucu çapraşıklık, malokluzyon, ark boyutunda azalma, daimi dişlerin gömülü kalması, komşu karşıt dişin ekstrüzyonu ve anormal dil pozisyonlarına sebep olabileceği bildirilmiştir (Pedersen et al., 1978).

Vitalitesini kaybetmiş veya pulpası geri dönüşümsüz bir biçimde hasar görmüş süt dişlerine pulpektomi uygulanması, çekim yerine tercih edilen bir tedavi yöntemi olarak kabul edilmektedir. Pulpektominin başarısı temel olarak kök kanal sisteminin biyomekanik olarak iyi bir şekilde hazırlanmasına bağlıdır (Haapasalo et al., 2005; Ruddle, 2002). Hastalıklı veya enfekte kök kanallarının tedavisi; kanalların mekanik olarak şekillendirilmesi, irrigasyonu ile kök kanallarının hermetik olarak üç boyutlu doldurulması işlemlerini içermektedir (Bergenholtz et al., 2013).

19. yy.'da bir saat zembereğinin bükülerek kanal aleti olarak kullanılmasından günümüze kadar çok çeşitli şekillerde ve yapıda kanal aleti geliştirilmiştir. Paslanmaz çelik alaşımdan yapılan kanal eğeleri, steril edilebilmeleri, uzun dönem kullanılabilmesi ve maliyetlerinin uygun olması nedeniyle diş hekimliğinde uzun yıllar boyunca kullanılmış ve kullanılmaktadır. Teknolojinin ilerlemesiyle paslanmaz çelik eğelere göre daha esnek, dentini kaldırmada daha etkili ve kanalın orijinal formuna uygun şekillendirme sağlayan NiTi eğeler geliştirilmiştir. NiTi eğelerin kullanımı aynı zamanda çalışma zamanını kısaltarak çocuk hastaların tedavisinde kolaylık sağlamaktadır. Bu avantajlarına rağmen, kullanım esnasında oluşan baskı ve gerilmeler ile meydana gelen deformasyonlar sonucunda NiTi eğelerde kanal içerisinde kırılabilirler (Haapasalo & Shen, 2013).

Döner NiTi eğeler genellikle torsiyonel ve döngüsel yorgunluğa bağlı olarak iki farklı şekilde kırılır (Bürklein & Schäfer, 2013). Torsiyonel yorgunluğa bağlı kırılma, alet kök kanalı içerisinde dönerken uç ya da herhangi bir kısmının kanal içerisinde sıkışması sonucunda oluşmaktadır. Ege kanal içerisinde sıkıştığı anda, endodontik motorun uyguladığı tork kuvveti eğenin plastik limit sınırlarını aşarak kırılmaya sebep olmaktadır (Martin et al., 2003). Aşırı torsiyonel yük nedeniyle kırılan aletler sıklıkla plastik deformasyon işaretlerini gösterir (Sattapan et al., 2000). Döngüsel yorgunluk sonucu meydana gelen kırılmalar ise aletin eğimli kök kanalı içerisinde maksimum eğilme noktasında tekrarlayan sıkışma ve gerilme kuvvetlerine maruz kalması sonucu oluşmaktadır (Lopes et al., 2007) ve bu kırılmalar herhangi bir plastik deformasyon işareti göstermeden gerçekleşir (Martin et al., 2003). Kök kanal eğelerinin döngüsel yorgunluğa karşı dirençleri; kanal kurvatür açısı ve çapına, eğenin şekli ve boyutuna, genişletme tekniğine, kök kanalının anatomisine, aletin dönme hızı ve torkuna, kullanıcının deneyimi ve kullanım sayısı gibi birçok faktöre bağlıdır (Pruett et al., 1997).

NiTi eğelerin kırılma dirençlerini artırmak amacıyla birçok çalışma yapılmaktadır. Döngüsel yorgunluk testleri bu çalışmalara öncülük etmektedir (Çapar & Arslan, 2016). NiTi eğelerin kırılma direnci üzerinde eğenin yaptığı hareket ve kullanıcı tecrübesinin etkisi olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur.

Bu tez çalışmasının amacı; piyasaya yeni çıkmış olan T-endo MUST resiprokasyon NiTi ege sistemi ile AF Baby File tam tur yapan NiTi eğelerinin farklı tecrübeye sahip kullanıcılar tarafından rezin yapay dişlerde kullanımı sonrası döngüsel yorgunluklarının karşılaştırılmasıdır.

Bu tez çalışmasının sıfır hipotezi; farklı tecrübeye sahip kullanıcılar tarafından rezin yapay dişlerde kullanmış T-endo MUST ve AF Baby File eğelerinin döngüsel yorgunluk dirençleri arasında fark olmayacaktır.

3. YÖNTEM

Bu uzmanlık tez projesi Kocaeli Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 2020/2257 proje numarası ile desteklenmiş olup, Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalında gerçekleştirilen *in vitro* bir çalışmadır.

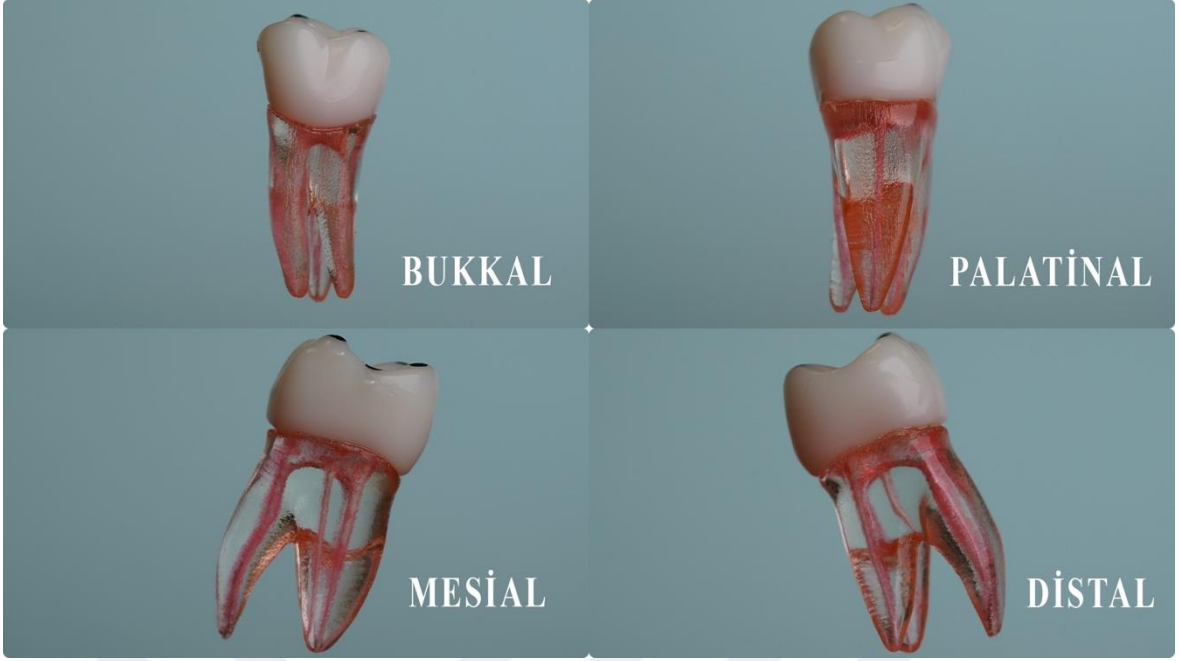
3.1. Örnek Büyüklüğünün Hesaplanması

Döngüsel yorgunluk için örnek sayısının belirlenmesinde Munoz ve ark. (Muñoz et al., 2014) çalışması baz alınarak ve G*Power 3.1 (Heinrich Heine Üniversitesi, Duesseldorf, Almanya) yazılımı kullanılarak, %95 güç düzeyi ve %5 hata payı ile güç analizinde grup başına örnek sayısını 8 olarak bulunmuştur. Bu nedenden dolayı çalışmamızda grup başına 10 adet NiTi eğe kullanılmıştır.

3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması

Çalışmamızda toplamda 60 adet yapay rezin diş (VDW, Münih, Almanya), 40 adet resiprokasyon yapan 21 mm T-endo MUST M25 (25/.06), 40 adet devamlı rotasyon yapan 16 mm uzunluğunda ABF 20/.04 ve 40 adet 16 mm uzunluğunda ABF 25/.04 NiTi ege sistemi kullanılmıştır.

Çalışmada kullanılan yapay rezin dişler üst 1. molar dişleri taklit eden, 3 kökten (mesio-bukkal, disto-bukkal ve palatinal) ve 4 kanaldan (mesio-bukkal 1, mesio-bukkal 2, disto-bukkal ve palatinal) oluşmaktadır (Şekil 13). 60 adet yapay rezin dişin tüm kanallarının (240 adet) açıklığı, çalışmada kullanılmadan önce, #15 numara K-file (VDW) ile kontrol edilip, kanalların apeks kadar açık olduğu ve her bir dişin ayrı ayrı kök kanal boylarının aynı boyda olduğu doğrulandı. Kök kanal boylarının belirlenmesinde, #15 numaralı K-file büyütme altında (OMS 3200; Zumax, Suzhou, Çin) apkesten görünene kadar ilerletildi ve bu boy kök kanal boyu olarak belirlendi. Çalışma uzunluğu, bu boydan 1 mm çıkarılarak hesaplandı ve farklı tecrübeye sahip kullanıcılara bildirilmek üzere kayıt altına alındı. Kullanılan dişlerin farklı kökleri için kullanılan çalışma uzunluğu Tablo 1’de gösterilmiştir. Yapay rezin dişlerde kök kanal boyu ölçülürken referans noktaları tüberküller üzerine işaretlendi ve kullanıcılar bu konuda bilgilendirildi (Şekil 14).



Şekil 13. Çalışmada kullanılan yapay rezin dişlerin farklı açılardan görünümü.

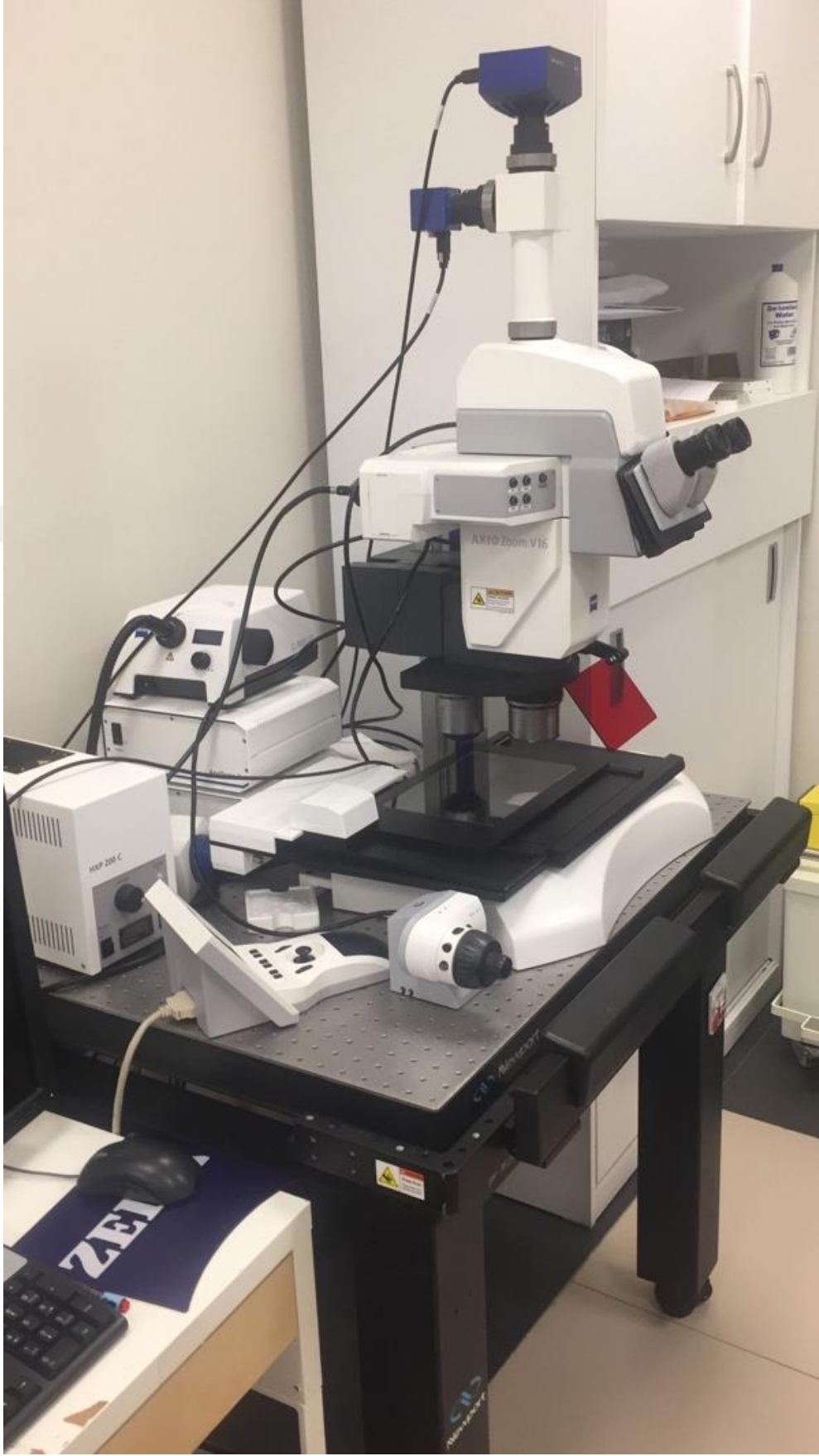


Şekil 14. Çalışmada kullanılan yapay rezin dişlerin oklüzal yüzeyinde oluşturulan referans noktaları.

Tablo 1. Çalışmada kullanılan yapay rezin dişlerin kök kanal boyları (mm) verilmiştir.

Kanal Adı	Kanal Boyu	Çalışma Uzunluğu
Mesio-bukkal 1	22 mm	21 mm
Mesio-bukkal 2	21 mm	20 mm
Disto-bukkal	21 mm	20 mm
Palatinal	23 mm	22 mm

Çalışmada kullanılan 40 adet T-endo MUST M25, 40 adet AF Baby File 20/.04 ve 40 adet AF Baby File 25/.04 NiTi eğe, çalışmada kullanılmadan önce stereo mikroskop (Carl Zeiss, AX10 Zoom V16) (Şekil 15) altında deformasyon ve üretim hatası yönünden farklı büyütme (x10 ile x20) altında incelendi. İncelenen eğelerde herhangi bir deformasyon ve/veya üretim hatası tespit edilmediğinden dolayı tümü çalışmaya dahil edildi.



Şekil 15. Çalışmamızda kullanılan stereo mikroskobun görünümü.

