

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

ÜÇ FARKLI RESİPROKAL HAREKETLİ NİKEL
TİTANYUM EĞE SİSTEMİNİN DİNAMİK DÖNGÜSEL
YORGUNLUK DİRENÇLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI

Dt. Mustafa Ercan TURGAY

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Alper KUŞTARCI

2023-ANTALYA

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

ÜÇ FARKLI RESİPROKAL HAREKETLİ NİKEL
TİTANYUM EĞE SİSTEMİNİN DİNAMİK DÖNGÜSEL
YORGUNLUK DİRENÇLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Dt. Mustafa Ercan TURGAY

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Alper KUŞTARCI

Bu tez Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Projeleri Komisyonu tarafından
TDH-2022-6075 proje numarası ile desteklenmiştir.

2023-ANTALYA

ONAY SAYFASI

Mustafa Ercan TURGAY tarafından sunulan bu çalışma jürimiz tarafından **oy birliği/oy çokluğu** ile Endodonti Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir. .../...../.....

İmza

Üye	: Prof. Dr. Alper KUŞTARCI (Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı)	
Üye	: Prof. Dr. Kürşat ER (Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı)	
Üye	: Doç. Dr. Öznur GÜÇLÜER (Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı)	

Bu tez, .../...../..... tarih ve .../...../..... sayılı Yönetim Kurulu kararıyla belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Diş Hekimliği Fakültesi

Kurum Yöneticisi

ETİK BEYAN

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

Dt. Mustafa Ercan TURGAY

İmza

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. Alper KUŞTARCI

İmza

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca, kıymetli bilgi ve deneyimleriyle bana yol gösteren, desteğini ve hoşgörüsünü her zaman hissettiğim, öğrencisi olmaktan gurur duyduğum tez danışmanım ve sevgili hocam Prof. Dr. Alper KUŞTARCI'ya,

Uzmanlık eğitimime akademik ve klinik tecrübeleriyle katkıda bulunan ve ufkumu açan Anabilim dalı başkanımız Prof. Dr. Kürşat ER'e,

Eğitimim süresince çok değerli klinik bilgilerini benimle paylaşan, klinik deneyimimi ileriye taşıyan kıymetli hocalarım Doç. Dr. Öznur GÜÇLÜER ve Doç. Dr. Damla KIRICI'ya,

Tez çalışmamda tecrübelerini benimle paylaşan, sorduğum sorulara sabırla cevap veren Ondokuz Mayıs Üniversitesi'nden sayın Doç. Dr. Cangül KESKİN'e,

Klinik tecrübe ve deneyimlerini esirgmeden paylaşan Uzm. Dr. Hatice HARORLI ve Uzm. Dt. Simay KOÇ DEVECİ'ye,

Eğitimim süresince birlikte çalışma fırsatı bulduğum, klinik hayatımı daha keyifli geçirmemi sağlayan, kendilerini tanımaktan ve birlikte çalışmış olmaktan büyük mutluluk duyduğum başta Dt. Abdullah BAŞOĞLU olmak üzere tüm çalışma arkadaşlarıma,

Çalışmamın istatistiksel analiz kısmına yaptığı katkılarından dolayı Öğr. Gör. Dr. Deniz ÖZEL'e,

SEM görüntülerinin fotoğraflanması aşamasındaki katkılarından dolayı sayın hocam Prof. Dr. Hakan ER'e,

Uzmanlık eğitimim öncesinde ve sırasında desteklerini hep hissettiren, aldığım her kararda arkamda duran, bugünlere gelebilmemin baş mimarları canım annem, canım babam ve kardeşlerime,

Yorulduğum her an beni tekrar ayağa kaldıran, hayat arkadaşım ve değerli eşim Tuğba TURGAY'a tüm içtenliğimle sonsuz saygı, sevgi ve teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Üç Farklı Resiprokal Hareketli Nikel Titanyum Eğe Sisteminin Döngüsel Yorgunluk Dirençlerinin Karşılaştırılması

Bu çalışmanın amacı ısıtıl işlem görmüş üç farklı resiprokal hareketli NiTi kanal eğesinin döngüsel yorgunluk direncinin farklı koşullar altında değerlendirilmesidir.