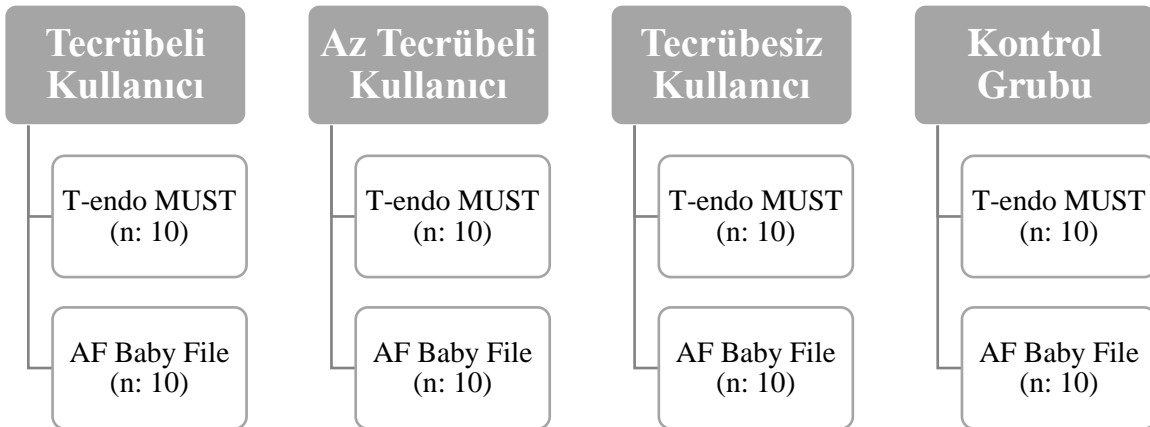
Çalışmamıza, farklı klinik tecrübelere sahip gönüllü 3 kullanıcı dahil edildi. Çalışmamızın deney ve kontrol grupları aşağıdaki gibi oluşturuldu (Şekil 16):

1. Grup: Bu grupta bulunan toplam 20 adet (10 adeti T-endo MUST eğesi ve 10 adeti ABF eğeleri ile) yapay rezin diş, NiTi döner eğe sistemleri ile kök kanal şekillendirmesi konusunda en az 10 yıl tecrübeye sahip Pedodonti anabilim dalı öğretim üyesi tarafından şekillendirildi.

2. Grup: Bu grupta bulunan toplam 20 adet (10 adeti T-endo MUST eğesi ve 10 adeti ABF eğeleri ile) yapay rezin diş, NiTi döner eğe sistemleri ile kök kanal şekillendirmesi konusunda 2 yıl tecrübeye sahip Pedodonti anabilim dalı uzmanlık öğrencisi tarafından şekillendirildi.

3. Grup: Bu grupta bulunan toplam 20 adet (10 adeti T-endo MUST eğesi ve 10 adeti ABF eğeleri ile) yapay rezin diş, NiTi döner eğe sistemleri ile kök kanal şekillendirmesi konusunda tecrübeye sahip olmayan Pedodonti anabilim dalı uzmanlık öğrencisi tarafından şekillendirildi.

4. Grup: Bu grupta herhangi kök kanal şekillendirilmesi gerçekteştirilmedi ve bu grupta bulunan toplam 20 adet (10 adet T-endo MUST M25 ve 10 adet ABF 25/.04) NiTi eğe kontrol grubu olarak ayrıldı.



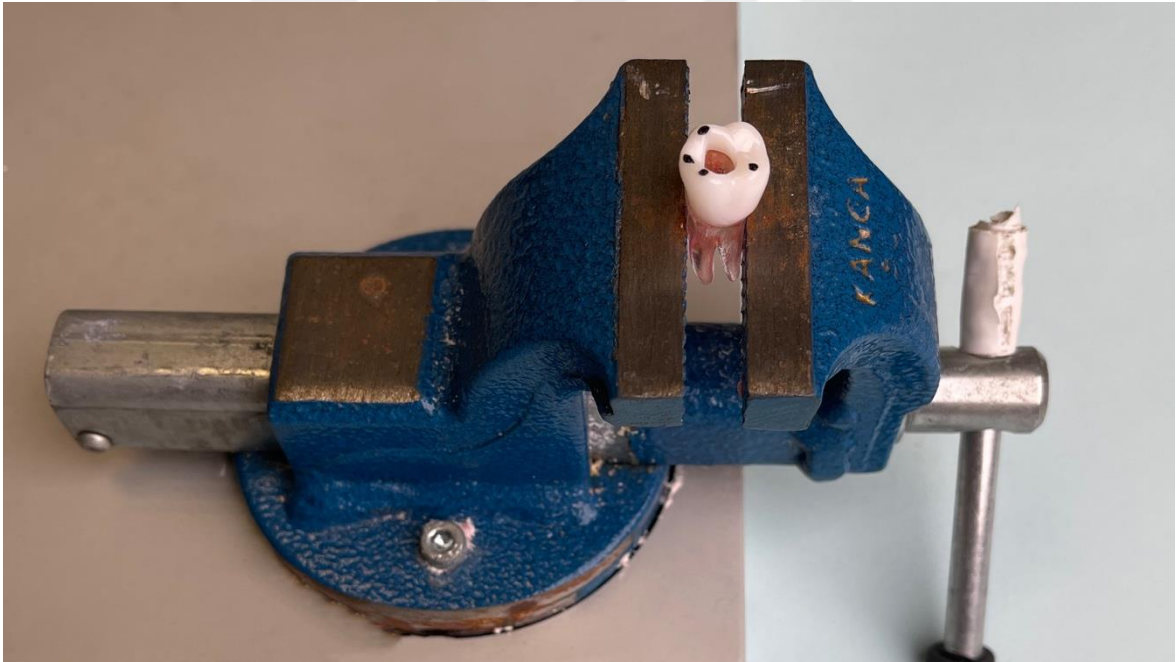
Şekil 16. Çalışmamızda oluşturulan grupların şematik görünümü.

Kullanıcılara başlangıç aşamasında çalışmanın detayları ve amacı anlatıldı. Kullanıcılar arasında standardizasyonu sağlamak amacı ile çalışmada kullanılacak olan NiTi döner eğe sistemlerinin yapısı ve kullanım talimatları hakkında detaylı bilgi verildi.

3.3. Yapay Rezin Dişlerin Şekillendirilme İşlemleri

Yapay rezin dişlerde şekillendirme işlemine başlamadan önce kullanıcılar kullanacak olan NiTi eğe sistemlerinin (T-endo MUST ve ABF) çalışma prensipleri konusunda bilgilendirildi. Yapay rezin dişlerde bulunan kök kanalları için çalışma uzunlukları bildirildi ve çalışma uzunlukları için belirlenen referans noktaları gösterildi.

Çalışmanın standardizasyonunu sağlamak için yapay rezin dişler bir mengene yardımı ile sabitlendi ve bütün şekillendirme işlemlerinin aynı şekilde yapılması sağlandı (Resim 17). Şekillendirme süresince toplamda 10 ml serum fizyolojik solüsyonu, 30 gauge yandan perfore irrigasyon iğneleri (Endo-Top; Group, Nisko, Polonya) ile kullanıldı.



Şekil 17. Çalışmamızda dişleri sabitlemek için kullanılan mengene düzeneği.

3.3.1. T-endo MUST NiTi Eğeleri ile Yapay Rezin Dişlerin şekillendirilmesi

T-endo MUST M25 (25/.06) NiTi eğeleri, kullanıcı talimatlarına uygun olarak tork kontrollü endodonti motor (Ai; Woodpecker, Guilin, Çin) kütüphanesinde bulunan “T-endo MUST” programında kullanıldı (T-endo MUST programında eğeler 300 rpm hız, 4,2 Ncm tork ile 160° saat yönün tersi ve 40° saat yönüne hareket edecek şekilde programlanmıştı).

şekillendirme sırasında standardizasyonu sağlamak amacıyla, yapay rezin dişlerin kök kanalları sırasıyla palatinal, disto-bukkal, mesio-bukkal 1 ve mesio-bukkal 2 olacak şekilde şekillendirildi.

Kullanıcılar yapay rezin dişlerin kök kanallarında ilk önce #15 numaralı K-file (VDW) kullanılarak saat kurma hareketi ile rehber yol oluşturuldu ve daha sonra NiTi eğeler ile şekillendirme işlemine devam edildi. T-endo MUST NiTi eğeleri vertikal ileri geri gagalama (pecking) hareketi ile kullanıldı. Eğeler her 3 gagalama hareketinden (yaklaşık 3 mm vertikal ilerleme) sonra kök kanallarından çıkartıldı. Kök kanalları 10 ml serum ile yıkandı. Eğeler alkollü gazlı bez ile temizlendi. Bu işlem her bir kök kanalında çalışma uzunluğuna ulaşıncaya kadar tekrarlandı.

Tüm gruplarda şekillendirme için geçen toplam süre saniye olarak kaydedildi. Toplam sürenin içerisine eğe değiştirilmesi ve irrigasyon işlemleri dahil edilmeyerek, toplam sürenin rezin blokları şekillendirmek için harcanan süre olarak belirlenmesi sağlandı.

Yapay rezin dişlerin şekillendirilmesi bittikten sonra eğeler (n: 60) dinamik döngüsel yorgunluk testi yapılmak üzere gruplara göre numaralandırılarak ayrıldı (şekil 18).



Şekil 18. Çalışmamızda kullanılan nikel titanyum eğelerin görüntüsü.

3.3.2. AF Baby File NiTi Eğeleri ile Yapay Rezın Dişlerin Şekillendirilmesi

AF Baby File 20/.04 ve 25/.04 NiTi eğeleri, kullanıcı talimatlarına uygun olarak tork kontrollü endodonti motor (Ai) ile 300 rpm hız ve 2 Ncm tork değerleri kullanıldı.

Şekillendirme sırasında standardizasyonu sağlamak amacıyla, yapay rezın dişlerin kök kanalları sırasıyla palatinal, disto-bukkal, mesio-bukkal 1 ve mesio-bukkal 2 olacak şekilde şekillendirildi.

Kullanıcılar yapay rezın dişlerin kök kanallarında ilk önce #15 numaralı K-file (VDW) kullanılarak saat kurma hareketi ile rehber yol oluşturuldu ve daha sonra NiTi eğeler ile şekillendirme işlemine devam edildi. Kök kanal şekillendirmesine ABF 20/.04 ile başlandı, bu eğe ile çalışma uzunluğuna ulaşıldıktan sonra ABF 25/.04 ile devam edildi. ABF NiTi eğeleri vertikal ileri geri gagalama hareketi ile kullanıldı. Eğeler her 3 gagalama hareketinden (yaklaşık 3 mm vertikal ilerleme) sonra kök kanallarından çıkartıldı. Kök kanalları 10 ml serum ile yıkandı. Eğeler alkollü gazlı bez ile temizlendi. Bu işlem her bir kök kanalında çalışma uzunluğuna ulaşınca kadar tekrarlandı.

Tüm gruplarda şekillendirme için geçen toplam süre saniye olarak kaydedildi. Toplam sürenin içerisine eğe değiştirilmesi ve irrigasyon işlemleri dahil edilmeyerek, toplam sürenin rezin blokları şekillendirmek için harcanan süre olarak belirlenmesi sağlandı.

Yapay rezin dişlerin şekillendirilmesi bittikten sonra 25/.04 büyüklüğündeki (n: 60) eğeler dinamik döngüsel yorgunluk testi yapılmak üzere gruplara göre numaralandırılarak ayrıldı (Şekil 18).

3.4. Dinamik Döngüsel Yorgunluk Testi

3.4.1. Dinamik Yorgunluk Testi için NiTi Eğelerin Hazırlanması

Kullanılmış eğeler dinamik yorgunluk testi öncesi üzerindeki artıkların temizlenmesi için etil alkol içerisinde 30 dk. ultrasonik banyoda aktivasyona tabii tutuldu. Daha sonra her bir NiTi ege 5 ml distile su ile yıkandı ve hava ile kurutuldu.

3.4.2. Dinamik Yorgunluk Test Düzeneği

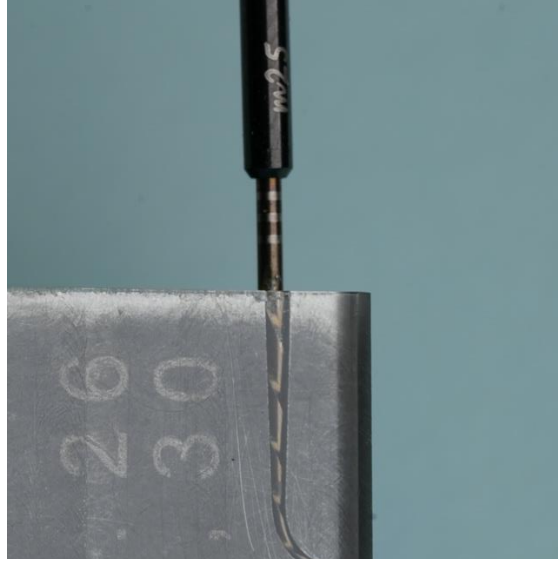
Çalışmamızda klinik koşulların daha iyi taklit edilebilmesi için daha önceki çalışmalarda (Keskin et al., 2018; Özyürek, Yılmaz, et al., 2017a) kullanılmış olan dinamik yorgunluk test düzeneğinin modifikasyonu (Alnet, İstanbul, Türkiye) kullanıldı. Eğelerin test işlemi esnasında stabilizasyonu amacıyla tork ve hız ayarlı 6:1 redüksiyona sahip endodontik mikro motor ve anguldurva (VDW Silver Reciproc, VDW) test cihazına bağlanarak kullanıldı (Şekil 19).



Şekil 19. Çalışmamızda kullanılan VDW Silver Reciproc cihazı.

5.4.2.1. Test Düzeneginde Kullanılan Yapay Kanalların Yapısı

Çalışmamızda döngüsel yorgunluk testi için eğelerin büyüklük ve konisitesine uygun paslanmaz çelikten hazırlanmış 2 ayrı yapay kanal kullanıldı (Özyürek, Uslu, et al., 2018; Yılmaz et al., 2018). Paslanmaz çelik yapay kanalların her ikisi de 15 mm uzunluğunda, kurvatür yarı çapı 5 mm ve kurvatür açısı 60° olacak şekilde üretildi. T-endo MUST NiTi eğeleri için hazırlanmış paslanmaz çelik yapay kanal, M25 (25/.06) eğesinden 0,1 mm büyük olacak şekilde (Şekil 20). ABF NiTi eğeleri için hazırlanmış paslanmaz çelik yapay kanal, 25/.04 eğesinden 0,1 mm büyük olacak şekilde üretildi (Şekil 21).



Şekil 20. Çalışmamızda kullanılan paslanmaz çelik yapay kanal içinde T-endo MUST eğesinin görünümü.



Şekil 21. Çalışmamızda kullanılan paslanmaz çelik kanalın görüntüsü.

3.4.2.2. Test Düzeneginde Kullanılan Yazılım

Çalışmamızda kullanılan dinamik döngüsel yorgunluk cihazında bulunan ve vertikal olarak hareket edebilen elektronik devre kullanılarak, motorun vertikal hareket

miktarı 3 mm/s olarak ayarlandı. Aynı yazılım ve sisteme entegre edilen sensör sayesinde test edilen eğeler kırıldığında motorun durması sağlandı ve eğeler kırılıncaya kadar geçen zaman kontrol ünitesinde bulunan LCD ekran vasıtasıyla kayıt altına alındı (Şekil 22).



Şekil 22. Çalışmamızda kullanılan döngüsel yorgunluk cihazının LCD ekranı.

5.4.2.3. Test Düzeneğinde Kullanılan Isı Ayarlı Fırın

Çalışmamızda klinik koşulların taklit edilebilmesi için tüm test işlemleri özel olarak üretilmiş ısı ayarlı bir fırın (Alnet) içerisinde gerçekleştirildi (Şekil 23). Isı ayarlı fırın içerisinde bulunan ısı sensörleri ve üzerinde bulunan kontrol ünitesi sayesinde ortam sıcaklığı -5°C ile $+60^{\circ}\text{C}$ arasında ayarlanabilmektedir. Daha önce yapılmış çalışmalar referans alınarak kanal içi sıcaklık 35°C 'ye ayarlandı (Özyürek, Uslu, et al., 2018; Yılmaz et al., 2018).

Şekil 23. Çalışmamızda kullanılan vücut ısısını taklit etmeyi sağlayan fırın.



3.4.3. Dinamik Döngüsel Yorgunluk Testinin Yapılışı

T-endo MUST NiTi eğeleri dinamik yorgunluk test cihazına entegre edilmiş endodontik mikro motora (WDV SILVER) takılarak “RECIPROC ALL” programında, ABF 25/.04 NiTi eğeleri ise manuel ayarla, endodontik motor 350 rpm devir hızına ayarlanarak çalıştırıldı. Eğelerin dönmeleri sırasında rahatça hareket edebilmeleri ve klinik koşulları daha iyi taklit edilebilmesi için paslanmaz çelikten yapılmış kök kanalları suya daldırılarak, düzenek aktif hale getirildi.

Toplamda 40 adet T-endo MUST M25 ve 40 adet ABF 25/.04 NiTi eğesi dinamik yorgunluk cihazında kırılıncaya kadar döndürüldü. Her bir eğe kırılıncaya kadar geçen zaman saniye cinsinden kayıt altına alındı. Daha sonra her bir eğenin kırılıncaya kadar yaptığı tur sayısı aşağıdaki formül ile hesaplanarak kaydedildi.

Kırılıncaya kadar yapılan tur = Eğelerin dakikada yaptığı tur sayısı (rpm) x Eğeler kırılıncaya kadar geçen süre (s) / 60

Kırık paręaların uzunluğu kumpas yardımıyla mm cinsinden kayıt altına alındı.

3.5. Taramalı Elektron Mikroskop Analizi

Her bir deney grubu ve kontrol gruplarından 2 adet T-endo MUST ve 2 adet ABF NiTi eğe kırık tiplerinin belirlenmesi için taramalı elektron mikroskopu (SEM) ile incelenmek üzere ayrıldı. Eğeler SEM inceleme öncesi debris artıklarını uzaklaştırmak amacıyla alkolle temizlendi ve daha sonra etil alkol içerisinde 30 dk. ultrasonik aktivasyon yapıldı. Kırık eğe yüzeylerinden İstanbul Medipol Üniversitesi, Sağlık Bilim ve Teknolojileri Araştırma Enstitüsünde bulunan taramalı elektron mikroskopu (Carl Zeiss, GeminiSEM 500) (şekil 25) cihazı ile çeşitli büyütme oranlarında (x300, x350, x4000) fotoğraflar alındı.



Şekil 24. Çalışmamızda kullandığımız taramalı elektron mikroskobu.

3.6. İstatistiksel Analiz

Kırık uzunluğu ve eğelerin kırılana kadar yaptığı tur sayısı verilerin normal dağılıp dağılmadığının anlaşılması için verilere ilk önce Shapiro-Wilk testi uygulandı. Verilerin normal dağılmadığı belirlendi. Bu nedenden dolayı parametrik olmayan test grubundan Kruskal-Wallis testi ile her iki eğe türünde de kullanıcı grupları ve kontrol gruplarında elde edilen tur sayıları arasındaki fark istatistiksel olarak belirlendi. Tüm işlemler %95 güven aralığında ve IBM-SPSS 26.0 (IBM SPSS, Chicago, IL, ABD) programı kullanılarak yapıldı.



4. BULGULAR

Test edilen eğelerin kırılıncaya kadar yaptıkları tur sayılarının ortalama ve standart sapma değerlerinin tecrübe gruplarına göre dağılımı Tablo 2’de ayrıntılı bir şekilde gösterilmiştir. Tecrübe düzeyine göre ayrılan tüm gruplarda ve kontrol grubunda TEM eğelerinin kırılıncaya kadar yaptıkları tur sayıları ABF eğelerine göre anlamlı bir şekilde yüksek bulundu ($P < 0,05$). TEM eğelerinin kırılıncaya kadar yaptıkları tur sayıları tecrübe düzeyine göre farklılık göstermezken ($P > 0,05$), kontrol grubuna göre anlamlı derecede düşük bulundu ($P < 0,05$). ABF eğelerinin kırılıncaya kadar yaptıkları tur sayıları tecrübe düzeyine göre farklılık göstermezken ($P > 0,05$), kontrol grubuna göre anlamlı derecede düşük bulundu ($P < 0,05$).



Tablo 2. Test edilen eğelerin kırılıncaya kadar yaptıkları tur sayılarının ortalama ve standart sapma değerleri.

EĞELERİN KIRILINCAYA KADAR YAPTIKLARI TUR SAYISI			
GRUP	T-endo MUST Eğeleri	AF Baby File Eğeleri	P-değer
Kontrol Grubu	7193,24 ± 247,24 ^{ax}	3297,19 ± 232,02 ^{ay}	< 0,05
Tecrübesiz Kullanıcı Grubu	5640,25 ± 799,67 ^{bx}	1956,69 ± 306,75 ^{by}	< 0,05
Az Tecrübeli Kullanıcı Grubu	5382,88 ± 433,84 ^{bx}	2058,41 ± 241,80 ^{by}	< 0,05
Tecrübeli Kullanıcı Grubu	5794,38 ± 501,92 ^{bx}	2156,61 ± 256,76 ^{by}	< 0,05
P- değer	< 0,05	< 0,05	

* Farklı harfler %5 düzeyinde istatistiksel farklılığı belirtmektedir (x,y; sütunlar ve a,b; kolonlar).

Deneilerin yapılması için geçen toplam sürenin ortalama ve standart sapma değerlerinin tecrübe gruplarına göre dağılımı Tablo 3'te ayrıntılı bir şekilde gösterilmiştir. Tecrübe düzeyine göre ayrılan tüm gruplarda TEM eğeleri ile şekillendirme yapmak için gerekli toplam süre ABF eğelerine göre anlamlı bir şekilde düşük bulundu ($P < 0,05$). TEM eğeleri ile şekillendirme yapmak için gerekli toplam sürenin tecrübe düzeyine göre farklılık göstermediği bulundu ($P > 0,05$). ABF eğeleri ile şekillendirme yapmak için gerekli toplam sürenin tecrübe düzeyine göre farklılık göstermediği bulundu ($P > 0,05$).

Tablo 3. Deneilerin yapılması için geçen toplam sürenin (s) ortalama ve standart sapma değerlerinin tecrübe gruplarına göre dağılımı.

TOPLAM SÜRE			
GRUP	T-endo MUST Eğeleri	AF Baby File Eğeleri	P-değeri
Tecrübesiz Kullanıcı Grubu	348,96 ± 20,43 ^{ax}	662,01 ± 74,48 ^{ay}	< 0,05
Az Tecrübeli Kullanıcı Grubu	340,13 ± 26,19 ^{ax}	561,33 ± 25,37 ^{ay}	< 0,05
Tecrübeli Kullanıcı Grubu	330,15 ± 50,92 ^{ax}	554,56 ± 22,44 ^{ay}	< 0,05
P- değeri	> 0,05	> 0,05	

* Farklı harfler %5 düzeyinde istatistiksel farklılığı belirtmektedir (x,y; sütunlar ve a,b; kolonlar

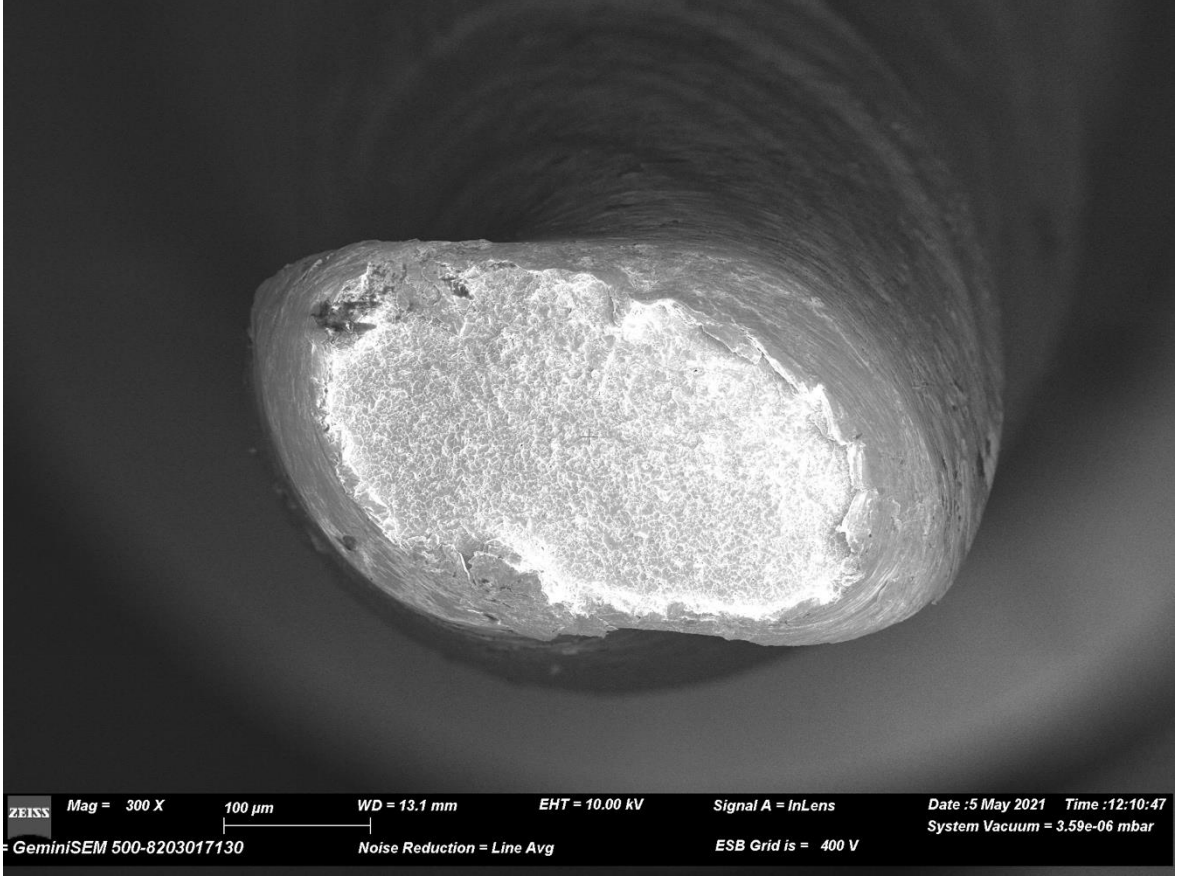
Test edilen eğelerin kırık parçalarının uzunluklarının ortalama ve standart sapma değerlerinin tecrübe gruplarına göre dağılımı Tablo 4'te ayrıntılı bir şekilde gösterilmiştir. TEM ve ABF eğeleri arasında ve tecrübe gruplarına göre eğelerin kırık parça uzunlukları arasında anlamlı bir fark bulunmadı ($P > 0,05$).

Tablo 4. Test edilen eğelerin kırık parça uzunluklarının (mm) ortalama ve standart sapma değerleri.

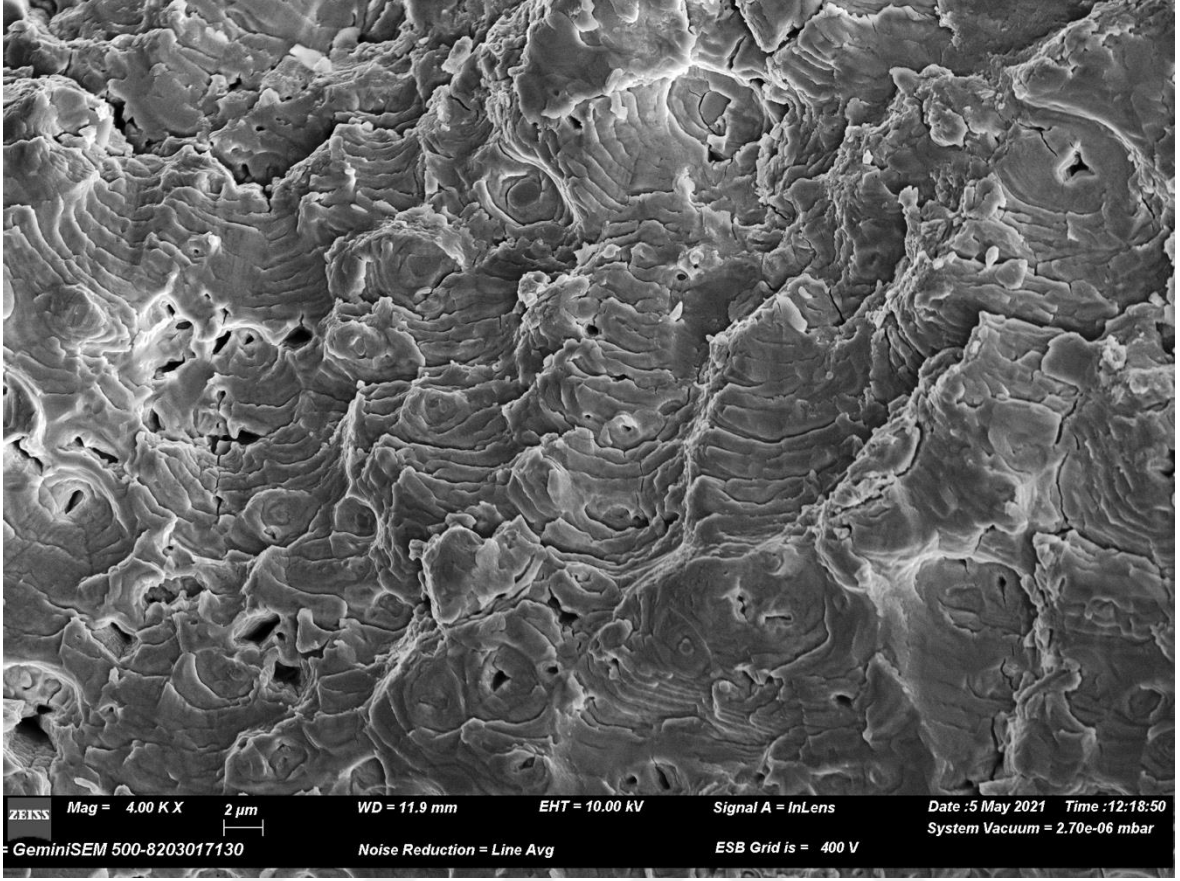
EĞELERİN KIRIK PARÇALARININ UZUNLUĞU (mm)			
GRUP	T-endo MUST Eğeleri	AF Baby File Eğeleri	P-değeri
Kontrol Grubu	4,58 ± 0,31 ^{ax}	4,61 ± 0,32 ^{ax}	> 0,05
Tecrübesiz Kullanıcı Grubu	4,80 ± 0,35 ^{ax}	4,66 ± 0,43 ^{ax}	> 0,05
Az Tecrübeli Kullanıcı Grubu	4,89 ± 0,44 ^{ax}	4,53 ± 0,29 ^{ax}	> 0,05
Tecrübeli Kullanıcı Grubu	4,77 ± 0,54 ^{ax}	4,69 ± 0,40 ^{ax}	> 0,05
P- değeri	> 0,05	> 0,05	

* Farklı harfler %5 düzeyinde istatistiksel farklılığı belirtmektedir (x,y; sütunlar ve a,b; kolonlar).