Toplamda 3 farklı eğe sisteminden 90 adet NiTi kanal eğesi kullanıldı ($n=30$). Grup 1’de ($n=30$) her kanal eğesi için 3 üst çene büyük azı dişin meziobukkal kök kanalı prepare edildikten ve sterilizasyon işlemi uygulandıktan sonra dinamik döngüsel yorgunluk testi yapıldı. Grup 2’de ($n=30$) her kanal eğesi toplamda 15 dakika NaOCl irrigasyon solüsyonunda bekletildikten ve sterilizasyon işlemi uygulandıktan sonra dinamik döngüsel yorgunluk testi yapıldı. Grup 3 ($n=30$) kontrol grubu olarak oluşturuldu ve eğeler üzerine herhangi bir işlem uygulanmadan dinamik döngüsel yorgunluk testi yapıldı. Verilerin normal dağılıma uyup uymadıkları Shapiro-Wilk testi ile varyans homojenliği de Levene testi ile değerlendirildi. Verilerin analizi Two-Way ANOVA testi ile, grup içi karşılaştırmalar Bonferroni testi ile yapıldı.

Grup 1’de kırılmaya kadar geçen süre değerlendirildiğinde, T-Endo Must eğe sistemi WaveOne Gold eğe sistemi benzer sonuç gösterirken ($p>0,05$), One RECI eğe sisteminden daha uzun sürede kırıldı ($p<0,05$). One RECI ve WaveOne Gold eğe sistemleri benzer sonuçlar gösterdi ($p>0,05$). Grup 2’de sonuçlar değerlendirildiğinde T-Endo Must ve WaveOne Gold eğe sistemleri benzer sonuçlar gösterirken ($p>0,05$), One RECI eğe sistemi diğer iki eğe sistemine göre daha kısa sürede kırıldı ($p<0,05$). Kontrol grubunda T-Endo Must eğe sistemi diğer iki eğe sisteminden daha uzun süre kırılma dayanımı gösterirken ($p<0,05$), One RECI ve WaveOne Gold eğe sistemleri için kırılma süreleri benzerdi ($p>0,05$). Kırık parça uzunluğu değerlendirildiğinde, Grup 2’de T-Endo Must eğe sistemi diğer iki sisteme göre anlamlı derecede daha uzun bulundu ($p<0,05$).

Anahtar kelimeler: T-Endo Must, One RECI, WaveOne Gold, döngüsel yorgunluk dayanımı, resiprokasyon

ABSTRACT

Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of Three Different Reciprocating Nickel Titanium File Systems

Aim: The aim of this study was to evaluate the cyclic fatigue resistance of three different heat-treated reciprocally moving NiTi files under different conditions.

Material & Methods: Three different file systems were used to prepare the root canals. In Group 1 (n=30), dynamic cyclic fatigue (DCF) test was performed after the preparation of mesiobuccal root canal of 3 maxillary molars and sterilization procedure. In Group 2 (n=30), DCF test was performed after each canal file was kept in 3% sodium hypochlorite (NaOCl) solution for 15 minutes and sterilization was applied. Group 3 (n=30) was the control group and DCF test was performed without any procedure on the files. The Shapiro-Wilk test was used to evaluate the normality and Levene test was used to evaluate the homogeneity of variance. Statistical analysis was made using the Two-Way ANOVA test. For within-group comparisons Bonferroni test was applied.

Results: When the time required to fracture (TrF) were evaluated in the Group 1, the T-Endo Must file system showed similar results with the WaveOne Gold file system ($p>0.05$). The TrF for T-Endo Must file was longer than the One RECI file system ($p<0.05$). One RECI and WaveOne Gold file systems showed similar results ($p>0.05$). When the TrF were evaluated in the Group 2, T-Endo Must and WaveOne Gold file systems showed similar results ($p>0.05$), however, the One RECI file system showed significantly shorter TrF than the other two file systems ($p<0.05$). In the control group, the T-Endo Must file system showed significantly longer TrF than the other two file systems ($p<0.05$). The TrF of One RECI and WaveOne Gold file system were similar ($p>0.05$). The length of broken file fragment of T-Endo Must was significantly longer than other two file systems in Group 2 ($p<0.05$).