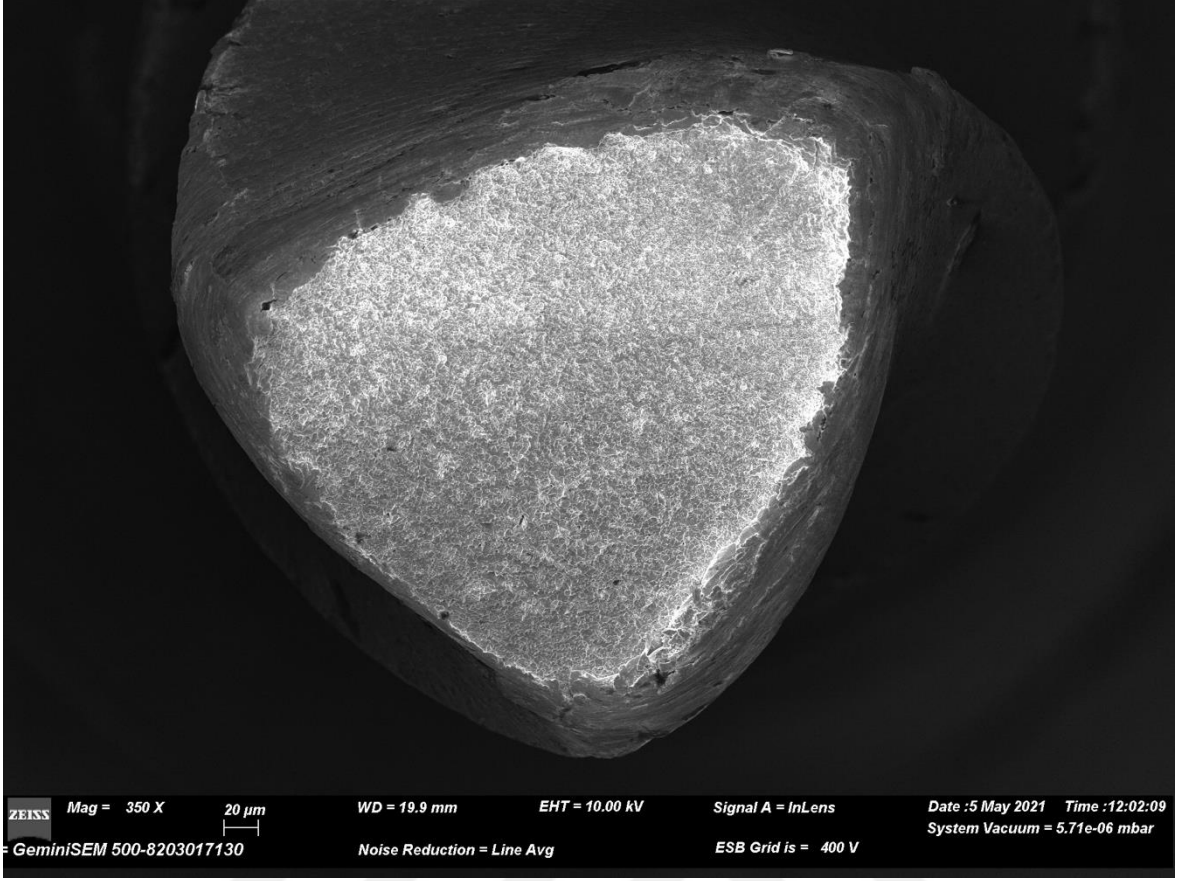
Her kullanıcı grubundan SEM analizi için ayrılan eğelerden çeşitli büyütmelerde alınan görüntülerde (x300, x350, x4000), döngüsel yorgunluğa özel olan przli yüzey, mikro gözenekler ve yorgunluk çizgileri belirlendi (Şekil 26-27).



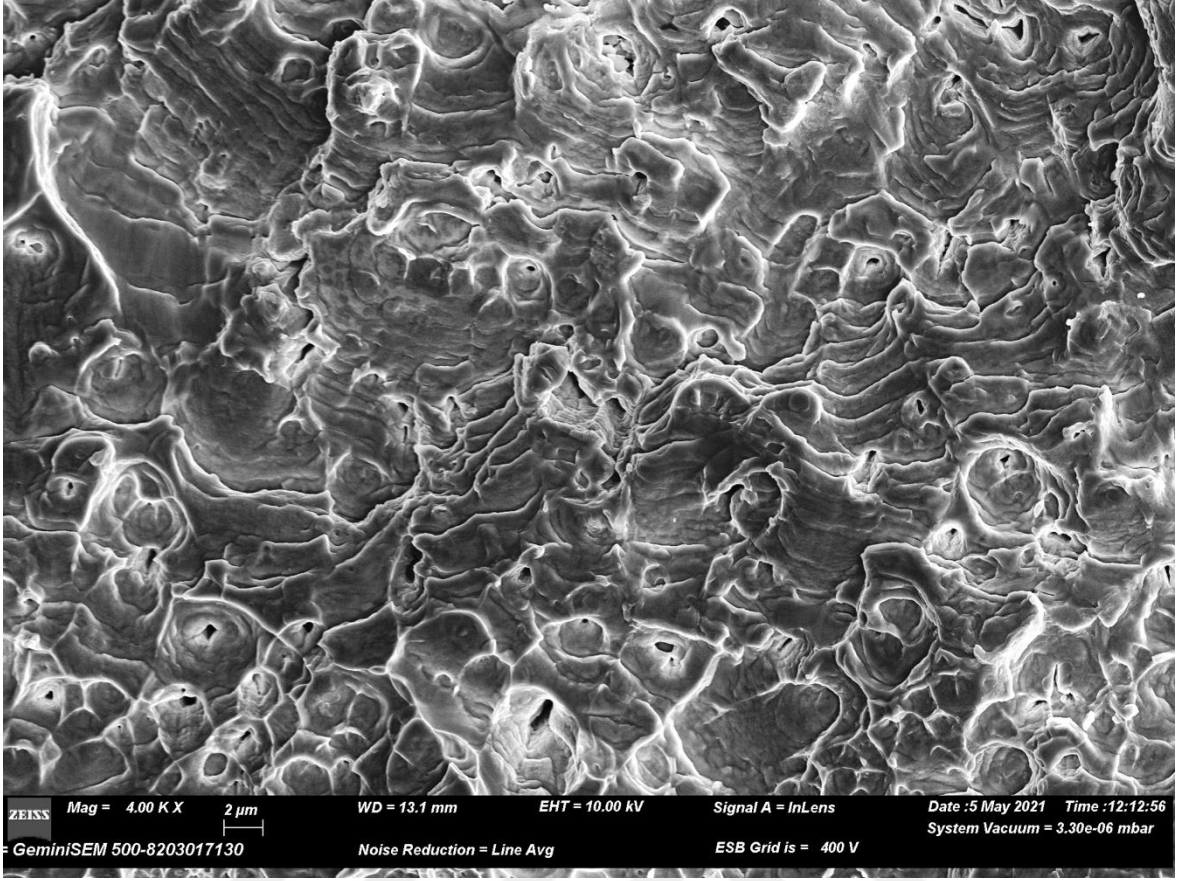
Şekil 25. Test edilen T-endo MUST eğelerinin kırık yüzeylerinden alınan taramalı elektron mikroskop görüntüsü.



Şekil 26. Test edilen T-endo MUST eğelerinin kırık yüzeylerinden alınan taramalı elektron mikroskop görüntüsü.



Şekil 27. Test edilen AF Baby File eğelerinin kırık yüzeylerinden alınan taramalı elektron mikroskop görüntüsü.



Şekil 28. Test edilen AF Baby File eğelerinin kırık yüzeylerinden alınan taramalı elektron mikroskop görüntüsü.

Deneyle sırasında az tecrübeli grupta 2 adet ABF eğenin ve tecrübesiz grupta 1 adet ABF eğesinin saplarında ayrılma görüldü (Şekil 28-29). Bu nedenden dolayı bu örnekler ve eğeler yenileri ile değiştirilerek şekillendirme işlemi tekrar edildi.

5. TARTIŞMA

Kök kanal tedavisinin başarısı için pulpa ve doku artıklarının, mikroorganizmaların ve ürünlerinin kök kanal sisteminden uzaklaştırılması gerekmektedir (Basmadjian-Charles et al., 2002). Kök kanal sisteminin dezenfeksiyonu, irrigasyon destekli mekanik şekillendirme ve kanal içi ilaç uygulamasıyla gerçekleştirilebilmektedir (Byström & Sunqvist, 1985). Kök kanal şekillendirme etkinliğinin artırılması ve basitleştirilmesi için birçok mekanik alet ve teknik geliştirilmiştir. Kök kanallarının şekillendirilmesi için kullanılan alet ve teknikler, el eğeleri ve döner eğeler olarak sınıflandırılmaktadır. Döner eğelerin kullanımı el eğeleriyle karşılaştırıldığında, kök kanal şekillendirmesini daha kolay ve hızlı olmasını sağlamaktadır (Schäfer et al., 2004).

NiTi döner eğelerin kök kanal tedavisinde kullanılması sonrası, eğri kanalların şekillendirilmesi kolaylaşmış ve hekim yorgunluğunu azalmıştır (Thompson & Dummer, 1997b). Ayrıca paslanmaz çelik el eğelerinin kullanımı sırasında oluşabilen iyatrojenik hatalar (basamak oluşumu, apikal transportasyon vb.) azalmıştır (Glosson et al., 1995). Günümüzde kök kanal sisteminin temizlenme ve şekillendirilme işlemlerini kolaylaştırmak için değişik tasarım ve boyutta çok sayıda NiTi döner eğe kullanıma sunulmuştur (Xu et al., 2006).

Yukarıda sayılan tüm önemli avantajlarına rağmen, NiTi döner eğelerin klinik kullanımları sırasında beklenmedik bir şekilde kırılabilmesi ilgili dişin prognozunu olumsuz etkileyebilmektedir (Ankrum et al., 2004). Döner eğelerin kırılması torsiyonel ya da döngüsel yorgunluğa bağlı olarak meydana gelebilmektedir (Sattapan et al., 2000). Torsiyonel kırılma, eğenin uç ya da herhangi bir kısmının kanal içerisinde sıkışması ile meydana gelir. Anguldurva tarafından uygulanan tork değeri metalin elastik limitini aştığında eğe kırılır (Peters, 2004). Torsiyonel yük nedeniyle kırılan eğe genelde plastik deformasyonun belirli işaretlerini gösterir (Sattapan et al., 2000). Metal yorgunluğu yani döngüsel yorgunluk nedeniyle meydana gelen kırılmada eğe, kanal içerisinde herhangi bir şekilde sıkışmaz ve eğimli bir kanalda meydana gelen gerilim ve baskı kuvvetleri sonucunda kırılır (Haikel et al., 1999; Pruett et al., 1997). NiTi eğeler döngüsel yorgunluğa maruz kaldığında, eğelerde herhangi bir deformasyon işareti oluşmadan, eğe kırılması beklenmedik bir şekilde meydana gelebilmektedir (Sattapan et al., 2000).

Döner eğerlerin yorgunluk direncini arttırmak için NiTi alaşımların mikro yapısının ısı işlemler ile geliştirilmesi (Ye & Gao, 2012) ve döner NiTi eğerlerin resiprokal hareketle kullanılması umut verici çözümler olarak görülmektedir (Pedullà et al., 2013). T-endo MUST resiprokasyon hareketiyle çalışan tek ege NiTi sistemi döngüsel yorgunluğa direnci ve dayanımı arttırmak için TM-Wire alaşımından üretilmiştir. TM-Wire alaşımı, tescilli ısı yöntemiyle geliştirilmiştir (Taha, 2021). AF Baby File ise yine eğerin döngüsel yorgunluğa direnci ve dayanımı arttırmak için H-Wire alaşımından üretilmiştir (Hande, 2021). Literatürde TEM ve ABF NiTi eğerlerini karşılaştıran çalışmaya rastlanılmamıştır.