Keywords: T-Endo Must, One RECI, WaveOne Gold, cyclic fatigue resistance, reciprocation

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
İÇİNDEKİLER	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR	v
ŞEKİLLER DİZİNİ	vi
TABLolar DİZİNİ	ix
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Kök Kanal Tedavisi (KKT)	3
2.2. Kök Kanal Preparasyonunda Kullanılan Eğeler	4
2.2.1. Paslanmaz Çelik Kanal Eğeleri	4
2.2.2. NiTi Kanal Eğeleri	5
2.3. NiTi Eğelerin Gelişimi	8
2.3.1. Birinci Jenerasyon NiTi Kanal Eğeleri	9
2.3.2. İkinci Jenerasyon NiTi Kanal Eğeleri	9
2.3.3. Üçüncü Jenerasyon NiTi Kanal Eğeleri	11
2.3.4. Dördüncü Jenerasyon NiTi Kanal Eğeleri	11
2.3.5. Beşinci Jenerasyon NiTi Kanal Eğeleri	13
2.4. NiTi Eğelerin Üretiminde Kullanılan Güncel Yöntemler	14
2.4.1. Elektropolisaj İşlemi	14
2.4.2. M-Wire Teknolojisi	15
2.4.3. R-Faz Teknolojisi	15
2.4.4. Controlled-Memory (CM) Wire Teknolojisi	16
2.4.5. Gold ve Blue Isıl İşlem Görmüş NiTi Kanal Eğeleri	16
2.4.6. Max Wire Teknolojisi	17
2.5. Kök Kanal Preparasyonunda Kullanılan Hareket Tipleri	17
2.5.1. Rotasyonel Hareket	17
2.5.2. Resiprokal Hareket	17
2.5.3. Kombine Hareket	18
2.5.4. Eksentrik Döner Hareket	18
2.5.5. Transaksiyel Hareket	18
2.6. Çalışmamızda Kullandığımız Resiprokal Hareketli Eğeler	19
2.6.1. T-Endo Must	19
2.6.2. One RECI	20
2.6.3. WaveOne Gold	20

2.7. Kök Kanal Preparasyonu Sırasında Oluşabilecek Komplikasyonlar ..	21
2.7.1. Basamak (Ledge)	21
2.7.2. Yer Değiştirme (Transportasyon)	22
2.7.3. Kum Saati Görüntüsü (Zip)	23
2.7.4. Dirsek	24
2.7.5. Perforasyon	24
2.7.6. Lateral (Strip) Perforasyon	25
2.7.7. Apikal Tıkanma	25
2.7.8. NiTi Eğe Kırılması	25
2.8. Eğe Kırılmasına Sebep Olan Faktörler	27
2.8.1. Operatör Tecrübesi	27
2.8.2. Giriş Kavitesi	27
2.8.3. Kök Kanal Anatomisi	27
2.8.4. Fabrikasyon İşlemi	28
2.8.5. NaOCl Etkisi	29
2.8.6. Sterilizasyon ve Dezenfeksiyon Etkisi	29
2.8.7. Eğelerin Kullanım Sayısı	30
2.8.8. Preparasyon Tekniği	31
2.8.9. Dönme Hızı	32
2.8.10. Tork Kontrollü Motorların Kullanımı	32
2.9. Çalışmalarda Kullanılan Döngüsel Yorgunluk Test Düzenekleri	32
3. GEREÇ ve YÖNTEM	34
3.1. Dişlerin Toplanması ve Seçilmesi	34
3.2. Dişlerin Standardizasyonu ve Kök Kanalının Preparasyonu	36
3.3. Çalışmada Kullanılan Eğelerin Seçilmesi ve İncelenmesi	37
3.4. Örnek Büyüklüğünün Hesaplanması ve Grupların Oluşturulması	38
3.4.1. Grup 1 (Preparasyon + Sterilizasyon):	40
3.4.2. Grup 2 (%3 NaOCl + Sterilizasyon):	41
3.4.3. Grup 3 (Kontrol)	42
3.5. Yapay Kanal Hazırlığı	42
3.6. Dinamik Döngüsel Yorgunluk Testi	43
3.7. SEM Analizi	45
3.8. İstatistiksel Analiz	47
4. BULGULAR	48
5. TARTIŞMA	56
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	70
KAYNAKLAR	71
ÖZGEÇMİŞ	84