Literatürde kullanıcı tecrübesinin endodontik tedavi üzerine etkisini inceleyen oldukça az sayıda çalışma bulunmaktadır (Mandel et al., 1999; Mesgouez et al., 2003; Muñoz et al., 2014). Mandel ve ark. kullanıcı deneyiminin ege kırıkları üzerine etkisini araştırmak amacıyla 2 endodontist ve 3 pratisyen diş hekiminden oluşan operatörler ile bir çalışma gerçekleştirmiştir (Mandel et al., 1999). Başka bir çalışmada, Mesgouez ve ark. kullanıcı deneyiminin NiTi döner eğerler ile gerçekleştirilen preparasyon süresi üzerine etkisini deneyimli ve deneyimsiz olmak üzere 2 farklı kullanıcı grubu ile değerlendirmiştir (Mesgouez et al., 2003). Munoz ve ark. (Muñoz et al., 2014) ise kullanıcı deneyiminin NiTi döner eğerler ile kanal preparasyonu üzerine etkisini diş hekimliği öğrencileri ve endodonti asistanları olmak üzere 2 farklı kullanıcı grubu ile incelemiştir. Daha önce farklı tecrübeye sahip kullanıcıların NiTi döner ege sistemlerinin döngüsel yorgunluğuna etkisini inceleyen herhangi bir çalışma rastlanılmamaktadır. Bu nedenle çalışmamızda TEM resiprokasyon NiTi ege sistemi ile ABF File tam tur yapan NiTi eğerlerinin farklı tecrübeye sahip (tecrübesiz, az tecrübeli ve tecrübeli grup) kullanıcılar tarafından rezin yapay dişlerde kullanımı sonrası döngüsel yorgunluklarının karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Kök kanal şekillendirilmesi sırasında oluşan ege kırılmaları döngüsel veya torsiyonel yorgunluk ya da her ikisinin aynı anda oluşmasından kaynaklanabilmektedir (Wei et al., 2007). Ancak klinik kullanım esnasında ege kırılmalarının en önemli sebebinin metal yorgunluğu ve dolayısı ile döngüsel yorgunluk olduğu bildirilmiştir (Plotino et al., 2009). Kök kanal şekillendirmesi sırasında ege üzerinde oluşan sürekli gerilim ve baskı kuvvetleri, eğerin plastik deformasyon limitini aşığında egede kırık meydana gelir. Sattapan ve ark. (Sattapan et al., 2000) klinik kullanım sonrasında eğerlerin kırılma çeşitlerini değerlendirmişler, kırık tiplerinin % 55,7 oranında torsiyonel, % 44,3 oranında döngüsel yorgunluğa bağlı oluştuğunu bildirmişlerdir. Sattapan ve ark. (Sattapan et al.,

2000) torsiyonel yorgunluğa bağı kırılma oranının yüksek olmasının nedenini küçük çaplı eğerlerin torsiyoona daha az dirençli olmasına bağlamışlardır. Peng ve ark. (Peng et al., 2005) klinik kullanım sonrası eğerleri analiz ettikleri çalışmada kırılma çeşidinin çoğunlukla döngüsel yorgunluktan kaynaklandığını tespit etmişlerdir. Peng ve ark. (Peng et al., 2005)'nın sonuçlarına benzer şekilde, Cheung ve ark. (Cheung et al., 2005) ve İnan ve Gönülool (Inan & Gonulol, 2009) klinik kullanım esnasında eğe kırıklarına büyük çoğunlukla (%93, %71,58 sırasıyla) döngüsel yorgunluğun neden olduğunu bildirmişlerdir. Bu nedenden dolayı çalışmamızda, T-endo MUST resiprokasyon NiTi eğe sistemi ile AF Baby File tam tur yapan NiTi eğerlerinin rezin yapay dişlerde kullanımı sonrası döngüsel yorgunluklarının karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Amerikan Dişhekimleri Birliğı (ADA), paslanmaz çelik eğerlerin torsiyonel ve döngüsel yorgunluğunu değerlendirmek amacıyla mekanik test prosedürlerini ortaya koyan No:28 şartnamesini hazırlamıştır. Aynı testler Uluslararası Standartlar Teşkilatı (ISO) tarafından 0.2 koniklik açısına sahip paslanmaz çelik el eğerlerinde de kullanılmıştır. Günümüzde birçok döngüsel yorgunluk testi uygulanmaktadır. Bugüne kadar döner NiTi eğerlerin döngüsel yorulmaya bağı dirençleriyle ilgili herhangi bir test tarif edilmemiştir. ISO ve ADA halen büyük koniklik açısına sahip döner NiTi eğerlerle ilgili bir test standardı geliştirmek için çalışmaktadırlar. Üreticilerin daha verimli eğerler üretmesi ve bilim insanların daha karşılaştırılabilir sonuçlar ortaya koyabilmesi açısından büyük koniklik açısında sahip eğerlerin döngüsel yorgunluğunun karşılaştırılması için standart bir teste ihtiyaç duymaktadırlar. Böylece döner NiTi eğerlerin mekanik özellikleri ile ilgili net bilgiler elde edilecek ve deneysel değerlendirmeler herkes tarafından kabul edilebilir olacaktır (Plotino et al., 2007).

Literatürde endodontik eğerlerin döngüsel yorgunluk direnci çeşitli statik ve dinamik modellerde incelenmiştir. Statik modeller ile gerçekleştirilen döngüsel yorgunluk testlerinde, kanal eğesi sabit bir çalışma boyunda eğilir ve daha sonra kırılana kadar döndürülür (Cheung & Darvell, 2007). Dinamik modeller ile gerçekleştirilen testlerde ise, statik model testine ek olarak kanal eğesi ileri-geri (aksiyel) hareketler ile kırılincaya kadar döndürülür (Dederich & Zakariasen, 1986). Günümüze kadar birçok döngüsel yorgunluk çalışması, iyi kontrol edilen deney şartları altında statik bir model kullanılarak yapılmıştır (Özyürek, 2016; Özyürek, Uslu, et al., 2018; Özyürek, Uslu, et al., 2017; Özyürek, Yılmaz, et al., 2017a, 2017b; Uslu, Özyürek, Gündoğar, et al., 2018; Uslu, Özyürek, Yılmaz, et al.,

2018; Yılmaz et al., 2018). Bununla birlikte, klinik şartların daha tatminkar bir benzerini taklit etmesi bakımından, aksiyel hareketi de içeren dinamik bir çalışma modelinin kullanılmasının daha iyi sonuçlar sağlayacağı düşünülmektedir (Plotino et al., 2007).

Çalışmalarda eğelerin marka ve üretim şekillerine bakılmaksızın dinamik döngüsel yorgunluk testinin statik teste göre eğelerin kırılincaya kadarki tur sayılarını anlamlı derecede arttırdığı bildirilmiştir (Li et al., 2002; Lopes et al., 2016; Lopes et al., 2007). Statik test modelinde ege aksiyel (ileri-geri) olarak hareket etmediğinden baskı ve gerilme stresleri tek bir alanda toplanmaktadır. Biriken bu stresler egede yapısal değişiklik başlatmaktadır. Dinamik test modelinde ise ege aksiyel olarak hareket ettiğinden dolayı oluşan stres eğenin şaftı boyunca dağılmaktadır. Araştırmacılar, dinamik test modelinde stresin ege şaftı boyunca dağıtılmasının eğenin kırılmaya karşı direncini artırdığını bildirmişlerdir (Barbosa et al., 2007; Lopes et al., 2013; Rodrigues et al., 2011). Bu nedenle birçok çalışmada klinik şartların daha iyi bir şekilde taklit edilebilmesi için döngüsel yorgunluk testleri dinamik test modeli üzerinde gerçekleştirmiştir (Barbosa et al., 2007; Kramkowski & Bahcall, 2009; Li et al., 2002; Lopes et al., 2010; Lopes et al., 2013; Ray et al., 2007; Rodrigues et al., 2011; Yao et al., 2006). Bu nedenlerden dolayı çalışmamızda dinamik döngüsel yorgunluk test düzeneği kullanılmıştır.

Dinamik test modellerinde, eğelere uygulanan ileri-geri hareket miktarının eğelerin kırılmalarını üzerinde önemli bir yeri olduğu çalışmalarda vurgulanmıştır (Dederich & Zakariassen, 1986; Li et al., 2002; Yao et al., 2006). Li ve ark. (Li et al., 2002) klinik koşulları daha iyi bir şekilde taklit edebilmek ve eğeyi esnek pozisyonda tutmak amacıyla ileri-geri hareket miktarının 1, 2 ve 3 mm ile sınırlandırılması gerektiğini bildirmişlerdir. İleri-geri hareketinin miktarı arttıkça eğenin kırılmasına kadar geçen zamanının da arttığı bildirilmiş ve ileri-geri hareket esnasında, ege kurvatürlü yapay kanalda daima stres altında olduğundan, ileri-geri hareket miktarının artmasıyla eğenin yüksek stres alanlarının olduğu bölgelere geçiş sürelerinin de artacağı ifade edilmiştir. Genellikle yapılan çalışmalarda, dinamik test modellerinde ileri-geri hareket miktarı saniyede 3 mm (3 mm/s) olarak belirlenmiştir (Ray et al., 2007; Yao et al., 2006). Bu nedenden dolayı çalışmamızda dinamik döngüsel yorgunluk test cihazının ileri-geri hareket miktarı 3 mm/s olarak belirlenmiştir.

Döngüsel yorgunluk testlerinde kullanılacak olan yapay kanalların test edilecek eğelere uygun bir şekilde hazırlanması döngüsel yorgunluk testinin doğru ve güvenilir bir

şekilde gerçekleşmesi için önemlidir. Döngüsel yorgunluk testleri için çekilmiş insan dişlerinin kök kanallarının kullanılması klinik şartları daha iyi yansıtmaya rağmen, insan dişi kök kanalları standardize edebilmek mümkün olmadığından dolayı ideal bir model oluşturamamaktadırlar (Plotino et al., 2009). Çalışmalarda, çekilmiş dişler dışında paslanmaz çelik yapay kanallar kullanılması nedeniyle, test koşulları mümkün olduğu kadar standardize etmek ve döngüsel yorgunluk dışında, deneyin amacını etkileyen diğer parametrelerin etkisini en aza indirmektir (Yared et al., 1999).

Çalışmalarda araştırmacılar, yapay kanal olarak iç çapları, kanal eğrilik açıları ve yarıçapları farklı cam tüp (Anderson et al., 2007; Barbosa et al., 2007), eğri metal tüp (Pruett et al., 1997), oluklu bloklar (Fife et al., 2004; Haikel et al., 1999) kullanmışlardır. Bazı araştırmacılar ise çalışmalarında eğik düzlemden yararlanmışlardır (Kitchens Jr et al., 2007; Li et al., 2002).

Anderson ve ark. (Anderson et al., 2007) cam tüpleri alev yardımıyla bir metal silindirin etrafında bükmüş, kurvatür yarıçapı 5 mm olan yapay kanallar elde etmişler ve maksimum kurvatür noktası eğenin ucundan 5 mm uzaklıkta ve kurvatür açıları 45° ve 90° olacak şekilde tasarlanmıştır. Barbosa ve ark. (Barbosa et al., 2007) ise kurvatür yarıçapı 5 mm ve 45° kurvatür açısına sahip olan cam tüp kullanmışlardır.

Eğri metal tüp şeklindeki deney düzeneği ilk olarak Pruett ve ark. (Pruett et al., 1997) tarafından kullanılmıştır. Yapay kanallar 0,83 mm iç çapa sahip 18 gauge (G) paslanmaz çelik iğnelere yapılmıştır. Kurvatür açısı 30°, 45° ve 90° ve yarıçapı 2 mm ve 5 mm olan bu kanallarda eğenin ucundan maksimum kurvatüre olan uzaklık 7 mm olarak tasarlanmıştır. Yao ve ark. (Yao et al., 2006) iç çapı 2 mm olan paslanmaz çelik tüplerden kanal kurvatür açısı 60° ve yarıçapı 5 mm olan kanallar elde etmişlerdir. Lopes ve ark. (Lopes et al., 2007) iç çapı 1,04 mm ve kurvatür yarıçapı 6 mm olan yapay kanallar kullanmışlardır. Kanalların düz kısmı 10,6 mm, eğimli olan bölümü ise 9,4 mm olacak şekilde toplam 20 mm uzunluğuna sahip yapay kanallar tasarlanmıştır. Bui ve ark. (Bui et al., 2008) yapmış oldukları çalışmada 16 G paslanmaz çelik iğnelere yapılmış 30°, 45° ve 60° kurvatür açısına ve 5 mm kurvatür yarıçapına sahip yapay kanallar kullanmışlardır.

Eğri metal tüp döngüsel yorgunluk düzeneğinde test edilen eğeler yapay kanal ile tam uyum sağlayamadığı, eğenin kanal içinde dönerken titreştiği ve oluşan titreşimin eğe üzerindeki stresi etkilediği ve bu durumun da sonuçlarda farklılığa sebep olduğu

bildirilmiştir (Bahia & Buono, 2005). Özellikle küçük çapa sahip eğerlerin eğri tüp içerisinde daha gevşek durmalarından dolayı daha az gerilime uğradıkları ve böylelikle küçük çapa sahip eğerlerin büyük çaplı eğerlere göre orantısız olarak döngüsel yorgunluğa karşı dirençli bulunduğu bildirilmiştir (Bahia & Buono, 2005).

Konkav oluklu bloklar ilk olarak Haikel ve ark. (Haikel et al., 1999) tarafından eğerlerin döngüsel yorgunluğunun test edilmesi amacıyla kullanılmıştır. Haikel ve ark. (Haikel et al., 1999) 5 ve 10 mm kurvatür yarıçapına ve “V” şekilli oluğa sahip olan 2 parçalı silindir bloklar kullanmışlardır. Gambarini ve ark. (Gambarini, 2001) bezer şekilde 5 mm kurvatür yarıçapına ve üzerinde yapay kanal görevi gören “V” şekilli oluğa sahip olan 2 parçalı silindir blok sistemini tasarlamışlardır. İnan ve ark. (Inan et al., 2007) ise 5 ve 10 mm kurvatür yarıçapına sahip 2 parçalı silindir blok sistemini kullanmışlardır. Konkav oluklu bloklar yapay kanalları taklit ederek eğerlere rehberlik ederler. Ancak en büyük dezavantajı test sırasında eğerin cihaz içindeki derinliğinin kontrol edilememesidir. Ayrıca konkav oluklu bloklar düzeneğinde eğerin oluğa tam uyumlu olmaması durumunda, istenilen kurvatür yarıçapının değişmesiyle birlikte eğerin döngüsel yorgunluğa karşı direncinin etkilenebileceği bildirilmiştir (Cheung, 2007).

Eğik düzlem kullanılarak yapılan döngüsel yorgunluk testi çalışmalarında, düzleme karşı NiTi eğerlerine rotasyon yaptırılarak eğerlerin döngüsel yorgunlukları hesaplanmaktadır. Ayrıca bu düzenekte aksiyel hareket gerçekleştirilebilmektedir. Li ve ark. (Li et al., 2002) 37°, 40,5°, 45° ve 48° kurvatür açısında eğerleri statik ve dinamik olarak 3 farklı hızda rotasyon hareketi yaptırarak, eğerlerin döngüsel yorgunluğa karşı dayanıklılıklarını incelemişlerdir. Ray ve ark. (Ray et al., 2007) yapmış oldukları çalışmada eğerleri 15° kurvatür açısı ile eğimli düzlemde saniyede 1,5 mm aksiyel hareket ile test etmişlerdir. Kitchens ve ark. (Kitchens Jr et al., 2007) 25°, 28° ve 33,5 kurvatür açıları ile eğerlerin eğik düzlemde döngüsel yorgunluklarını incelemişlerdir. Ancak eğik düzlem kullanılarak yapılan çalışmalarda, kurvatür açısı test edilen NiTi eğeye göre değişebileceğinden NiTi eğe üzerinde oluşan stersin standardize edilebilmesi oldukça zordur (Cheung, 2007).

Haikel ve ark. (Haikel et al., 1999) NiTi eğerlerin çaplarının ve konisitelerinin döngüsel yorgunlukları üzerinde etkili olduğunu bildirilmektedir. Ayrıca test düzeneklerinde bulunan yapay kanaldaki maksimum eğiklik noktasındaki genişliğin

artması durumunda, test edilen eĝenin kırılıncaya kadar geçirdiği süreyi artırdığı vurgulamışlardır (Haikel et al., 1999).

Sonuç olarak eĝelerin döngüsel yorgunluk test düzeneğinde kırılıncaya kadar geçirdiği zaman, eĝelerin tasarımına (konisite, çap, yüzey özellikleri, sarmal sayısı), üretim şekline, statik veya dinamik hareket etmesine ve yapay kanalların tasarımına bağlıdır (Ray et al., 2007). Bu nedenlerden ve benzer şekilde çalışmamızda test ettiğimiz NiTi eĝelerin konisiteleri farklı olduğundan dolayı, çalışmamızda kullandığımız paslanmaz elik yapay kanallar test edilecek eĝelerin (TEM ve ABF) ap ve konisitelerine uygun olarak 5 mm kurvatür yarıçapına ve 60° kurvatür açısına sahip olacak şekilde üretildi. Bu sayede eĝelerin aksiyel hareket sırasında aynı yörüngeyi takip etmeleri sağlandı (Yılmaz et al., 2018).

Cunningham ve Balekjian (Cunningham & Balekjian, 1980), 1980 yılında gerçekleştirdikleri in vivo çalışmada, kanal içi sıcaklığın dişin büyüklüğüne, konumuna ve ortam sıcaklığına bağlı olarak 31°C ile 33,5°C arasında değiştiğini bildirilmiştir. De Hepmtinne ve ark. (de Hemptinne et al., 2015) ise 2015 yılında kanal içi sıcaklıklarla ilgili in vivo bir çalışma gerçekleştirmişler ve kanal içi sıcaklığın 35,0° ± 1,0°C olduğu bildirilmişlerdir. Plotino ve ark. (Plotino et al., 2017) ProTaper Universal (PTU; Dentsply Sirona) ve ProTaper Gold (PTG; Dentsply Sirona) NiTi eĝelerin oda sıcaklığı (20°C) ve kanal içi sıcaklık (35°C) altındaki döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmışlardır. Çalışmaya göre PTU eĝelerin kanal içi sıcaklıkta oda sıcaklığına göre daha düşük yorgunluk direnci gösterdiğini, Gold alaşıma sahip olan PTG eĝelerinin ise dönüşüm sıcaklığının kanal içi sıcaklıktan daha yüksek olması dolayısıyla bu sıcaklık değişiminden etkilenmediğini bildirmişlerdir (Plotino et al., 2017). De Vasconcelos ve ark. (De Vasconcelos et al., 2016) dört farklı eĝe sisteminin döngüsel yorgunluk direncini oda sıcaklığı (20°C) ve vücut sıcaklığında (37°C) karşılaştırmışlar ve tüm deney gruplarının 37°C sıcaklıkta döngüsel yorgunluk direncinde belirgin bir düşüş gösterdiklerini bildirmişlerdir. Çalışmamızda bu bilgiler göz önünde bulundurularak kanal içi ortamı daha iyi taklit edebilmek, kök kanallarında şekillendirme sırasında var olan sıvı ortamı taklit edebilmesi ve metal yapay kanal ile test edilen NiTi eĝelerin (TEM ve ABF) arasındaki sürtünmeyi en aza indirebilmek için, test düzeneği 37°C sıcaklıkta su bulunan bir fırın içine yerleştirilmiş ve testler bu şekilde gerçekleştirilmiştir.

Yapay kanalların sertlik değerleri 20-22 kg/mm², doğal dişlerin sertlik değerleri ise 35-40 kg/mm² olarak belirtilmiştir (Hülsmann et al., 2005). ekilmiş insan dişi kullanılarak gerçekleştirilen çalışmalarda, dişlerin kök kanallarının anatomik çeşitliliği nedeniyle standardizasyonu sağlamak oldukça zordur (Plotino et al., 2009). Doğal dişlerde kök kanal boyu, genişliği, dentin sertliği, düzensiz kalsifikasyonlar ya da pulpa taşları, apikal daralımın yeri ve büyüklüğü, kanal eğiminin açısı, yarıçapı ve yeri çeşitlilik göstermektedir. Rezin yapay akrilik dişler ise dentin sertliği, kanal boyu, kanal genişliği, kanal eğiminin derecesi, yeri ve açısı bakımından standardizasyon sağlamaktadır. Weine ve ark. (Weine et al., 1975) ile Dummer ve ark. (Dummer et al., 1991) akrilik dişler ile yaptıkları çalışmalarda akrilik blokların endodontik preparasyonun ve tekniklerinin analizinde ideal bir test modeli olarak güvenli olduklarını bildirmişlerdir. şekillendirme etkinliğini inceleyen birçok çalışmada da akrilik bloklar kullanılmaya devam edilmiştir (Berutti et al., 2012; Bürklein et al., 2014; Saleh et al., 2015). Bu şekilde rezin ve dentin arasındaki farklı sertlik değerleri gibi birtakım sınırlamalarının olması nedeniyle, elde edilen sonuçları klinik kullanım için yorumlarken dikkatli olunması önerilmektedir (Bonaccorso et al., 2009; Burroughs et al., 2012). Bu nedenden dolayı çalışmamızda standardizasyonunun sağlanması amacıyla, 4 adet kanal içeren ve maksiller 1. molar dişi taklit eden rezin yapay dişler kullanılmıştır.

Çalışmamızın sonuçlarına göre herhangi bir kök kanal şekillendirme işlemine tabii tutulmayan kontrol grubu eğeleri her 2 grupta da anlamlı derecede yüksek döngüsel yorgunluk direnci göstermişlerdir (P < 0,05). Bu nedenden dolayı çalışmamızın sıfır hipotezi reddedilmiştir.

Özyürek ve ark. (zyrek, Uslu, et al., 2017) rezin yapay kanallarda kullandıkları ProGlider (Dentsply Sirona) resiprokal glide path eğesi ile PathFile (Dentsply Sirona) tam tur yapan glide path eğesinin döngüsel yorgunluğu karşı dirençlerini, herhangi bir şekillendirme işleminde kullanılmamış kontrol grubu eğeleri ile karşılatırmışlardır. Araştırmacılar, eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerinin her iki grupta da rezin yapay kanallarda kullanım sonrası azaldığını ancak bu sonucun istatistiksel olarak anlamlı olmadığını bildirmişlerdir (P > 0,05). Çalışmamız ile bu çalışma arasındaki sonuç farklılıklarının kullanılan farklı eğelerden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Özyürek ve ark. (zyrek, Uslu, et al., 2017) alışmalarında çok küçük çapa sahip NiTi glide path eğelerini

kullanırken, biz çalışmamızda şekillendirme eğelerinin kullanımı sonrası döngüsel yorgunluğundaki değişimi araştırmayı amaçladık.

Çalışmamız sonuçlarına benzer şekilde Miccoli ve ark. (Miccoli et al., 2020) Mtwo (VDW) ve S-One (Fanta Dental) tam tur yapan NiTi eğelerinin 3 adet çekilmiş maksiller 1. büyük azı dışında kullanımı sonucu döngüsel yorgunluğa karşı direnç değişimlerini incelemiştir. Araştırmacılar, test edilen tüm eğelerin kullanım sonrası döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerinin kontrol grubuna göre anlamlı derece düştüğünü rapor etmişlerdir ($P < 0,05$).

Arias ve ark. (Arias et al., 2014) klinik kullanım sonrası döngüsel yorgunluk değişimlerini inceledikleri tam tur yapan GT (Dentsply Sirona) ve GT series X (Dentsply Sirona) NiTi eğelerinin, kullanım sonrası döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerinin kontrol grubuna göre anlamlı derece düştüğünü rapor etmişlerdir ($P < 0,05$).

Çalışmamızda TEM resiprokal NiTi eğeleri tüm farklı tecrübe gruplarında ABF tam tur yapan NiTi eğelerinden anlamlı derecede yüksek döngüsel yorgunluk direnci göstermiştir ($P < 0,05$). Literatür incelendiğinde, çalışmamızın sonuçlarına benzer şekilde birçok çalışmada resiprokasyon yapan NiTi eğelerin tam tur yapan NiTi eğelerden daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci gösterdiğini bildirmiştir (Özyürek, 2016; Özyürek, Uslu, et al., 2018; Özyürek, Uslu, et al., 2017; Özyürek, Yılmaz, et al., 2017a; Uslu, Özyürek, Gündoğar, et al., 2018; Uslu, Özyürek, Yılmaz, et al., 2018; Yılmaz et al., 2018).

Özyürek ve ark. (Uslu, Özyürek, Gündoğar, et al., 2018) resiprokal WaveOne Gold (Dentsply Sirona) ve Reciproc Blue (VDW) NiTi eğeleri ile tam tur yapan HyFlex EDM (Coltene/Whaledent) ve 2Shape (Coltene/Whaledent) NiTi eğelerinin döngüsel yorgunluklarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, WaveOne Gold ve Reciproc Blue resiprokal eğelerinin en yüksek döngüsel yorgunluk direncini gösterdiklerini rapor etmişlerdir.

Yılmaz ve ark. (Yılmaz et al., 2018) resiprokal R-Pilot (VDW) glide path NiTi eğeleri ile tam tur yapan ProGlider, HyFlex EDM ve One G (Coltene/Whaledent) NiTi eğelerinin döngüsel yorgunluklarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, R-Pilot resiprokal glide path NiTi eğelerinin en yüksek döngüsel yorgunluk direncini gösterdiklerini rapor etmişlerdir.

Resiprokasyon hareketi, tam tur rotasyon hareketine göre, eğe kanal içerisinde donerken oluşan stresin devamlı olarak aynı bolgede birikmesini onleyerek, eğenin şaftı boyunca dağıtır ve bu durumda eğe kırılmalara karşı daha dayanıklı hale gelir (Yılmaz et al., 2018). Çalışmamızda TEM eğelerinin tum seviye tecrube gruplarında ve kontrol grubunda dongusel yorgunluğa karşı istatistiksel olarak daha yuksek direnç gostermesinin nedeni olarak, resiprokasyon hareketinin sahip olduğu geri donme ozelliği ve bu sayede eğe uzerinde oluşan stresin dağılması olduğu kanaatindeyiz.

Çalışmamızda test edilen her iki NiTi eğe grubunda farklı tecrube grupları arasında eğelerin dongusel yorgunluğa karşı gosterdiği dirençler arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($P > 0,05$). Literaturde farklı tecrube gruplarının NiTi eğelerin dongusel yorgunluğuna karşı dirençlerini karşılaştıran herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle çalışmamızda ortaya çıkan sonuçlar diğer çalışmalar ile doğrudan karşılaştırılamamaktadır.

Knowles ve ark. (Knowles et al., 2006) 24 ay boyunca prelinik ogrencileri tarafından şekillendirilen 3.543 kok kanalını değerlendirdikleri çalışmalarında, LightSpeed (LightSpeed Technology Inc., San Antonio, ABD) kanal eğelerinin kırık insidansını %1,3 olarak rapor etmişlerdir. Hanni ve ark. (Hanni et al., 2003), 40 prelinik ogrencisi tarafından kok kanal şekillendirmesi uygulanan 87 vakayı inceledikleri çalışmalarında, hiçbir eğe kırılması meydana gelmediğini bildirmişlerdir.

Shen ve ark. (Shen et al., 2009), lisans ogrencileri tarafından gerçekleştirilen kok kanal tedavilerini inceledikleri çalışmalarında ProFile Vortex (Dentsply Sirona) eğelerin kırılma oranını %0,3 olarak bildirmişlerdir. Başka bir çalışmada 3. ve 4. sınıf lisans ogrencileri tarafından gerçekleştirilen kok kanal şekillendirilmesi sırasında resiprokal ve tam tur yapan rotasyon NiTi eğelerde kırılma meydana gelmediği bildirilmiştir. Bu çalışmaya dahil edilen 715 vakanın Amerikan Endodontistler Birliği vaka seçme kılavuzlarına uygun olduğu; tedavisi yapılan dişlerin ilk kez kok kanal tedavisi işlemine tabii tutulduğu ve dişlerin karmaşık anatomiler gostermediği belirtilmiştir (Coelho et al., 2017).

Iqbal ve ark. (Iqbal et al., 2006), uzmanlık ogrencileri tarafından 4 yıllık periyotta tedavi edilen 4.685 vakada, 10.237 kanalı değerlenmişlerdir. Farklı NiTi doner eğe sistemlerinin kullanıldığı bu surete (LightSpeed, ProTaper, ProFile, GT Taper ve K3

(SybronEndo, CA, ABD)]; genel alet kırılma oranlarının diş seviyesinde %1,68, kök düzeyinde ise %0,67 olduğunu bildirmişlerdir.

Shen ve ark. (Shen et al., 2016) WaveOne (Dentsply Sirona) resiprokal NiTi döner eğelerin endodonti uzmanlık öğrencileri tarafından kullanılması sırasında meydana gelen eğe kırılmalarını değerlendirmişlerdir. Bu çalışmaya göre, WaveOne eğelerin kök kanal preparasyonu sırasında tek sefer kullanımı sonrası yapılan değerlendirme de endodonti kliniklerinden ilkinde 85 vakadan 1'inde (%1,17), ikincisinde 90 vakadan 1'inde (%1,11) eğe kırılması meydana geldiğini, üç endodonti kliniğinde ise eğe kırılması meydana gelmediğini bildirmişlerdir.

Literatürdeki diğer çalışmalarda endodonti uzmanları tarafından klinik kullanımdan sonra eğelerin kırılma oranları değerlendirilmiştir. Sattapan ve ark. (Sattapan et al., 2000), 6 aylık periyotta toplanan Quantec (Tycom Corp, CA, ABD) NiTi döner eğelerini incelemişlerdir. Çalışma sonuçlarına göre uzmanlar tarafından kullanılan bu eğelerde meydana gelen kırılma oranının %21 olduğunu bildirmişlerdir. Döner NiTi eğelerin kırılma oranını değerlendiren diğer çalışmalar, giriş yolu oluşturulduktan sonra Mtwo döner eğe sistemi için %1,98, Light Speed eğeleri için %3,7, ProTaper Universal eğeleri için %2,4, Twisted Files Adaptive (FKG) için %0,83 oranda kırılma rapor etmişlerdir (Ehrhardt et al., 2012; Gambarini et al., 2016; Ramirez-Salomon et al., 1997; Wu et al., 2011).

Klinik kullanım üzerine yapılan bu çalışmalar lisans ve lisansüstü öğrenciler arasında eğe kırılmaları insidansı ile endodonti uzmanları arasında benzer sonuçlar olduğunu göstermektedir. Coelho ve ark. (Coelho et al., 2018), benzer sonuçların vaka seçiminden (genellikle komplike olmayan vakaların ilk kök kanalı tedavileri), işlemler sırasında endodonti uzmanı öğretim üyelerinin yardımından ve yoğun prelinik eğitimden kaynaklanıyor olabileceğini belirtmişlerdir. Bununla birlikte araştırmacılar eğe kırılmaları insidansının düşüşüne dikkat çekmişlerdir. NiTi eğe yüzeylerinin daha iyi işlenmesi, yeni ısıl işlem teknolojileri ve yeni hareket çeşitleri (resiprokasyon gibi) de bu sonuçların elde edilmesine katkıda bulunmuş olabilir.

Literatürde yukarı sayılan çalışmalar ışığında, çalışmamızın sonuçlarına göre farklı deneyim düzeyine sahip gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemesini desteklemektedir. Çalışmamızda standardizasyon sağlamak amacıyla yapay kanal içeren

akrilik bloklar kullanılarak anatomik varyasyonlardan kaynaklı oluşabilecek zorluklar elimine edilmiştir. Ayrıca günümüzde klinik kullanımda daha çok tercih edilen yeni nesil ısı işlem görmüş ege sistemleri tercih edilerek döngüsel yorgunluğa daha dayanıklı eğeler kullanılmıştır. Coelho ve ark. (Oğuz-152) belirttiği gibi bu faktörlerin gruplar arasındaki deneyim farklılıklarının etkisini en aza indirdiğini düşüncesindeyiz.