SİMGELER VE KISALTMALAR

NiTi	: Nikel-Titanyum
Ark.	: Arkadaşları
NaOCl	: Sodyum hipoklorit
KKT	: Kök kanal tedavisi
H-Tipi	: Hedström
%	: Yüzde
°	: Derece
ni	: Nikel
ti	: Titanyum
nol	: Naval Ordnance Laboratuvarı
öb	: Östenit başlangıç
ös	: Östenit son
mb	: Martensit başlangıç
ms	: Martensit son
CW	: Saat yönünde
CCW	: Saat yönünün tersine
SAF	: Self Adjusting File
°C	: Santigrat derece
SEM	: Taramalı elektron mikroskobu
±	: Eksiği veya fazlası
DSC	: Diferansiyel taramalı kalorimetre
XRD	: X-ışını kırınım yöntemi
TF	: Twisted File
CM	: Controlled memory
mm	: milimetre
DOM	: Dental operasyon mikroskobu
sn	: Saniye
<	: Küçüktür
>	: Büyüktür

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2. 1. NiTi alaşımın sıcaklık değişim grafiği. (Mb) martensit başlangıç sıcaklığı, (Ms) martensit son sıcaklığı, (Öb) östenit başlangıç sıcaklığı, (Ös) östenit son sıcaklığı ⁽⁵⁴⁾	7
Şekil 2. 2. Bu 2 SEM görüntüsü pasif-radyal kesme alanına sahip bir eğenin enine kesitini ve lateralden görünümünü göstermektedir ⁽⁵⁸⁾	9
Şekil 2. 3. Bu 2 SEM görüntüsü aktif kesme alanına sahip bir eğenin enine kesitini ve lateralden görünümünü göstermektedir ⁽⁵⁸⁾	10
Şekil 2. 4. ProTaper Shaping eğeleri baskın olarak koronal ve orta üçte birlik kısımlarını keserken, Finishing eğeleri esas olarak apikal üçte birlik kısmını keser ⁽⁵⁸⁾	11
Şekil 2. 5. Bir WaveOne resiprokal hareket eden eğe, verimliliği, apikale doğru ilerlemeyi ve kanaldaki debrisı çıkarmak için eşit olmayan CCW/CW açıları kullanır ⁽⁵⁸⁾	12
Şekil 2. 6. ProTaper Next eğesinin asimetrik enine kesiti ⁽⁵⁸⁾	13
Şekil 2. 7. XP-Endo Finisher eğe sisteminin farklı sıcaklıklar altında şekil değişimi A: Martensit faz, B:Östenit faz ⁽⁶⁹⁾	14
Şekil 2. 8. T-Endo Must kanal eğeleri	19
Şekil 2. 9. One RECI kanal eğeleri	20
Şekil 2. 10. WaveOne Gold kanal eğeleri	21
Şekil 2. 11. A. Basamak oluşumu, B. Ön büküm verilmiş paslanmaz çelik kanal eğesi ⁽¹¹²⁾	22
Şekil 2. 12. Transportasyon ⁽¹¹²⁾	23
Şekil 2. 13. Kum saati ve dirsek oluşumu ⁽¹¹⁹⁾	24
Şekil 3. 1. Çalışmaya dahil edilme kriterlerini sağlayan çekilmiş dişler	365