Çalışmamızda rezin yapay kanalları şekillendirmek için geçen toplam süre, TEM resiprokal NiTi egesinin tüm tecrübe gruplarında, ABF tam tur yapan NiTi egesinin tüm tecrübe gruplarına göre istatistiksel olarak daha az olduğu bulunmuştur. Literatürde resiprokasyon ve tam tur yapan rotasyon eğerlerinin kök kanallarını şekillendirebilmesi için geçen toplam süreyi karşılaştıran herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Çalışmamızda çıkan bu sonucun TEM eğerlerinin tek ege konsepti olarak çalışması ancak ABF eğerlerinde kök kanallarını şekillendirmek için 2 egeye gereksinim duymasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Yaptığımız çalışmada ege kırılmaları yaklaşık olarak eğerlerin apikal uç bölgesinin 5 mm' lik kısmında gerçekleşmiştir. Bu sonuç ege kırılmalarının eğerin maksimum fleksiyona maruz kaldığı bölge olan kurvatür merkezinde meydana geldiğini göstermektedir. Çalışmamızdan elde edilen sonuçlar daha önce gerçekleştirilen çalışmalara uygun bulunmuştur (Bhagabati et al., 2012; Elnaghy, 2014).

Çalışmamızın rezin yapayları şekillendirme aşamasında az tecrübeli grupta 2 adet ABF eğerin ve tecrübesiz grupta 1 adet ABF egesinin saplarında ayrılma görülmüştür. Bu durumun üretici firmadan kaynaklı bir üretim hatası sonucu oluştuğu düşüncesindeyiz.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Piyasaya yeni çıkmış olan T-endo MUST resiprokasyon NiTi eğe sistemi ile AF Baby File tam tur yapan NiTi eğelerinin farklı tecrübeye sahip kullanıcılar tarafından rezin yapay dişlerde kullanımı sonrası döngüsel yorgunluklarının karşılaştırıldığı bu çalışmanın sonuçları aşağıda belirtilmektedir;

1. Yapay rezin kök kanallarının şekillendirilmesi sonrası NiTi eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı direncinde azalma meydana gelmektedir.
2. Eğelerin hareket özellikleri (resiprokasyon ve rotasyon) NiTi eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerini etkilemektedir.
3. T-endo MUST NiTi resiprokasyon eğelerinin döngüsel yorgunluğa karşı direnci AF Baby File NiTi tam tur yapan rotasyon eğelerinden yüksek bulunmuştur.
4. Kullanıcı tecrübesi düzeyinin T-endo MUST NiTi resiprokasyon eğelerinin ve AF Baby File NiTi tam tur yapan rotasyon eğelerinin döngüsel yorgunluğa karşı direncini etkilemediği bulunmuştur.
5. T-endo MUST NiTi resiprokasyon eğelerinin rezin yapay kanalları şekillendirmesi için geçen toplam süre AF Baby File NiTi tam tur yapan rotasyon eğelerinden daha az bulunmuştur.
6. Yeni üretilen NiTi eğeler üzerine kök kanal genişletme ve kesme yetenekleri, döngüsel ve torsiyonel yorgunluğa karşı direnç çalışmaları oldukça fazla olmasına rağmen, kullanıcı deneyiminin eğelerin mekanik özellikleri üzerine etkisini inceleyen çalışmalar oldukça azdır. Bu tür in vitro ve in vivo çalışmalar ihtiyaç duyulmaktadır.

7. KAYNAKLAR

- Alapati, S. B., Brantley, W. A., Svec, T. A., Powers, J. M., Nusstein, J. M., & Daehn, G. S. (2005). SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use. *Journal of endodontics*, 31(1), 40-43.
- 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.
- Andreasen, G. F., & Morrow, R. E. (1978). Laboratory and clinical analyses of nitinol wire. *American journal of orthodontics*, 73(2), 142-151.
- Ankrum, M. T., Hartwell, G. R., & Truitt, J. E. (2004). K3 Endo, ProTaper, and ProFile systems: breakage and distortion in severely curved roots of molars. *Journal of endodontics*, 30(4), 234-237.
- Arens, F. C., Hoen, M. M., Steiman, H. R., & Dietz Jr, G. C. (2003). Evaluation of single-use rotary nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics*, 29(10), 664-666.
- Arias, A., Perez-Higueras, J. J., & de la Macorra, J. C. (2014). Influence of clinical usage of GT and GTX files on cyclic fatigue resistance. *International Endodontic Journal*, 47(3), 257-263.
- Bahia, M. G. A., & Buono, V. T. L. (2005). Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 100(2), 249-255.
- Barbosa, F. O. G., Gomes, J. A. d. C. P., & de Araújo, M. C. P. (2007). Influence of previous angular deformation on flexural fatigue resistance of K3 nickel–titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*, 33(12), 1477-1480.
- Basmadjian-Charles, C., Farge, P., Bourgeois, D., & Lebrun, T. (2002). Factors influencing the long-term results of endodontic treatment: a review of the literature. *International Dental Journal*, 52(2), 81-86.
- Bellizzi, R., & Cruse, W. P. (1980). A historic review of endodontics, 1689-1963, part 3. *Journal of endodontics*, 6(5), 576-580.
- Bergenholtz, G., Hörsted-Bindslev, P., & Reit, C. (2013). *Textbook of endodontology*. John Wiley & Sons.
- Berutti, E., Paolino, D. S., Chiandussi, G., Alovise, M., Cantatore, G., Castellucci, A., & Pasqualini, D. (2012). Root canal anatomy preservation of WaveOne reciprocating files with or without glide path. *Journal of endodontics*, 38(1), 101-104.
- Bhagabati, N., Yadav, S., & Talwar, S. (2012). An in vitro cyclic fatigue analysis of different endodontic nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*, 38(4), 515-518.
- 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.
- Bonaccorso, A., Cantatore, G., Condorelli, G. G., Schäfer, E., & Tripi, T. R. (2009). Shaping ability of four nickel-titanium rotary instruments in simulated S-shaped canals. *Journal of endodontics*, 35(6), 883-886.
- 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.
- Burroughs, J. R., Bergeron, B. E., Roberts, M. D., Hagan, J. L., & Himel, V. T. (2012). Shaping ability of three nickel-titanium endodontic file systems in simulated S-shaped root canals. *Journal of endodontics*, 38(12), 1618-1621.
- Bürklein, S., Poschmann, T., & Schäfer, E. (2014). Shaping ability of different nickel-titanium systems in simulated S-shaped canals with and without glide path. *Journal of endodontics*, 40(8), 1231-1234.
- Bürklein, S., & Schäfer, E. (2013). Critical evaluation of root canal transportation by instrumentation. *Endodontic topics*, 29(1), 110-124.
- Byström, A., & Sunqvist, G. (1985). The antibacterial action of sodium hypochlorite and EDTA in 60 cases of endodontic therapy. *International Endodontic Journal*, 18(1), 35-40.
- Carrotte, P. (2004a). Endodontics: Part 5 Basic instruments and materials for root canal treatment. *British dental journal*, 197(8), 455-464.
- Carrotte, P. (2004b). Endodontics: Part 7 Preparing the root canal. *British dental journal*, 197(10), 603-613.
- Cheung, G., & Darvell, B. (2007). Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 1: strain–life relationship. *International Endodontic Journal*, 40(8), 612-618.
- Cheung, G., Peng, B., Bian, Z., Shen, Y., & Darvell, B. (2005). Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *International Endodontic Journal*, 38(11), 802-809.
- Cheung, G. S. (2007). Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endodontic topics*, 16(1), 1-26.
- Cheung, S.-p. (2006). Low-cycle fatigue of nickel-titanium rotary root-canal instruments. *香港大學學位論文* 1-0.
- Coelho, M. S., Card, S. J., & Tawil, P. Z. (2017). Safety assessment of two hybrid instrumentation techniques in a dental student endodontic clinic: A Retrospective Study. *Journal of dental education*, 81(3), 333-339.
- Coelho, M. S., de Azevêdo Rios, M., & da Silveira Bueno, C. E. (2018). Separation of Nickel-Titanium Rotary and Reciprocating Instruments: A Mini-Review of Clinical Studies. *The open dentistry journal*, 12, 864.
- Cohen, S. (1998). Cleaning and shaping the root canal system. *Pathways of the pulp*.
- Cunningham, W. T., & Balekjian, A. Y. (1980). Effect of temperature on collagen-dissolving ability of sodium hypochlorite endodontic irrigant. *Oral surgery, Oral medicine, Oral pathology*, 49(2), 175-177.
- Çapar, I., & Arslan, H. (2016). A review of instrumentation kinematics of engine-driven nickel–titanium instruments. *International Endodontic Journal*, 49(2), 119-135.
- de Hemptinne, F., Slaus, G., Vandendael, M., Jacquet, W., De Moor, R. J., & Bottenberg, P. (2015). In vivo intracanal temperature evolution during endodontic treatment after the injection of room temperature or preheated sodium hypochlorite. *Journal of endodontics*, 41(7), 1112-1115.
- De Vasconcelos, R. A., Murphy, S., Carvalho, C. A. T., Govindjee, R. G., Govindjee, S., & Peters, O. A. (2016). Evidence for reduced fatigue resistance of contemporary rotary instruments exposed to body temperature. *Journal of endodontics*, 42(5), 782-787.
- 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.

- Dederich, D. N., & Zakariasen, K. L. (1986). The effects of cyclical axial motion on rotary endodontic instrument fatigue. *Oral surgery, Oral medicine, Oral pathology*, 61(2), 192-196.
- Dietz, D. B., Di Fiore, P. M., Bahcall, J. K., & Lautenschlager, E. P. (2000). Effect of rotational speed on the breakage of nickel-titanium rotary files. *Journal of endodontics*, 26(2), 68-71.
- Dummer, P., Alodeh, M., & Al-Omari, M. (1991). A method for the construction of simulated root canals in clear resin blocks. *International Endodontic Journal*, 24(2), 63-66.
- Eggeler, G., Hornbogen, E., Yawny, A., Heckmann, A., & Wagner, M. (2004). Structural and functional fatigue of NiTi shape memory alloys. *Materials Science and Engineering: A*, 378(1-2), 24-33.
- Ehrhardt, I. C., Zuolo, M. L., Cunha, R. S., De Martin, A. S., Kherlakian, D., de Carvalho, M. C. C., & Bueno, C. E. d. S. (2012). Assessment of the separation incidence of mtwo files used with preflaring: prospective clinical study. *Journal of endodontics*, 38(8), 1078-1081.
- Elizabeth M, S. (2005). Hand instrumentation in root canal preparation. *Endodontic topics*, 10(1), 163-167.
- Elnaghy, A. (2014). Cyclic fatigue resistance of P ro T aper N ext nickel-titanium rotary files. *International Endodontic Journal*, 47(11), 1034-1039.
- 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.
- Fishelberg, G., & Pawluk, J. W. (2004). Nickel-titanium rotary-file canal preparation and intracanal file separation. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 25(1), 17-18, 20.
- 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). Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *International Endodontic Journal*, 34(5), 386-389.
- Gambarini, G., Piasecki, L., Di Nardo, D., Miccoli, G., Di Giorgio, G., Carneiro, E., Al-Sudani, D., & Testarelli, L. (2016). Incidence of deformation and fracture of Twisted File Adaptive instruments after repeated clinical use. *Journal of oral & maxillofacial research*, 7(4).
- Gambarini, G., Plotino, G., Grande, N., Al-Sudani, D., De Luca, M., & Testarelli, L. (2011). Mechanical properties of nickel–titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique. *International Endodontic Journal*, 44(4), 337-341.
- Gergi, R., Abou Rjeily, J., Sader, J., & Naaman, A. (2010). Comparison of canal transportation and centering ability of twisted files, Pathfile-ProTaper system, and stainless steel hand K-files by using computed tomography. *Journal of endodontics*, 36(5), 904-907.
- Glickman, G. N., & Gutmann, J. (1992). Contemporary perspectives on canal obturation. *Dental Clinics of North America*, 36(2), 327-341.
- Glosson, C. R., Haller, R. H., Dove, S. B., & Carlos, E. (1995). A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. *Journal of endodontics*, 21(3), 146-151.
- Grande, N., Plotino, G., Pecci, R., Bedini, R., Malagnino, V., & Somma, F. (2006). Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel–titanium rotary systems. *International Endodontic Journal*, 39(10), 755-763.

- Grossman, L. I. (1976). Endodontics 1776–1976: a bicentennial history against the background of general dentistry. *The Journal of the American Dental Association*, 93(1), 78-87.
- 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.
- Haapasalo, M., Endal, U., Zandi, H., & Coil, J. M. (2005). Eradication of endodontic infection by instrumentation and irrigation solutions. *Endodontic topics*, 10(1), 77-102.
- Haapasalo, M., & Shen, Y. (2013). Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. *Endodontic topics*, 29(1), 3-17.
- Haikel, Y., Gasser, P., & Allemann, C. (1991). Dynamic fracture of hybrid endodontic hand instruments compared with traditional files. *Journal of endodontics*, 17(5), 217-220.
- 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.
- Hande. (2021). *AF Baby File*. Retrieved 2021 from <http://www.fanta-dental.com/intro/26.html>
- Hänni, S., Schönenberger, K., Peters, O. A., & Barbakow, F. (2003). Teaching an engine-driven preparation technique to undergraduates: initial observations. *International Endodontic Journal*, 36(7), 476-482.
- Herold, K. S., Johnson, B. R., & Wenckus, C. S. (2007). A scanning electron microscopy evaluation of microfractures, deformation and separation in EndoSequence and Profile nickel-titanium rotary files using an extracted molar tooth model. *Journal of endodontics*, 33(6), 712-714.
- 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.
- Inan, U., Aydin, C., & Tunca, Y. M. (2007). Cyclic fatigue of ProTaper rotary nickel-titanium instruments in artificial canals with 2 different radii of curvature. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 104(6), 837-840.
- Inan, U., & Gonulol, N. (2009). Deformation and fracture of Mtwo rotary nickel-titanium instruments after clinical use. *Journal of endodontics*, 35(10), 1396-1399.
- Ingle, J. I., Bakland, L. K., & Baumgartner, J. C. (2008). Ingle's endodontics/John I. Ingle, Leif K. Bakland, J. Craig Baumgartner. In: Hamilton, Ont.: BC Decker.
- Ingle, J. I., & Baumgartner, J. C. (2008). *Ingle's endodontics 6*. BC Decker; Maidenhead: McGraw-Hill Education [distributor].
- Iqbal, M. K., Kohli, M. R., & Kim, J. S. (2006). A retrospective clinical study of incidence of root canal instrument separation in an endodontics graduate program: a PennEndo database study. *Journal of endodontics*, 32(11), 1048-1052.
- ISO, I. (2008). ISO 3630–3631: Dentistry—Root Canal Instruments—Part 1: General Requirements and Test Methods. *ISO: Geneva, Switzerland*.
- Keskin, N. B., Özyürek, T., Uslu, G., & Inan, U. (2018). Cyclic fatigue resistance of new and used ProTaper universal and ProTaper next nickel-titanium rotary instruments. *Saudi Endodontic Journal*, 8(2), 82.
- Kim, H.-C., Cheung, G. S.-P., Lee, C.-J., Kim, B.-M., Park, J.-K., & Kang, S.-I. (2008). Comparison of forces generated during root canal shaping and residual stresses of three nickel–titanium rotary files by using a three-dimensional finite-element analysis. *Journal of endodontics*, 34(6), 743-747.

- Kitchens Jr, G. G., Liewehr, F. R., & Moon, P. C. (2007). The effect of operational speed on the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*, 33(1), 52-54.
- Knowles, K. I., Hammond, N. B., Biggs, S. G., & Ibarrola, J. L. (2006). Incidence of instrument separation using LightSpeed rotary instruments. *Journal of endodontics*, 32(1), 14-16.
- Kramkowski, T. R., & Bahcall, J. (2009). An in vitro comparison of torsional stress and cyclic fatigue resistance of ProFile GT and ProFile GT Series X rotary nickel-titanium files. *Journal of endodontics*, 35(3), 404-407.
- Kuhn, G., Tavernier, B., & Jordan, L. (2001). Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *Journal of endodontics*, 27(8), 516-520.
- 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.
- 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.
- Lopes, H. P., Britto, I. M., Elias, C. N., de Oliveira, J. C. M., Neves, M. A., Moreira, E. J., & Siqueira Jr, J. F. (2010). Cyclic fatigue resistance of ProTaper Universal instruments when subjected to static and dynamic tests. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 110(3), 401-404.
- Lopes, H. P., Elias, C. N., Vieira, M. V., Siqueira Jr, J. F., Mangelli, M., Lopes, W. S., Vieira, V. T., Alves, F. R., Oliveira, J. C., & Soares, T. G. (2013). Fatigue life of Reciproc and Mtwo instruments subjected to static and dynamic tests. *Journal of endodontics*, 39(5), 693-696.
- 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.
- Lopes, H. P., Moreira, E. J. L., Elias, C. N., de Almeida, R. A., & Neves, M. S. (2007). Cyclic fatigue of ProTaper instruments. *Journal of endodontics*, 33(1), 55-57.
- Low, D., Ho, A. W., Cheung, G. S., & Darvell, B. W. (2006). Mathematical modeling of flexural behavior of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*, 32(6), 545-548.
- Mandel, E., Adib-Yazdi, M., Benhamou, L. M., Lachkar, T., Mesgouez, C., & Sobel, M. (1999). Rotary Ni-Ti profile systems for preparing curved canals in resin blocks: influence of operator on instrument breakage. *International Endodontic Journal*, 32(6), 436-443.
- Martin, B., Zelada, G., Varela, P., Bahillo, J., Magán, F., Ahn, S., & Rodríguez, C. (2003). Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 36(4), 262-266.
- Mesgouez, C., Rilliard, F., Matossian, L., Nassiri, K., & Mandel, E. (2003). Influence of operator experience on canal preparation time when using the rotary Ni-Ti ProFile system in simulated curved canals. *International Endodontic Journal*, 36(3), 161-165.
- Metzger, Z., Teperovich, E., Zary, R., Cohen, R., & Hof, R. (2010). The self-adjusting file (SAF). Part 1: respecting the root canal anatomy—a new concept of endodontic files and its implementation. *Journal of endodontics*, 36(4), 679-690.
- Micoli, G., Seracchiani, M., Del Giudice, A., Mazzoni, A., D'Angelo, M., Bhandi, S., Gambarini, G., & Testarelli, L. (2020). Fatigue resistance of two nickel-titanium

- rotary instruments before and after ex vivo root canal treatment. *J. Cont. Dent. Pract*, 21, 728-732.
- Mize, S. B., Clement, D. J., Pruett, J. P., & Carnes Jr, D. L. (1998). Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*, 24(12), 843-847.
- Morgan, L. F., & Montgomery, S. (1984). An evaluation of the crown-down pressureless technique. *Journal of endodontics*, 10(10), 491-498.
- Mounce, R. (2004). Rotary nickel titanium instrumentation. A literature review. *Dentistry today*, 23(2), 119-120, 124.
- Muñoz, E., Forner, L., & Llana, C. (2014). Influence of operator's experience on root canal shaping ability with a rotary nickel-titanium single-file reciprocating motion system. *Journal of endodontics*, 40(4), 547-550.
- Özyürek, T. (2016). Cyclic fatigue resistance of Reciproc, WaveOne, and WaveOne Gold nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics*, 42(10), 1536-1539.
- Özyürek, T., Gündoğar, M., Uslu, G., Yılmaz, K., Staffoli, S., Grande, N., Plotino, G., & Polimeni, A. (2018). Cyclic fatigue resistances of Hyflex EDM, WaveOne gold, Reciproc blue and 2shape NiTi rotary files in different artificial canals. *Odontology*, 106(4), 408-413.
- Özyürek, T., Uslu, G., Gündoğar, M., Yılmaz, K., Grande, N. M., & Plotino, G. (2018). Comparison of cyclic fatigue resistance and bending properties of two reciprocating nickel-titanium glide path files. *International Endodontic Journal*, 51(9), 1047-1052.
- Özyürek, T., Uslu, G., & İnan, U. (2017). A comparison of the cyclic fatigue resistance of used and new glide path files. *Journal of endodontics*, 43(3), 477-480.
- Özyürek, T., Yılmaz, K., & Uslu, G. (2017a). Effect of adaptive motion on cyclic fatigue resistance of a nickel titanium instrument designed for retreatment. *Restorative dentistry & endodontics*, 42(1), 34.
- Özyürek, T., Yılmaz, K., & Uslu, G. (2017b). The effects of autoclave sterilization on the cyclic fatigue resistance of ProTaper Universal, ProTaper Next, and ProTaper Gold nickel-titanium instruments. *Restorative dentistry & endodontics*, 42(4), 301.
- Paqué, F., Balmer, M., Attin, T., & Peters, O. A. (2010). Preparation of oval-shaped root canals in mandibular molars using nickel-titanium rotary instruments: a micro-computed tomography study. *Journal of endodontics*, 36(4), 703-707.
- Parashos, P., & Messer, H. H. (2006). Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *Journal of endodontics*, 32(11), 1031-1043.
- Pedersen, J., Stensgaard, K., & Melsen, B. (1978). Prevalence of malocclusion in relation to premature loss of primary teeth. *Community dentistry and oral epidemiology*, 6(4), 204-209.
- Pedullà, E., Grande, N. M., Plotino, G., Gambarini, G., & Rapisarda, E. (2013). Influence of continuous or reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of 4 different nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*, 39(2), 258-261.
- Peng, B., Shen, Y., Cheung, G., & Xia, T. (2005). Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: longitudinal examination. *International Endodontic Journal*, 38(8), 550-557.
- Peters, O., & Peters, C. (2006). Cleaning and shaping the root canal system. Pathways of the Pulp, St. Louis. In: Mosby, Inc.
- 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., 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., Schönenberger, K., & Laib, A. (2001). Effects of four Ni–Ti preparation techniques on root canal geometry assessed by micro computed tomography. *International Endodontic Journal*, *34*(3), 221-230.
- Plotino, G., Costanzo, A., Grande, N. M., Petrovic, R., Testarelli, L., & Gambarini, G. (2012). Experimental evaluation on the influence of autoclave sterilization on the cyclic fatigue of new nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*, *38*(2), 222-225.
- Plotino, G., Grande, N., Sorci, E., Malagnino, V., & Somma, F. (2007). Influence of a brushing working motion on the fatigue life of NiTi rotary instruments. *International Endodontic Journal*, *40*(1), 45-51.
- 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.
- 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., Sorci, E., Malagnino, V., & Somma, F. (2006). A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo Ni–Ti rotary instruments. *International Endodontic Journal*, *39*(9), 716-723.
- 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.
- Ramirez-Salomon, M., Soler-Bientz, R., de la Garza-González, R., & Palacios-Garza, C. M. (1997). Incidence of Lightspeed separation and the potential for bypassing. *Journal of endodontics*, *23*(9), 586-587.
- Rapisarda, E., Bonaccorso, A., Tripi, T. R., Condorelli, G. G., & Torrisi, L. (2001). Wear of nickel-titanium endodontic instruments evaluated by scanning electron microscopy: effect of ion implantation. *Journal of endodontics*, *27*(9), 588-592.
- Rapisardaa, E., Bonaccorsob, A., Tripib, T. R., & Condorellic, G. G. (1999). Effect of sterilization on the cutting efficiency of rotary nickel-titanium endodontic files. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, *88*(3), 343-347.
- 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.
- 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.
- Rodrigues, R. C., Lopes, H. P., Elias, C. N., Amaral, G., Vieira, V. T., & De Martin, A. S. (2011). Influence of different manufacturing methods on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics*, *37*(11), 1553-1557.
- 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. *Dent Today*, *32*(4), 94.
- Saber, S., Nagy, M., & Schäfer, E. (2015). Comparative evaluation of the shaping ability of Wave One, Reciproc and One Shape single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth. *International Endodontic Journal*, *48*(1), 109-114.

- Saleh, A. M., Gilani, P. V., Tavanafar, S., & Schäfer, E. (2015). Shaping ability of 4 different single-file systems in simulated S-shaped canals. *Journal of endodontics*, 41(4), 548-552.
- 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.
- Schäfer, E. (1997). Root canal instruments for manual use: a review. *Dental Traumatology*, 13(2), 51-64.
- Schäfer, E., Schulz-Bongert, U., & Tulus, G. (2004). Comparison of hand stainless steel and nickel titanium rotary instrumentation: a clinical study. *Journal of endodontics*, 30(6), 432-435.
- Schilder, H. (1974). Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am*, 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.
- Serene, T., Adams, J., & Saxena, A. (1995). Nickel-titanium instruments, applications in endodontics. Ishiyaku EuroAmerica. Inc., St Louis, MO, 62-63.
- Shen, Y., Coil, J. M., & Haapasalo, M. (2009). Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 3: a 4-year retrospective study from an undergraduate clinic. *Journal of endodontics*, 35(2), 193-196.
- Shen, Y., Coil, J. M., Mo, A. J., Wang, Z., Hieawy, A., Yang, Y., & Haapasalo, M. (2016). WaveOne rotary instruments after clinical use. *Journal of endodontics*, 42(2), 186-189.
- 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.
- Siqueira Jr, J. F., Araujo, M., Garcia, P. F., Fraga, R. C., & Dantas, C. (1997). Histological evaluation of the effectiveness of five instrumentation techniques for cleaning the apical third of root canals. *Journal of endodontics*, 23(8), 499-502.
- Spanaki-Voreadi, A., Kerezoudis, N., & Zinelis, S. (2006). Failure mechanism of ProTaper Ni-Ti rotary instruments during clinical use: fractographic analysis. *International Endodontic Journal*, 39(3), 171-178.
- Steve Senia, E., & Wildey, W. L. (2005). The LightSpeed root canal instrumentation system. *Endodontic topics*, 10(1), 148-150.
- Taha. (2021). *T-endo MUST*. Retrieved 2021 from <https://dentac.com/en/must/>
- Takushige, T., Cruz, E., Asgor Moral, A., & Hoshino, E. (2004). Endodontic treatment of primary teeth using a combination of antibacterial drugs. *International Endodontic Journal*, 37(2), 132-138.
- Thompson, S. (2000). An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal*, 33(4), 297-310.
- 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.
- Torabinejad, M., Fouad, A., & Shabahang, S. (2020). *Endodontics e-book: Principles and practice*. Elsevier Health Sciences.
- Tripi, T. R., Bonaccorso, A., & Condorelli, G. G. (2006). Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 102(4), e106-e114.

- Ullmann, C. J., & Peters, O. A. (2005). Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*, 31(3), 183-186.
- Uslu, G., Özyürek, T., Gündoğar, M., & Yılmaz, K. (2018). Cyclic fatigue resistance of 2Shape, Twisted File and EndoSequence Xpress nickel-titanium rotary files at intracanal temperature. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects*, 12(4), 283.
- Uslu, G., Özyürek, T., Yılmaz, K., & Gündoğar, M. (2018). Cyclic fatigue resistance of R-Pilot, HyFlex EDM and PathFile nickel-titanium glide path files in artificial canals with double (S-shaped) curvature. *International Endodontic Journal*, 51(5), 584-589.
- Viana, A., Gonzalez, B., Buono, V., & Bahia, M. (2006). Influence of sterilization on mechanical properties and fatigue resistance of nickel–titanium rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, 39(9), 709-715.
- 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.
- Walton, R. E. (1976). Histologic evaluation of different methods of enlarging the pulp canal space. *Journal of endodontics*, 2(10), 304-311.
- Wei, X., Ling, J., Jiang, J., Huang, X., & Liu, L. (2007). Modes of failure of ProTaper nickel–titanium rotary instruments after clinical use. *Journal of endodontics*, 33(3), 276-279.
- Weine, F. S., Kelly, R. F., & Lio, P. J. (1975). The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. *Journal of endodontics*, 1(8), 255-262.
- Wolcott, J., & Himel, V. T. (1997). Torsional properties of nickel-titanium versus stainless steel endodontic files. *Journal of endodontics*, 23(4), 217-220.
- Wolcott, S., Wolcott, J., Ishley, D., Kennedy, W., Johnson, S., Minnich, S., & Meyers, J. (2006). Separation incidence of protaper rotary instruments: a large cohort clinical evaluation. *Journal of endodontics*, 32(12), 1139-1141.
- Wu, J., Lei, G., Yan, M., Yu, Y., Yu, J., & Zhang, G. (2011). Instrument separation analysis of multi-used ProTaper Universal rotary system during root canal therapy. *Journal of endodontics*, 37(6), 758-763.
- Wu, M., Sluis, L., & Wesselink, P. (2003). The capability of two hand instrumentation techniques to remove the inner layer of dentine in oval canals. *International Endodontic Journal*, 36(3), 218-224.
- Xu, X., Eng, M., Zheng, Y., & Eng, D. (2006). Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel-titanium root canal instruments with different cross-sections. *Journal of endodontics*, 32(4), 372-375.
- Yao, J. H., Schwartz, S. A., & Beeson, T. J. (2006). Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *Journal of endodontics*, 32(1), 55-57.
- Yared, G. (2008). Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *International Endodontic Journal*, 41(4), 339-344.
- 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.
- sinstruments after clinical use. *International Endodontic Journal*, 33(3), 204-207.
- 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., Uslu, G., Gündoğar, M., Özyürek, T., Grande, N. M., & Plotino, G. (2018). Cyclic fatigue resistances of several nickel-titanium glide path rotary and reciprocating instruments at body temperature. *International Endodontic Journal*, 51(8), 924-930.
- Zhou, H., Peng, B., & Zheng, Y. F. (2013). An overview of the mechanical properties of nickel–titanium endodontic instruments. *Endodontic topics*, 29(1), 42-54.
- Zinelis, S., Darabara, M., Takase, T., Ogane, K., & Papadimitriou, G. D. (2007). The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 103(6), 843-847.