Şekil 3.2. Meziobukkal kökte tek kanal olduğunun radyografik olarak doğrulanması	365
Şekil 3. 3. Meziobukkal kanalın orta derece eğimli olduğunun radyograf üzerinden doğrulanması (10-20° arası)	365
Şekil 3. 4. Çalışmaya dahil edilme kriterlerini sağlamayan, düz köklere sahip çekilmiş dişler	36
Şekil 3. 5. Giriş kaviteleri açılmış dişler	36
Şekil 3. 6. Apikalde sıkışan 10 K-tipi eğe ile boy tespiti ve tüberkül mollenmesi	37
Şekil 3. 7. Çalışmaya dahil edilen eğelerin mikroskop görüntüleri	37
Şekil 3. 8. Çalışmada kullanılan eğe sistemleri	38
Şekil 3. 9. Tüm eğe gruplarının şematize hali	39
Şekil 3. 10. Motopex endomotor üzerinde ayarlanmış açı değerleri	41
Şekil 3. 11. Eppendorf tüpü içerisinde bulunan %3'lük NaOCl irrigasyon solüsyonunda 16 mm temas halinde eğelerin çalıştırılması	42
Şekil 3. 12. 60° eğimli paslanmaz çelik yapay kanal	42
Şekil 3. 13. Çalışmada kullanılan döngüsel yorgunluk test cihazı ve sıcaklığın ayarlanması	433
Şekil 3. 14. VDW Silver Endodontik Motor ve dinamik döngüsel yorgunluk test cihazı	444
Şekil 3. 15. Kırık parçaların toplanabilmesi için test cihazının şeffaf plaka ile sınırlandırılması	44
Şekil 3. 16. Kırık parçaların dijital kumpas yardımıyla ölçülmesi	45
Şekil 3. 17. Çalışmada kullanılan SEM (Zeiss, LEO-1430) cihazı	46
Şekil 3. 18. Eğelerin SEM cihazına yerleştirilmesi	46

Şekil 4. 1. Her ege grubundan deformasyon gösteren örneklerin mikroskop ile çekilmiş görüntüleri	48
Şekil 4. 2. Herhangi bir işlem uygulanmadan 1000x büyütmede alınan SEM görüntüleri. a: T-Endo Must, b: One RECI, c: WaveOne Gold	53
Şekil 4. 3. Dinamik döngüsel yorgunluk testi sonrası Grup 1'den (Preparasyon + Sterilizasyon) alınan SEM görüntüleri. a: T-Endo Must 500x, b: T-Endo Must 2000x, c: T-Endo Must 2000x, d: One RECI 500x, e: One RECI 2000x, f: One RECI 2000x, g: WaveOne Gold 500x, h: WaveOne Gold 2000x, i: WaveOne Gold 2000x	54
Şekil 4. 4. Dinamik döngüsel yorgunluk testi sonrası Grup 2'den (NaOCl + Sterilizasyon) alınan SEM görüntüleri. a: T-Endo Must 500x, b: T-Endo Must 2000x, c: T-Endo Must 2000x, d: One RECI 500x, e: One RECI 2000x, f: One RECI 2000x, g: WaveOne Gold 500x, h: WaveOne Gold 2000x, i: WaveOne Gold 2000x	54
Şekil 4. 5. Dinamik döngüsel yorgunluk testi sonrası Grup 3'den (Kontrol) alınan SEM görüntüleri. a: T-Endo Must 500x, b: T-Endo Must 2000x, c: T-Endo Must 2000x, d: One RECI 500x, e: One RECI 2000x, f: One RECI 2000x, g: WaveOne Gold 500x, h: WaveOne Gold 2000x, i: WaveOne Gold 2000x	55

TABLÖLER DİZİNİ

Tablo 1. Preparasyon ve sterilizasyon uygulanan grupta farklı eğe sistemlerinin kırılmaya kadar geçen sürelerinin ve kırık parça uzunluklarının ortalama değerleri ve standart sapmaları	48
Tablo 2. 15 dakika NaOCl irrigasyon solüsyonu ve otoklav sterilizasyonu uygulanan grupta farklı eğe sistemlerinin kırılmaya kadar geçen sürelerinin ve kırık parça uzunluklarının ortalama değerleri ve standart sapmaları	49
Tablo 3. Kontrol grubunda farklı eğe sistemlerinin kırılmaya kadar geçen sürelerinin ve kırık parça uzunluklarının ortalama değerleri ve standart sapmaları	50
Tablo 4. T-Endo Must eğesine ait kırılma süresi ve kırık parça uzunluğunun ortalama değerleri ve standart sapmaları	51
Tablo 5. One RECI eğesine ait kırılma süresi ve kırık parça uzunluğunun ortalama değerleri ve standart sapmaları	52
Tablo 6. WaveOne Gold eğesine ait kırılma süresi ve kırık parça uzunluğunun ortalama değerleri ve standart sapmaları	52

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Endodontik tedavinin başarı ölçütleri arasında; kök kanalının preparasyonu, dezenfeksiyonu, obturasyonu ve ilgili dişin üst restorasyonu sayılabilir. Kanal preparasyonu sonrası yapılan dezenfeksiyon ve obturasyon aşamaları, preparasyon aşamasının yeterli ve uygun yapılmasına bağlıdır. Bu sebeple endodontik tedavilerin en önemli basamağı preparasyon aşamasının sorunsuz bir şekilde tamamlanmasıdır. ⁽¹⁾

Kök kanallarının preparasyonunda birbirinden farklı birçok materyal kullanılıyor olmasına rağmen, en güvenli ve en uygun preparasyon işlemi nikel-titanyum (NiTi) eğeler ile sağlanmıştır. ⁽²⁾ NiTi kanal eğeleri kök kanal preparasyonunda sıklıkla kullanılmaktadır. ⁽²⁾ Endodontik uygulama için NiTi alaşımına ilişkin ilk çalışma 1988'de Walia ve ark. ⁽³⁾ tarafından bildirilmiştir. 1990'lı yılların başlarında ilk NiTi kök kanal eğesinin piyasaya sürülmesinden itibaren birçok üretici, çeşitli tasarım ve konseptlere sahip NiTi kök kanal eğe sistemleri geliştirmiştir. ⁽⁴⁾

Paslanmaz çelik ve NiTi endodontik eğelerin her ikisi de eğimli bir kanal içerisinde düzleşme eğilimindedir ve bu durum kök kanal duvarında lateral bir kuvvet oluşmasına neden olmaktadır. Bu kuvvetler anatomik kanal formundan uzak bir preparasyonun yapılmasına sebep olmaktadır. Bu ve bunun gibi olası komplikasyon ve preparasyon hataları, NiTi eğelerin, paslanmaz çelik eğelerin yerini almasını beraberinde getirmiştir. Apikal daralımın bozulması, basamak, zip, transportasyon gibi komplikasyonlar NiTi eğelerin daha sıklıkla kullanılmaya başlanması ile önemli derecede azalmıştır. ⁽⁵⁾ NiTi döner eğeler, geleneksel paslanmaz çelik eğeler ile karşılaştırıldığında üstün esneklikleri ve yüksek kesme etkinlikleri nedeniyle endodontideki temel eğeler haline gelmiştir. ⁽⁶⁾ Pek çok avantajına rağmen, NiTi kanal eğeleri ile ilgili en büyük endişe, klinik kullanım esnasında herhangi bir daimi deformasyon belirtisi göstermeden aniden kırılabilmesidir. ⁽⁷⁾ NiTi eğelerde meydana gelen kırıklar eğenin tasarımına, üretim şekline, çalışma hızına ve torkuna, kök kanalının anatomisine, kanal preparasyonu sırasındaki baskı ve gerilmelere, sterilizasyon prosedürlerine ve hekimin kullanım şekline bağlı olarak meydana gelmektedir. ⁽⁸⁾

NiTi eğelerin kullanım sayıları eğelerde yorgunluk, sürekli korozyon ve aşınmalara sebep olduğu için döngüsel yorgunluk dayanımlarını yüksek oranda azaltmaktadır. ⁽⁹⁾

Yapılan çalışmalarda ^(10,11,12,13,14) eğelerin preparasyon ve kanal yenilemedeki kullanım sayılarının artmasının döngüsel yorgunluk dayanımını azalttığı bulunmuştur.

Yapılan çok sayıda çalışmada, ^(15,16, 17, 18) NiTi eğelerin kırılma dirençleri incelenmiştir. Deneysel tasarımdaki ve test modelindeki değişikliklerin yanı sıra, çevresel sıcaklıktaki herhangi bir değişiklik NiTi endodontik eğelerin mekanik özelliklerini önemli ölçüde etkilemesine rağmen, birçok çalışmada kanal içi sıcaklık dikkate alınmamıştır. ^(13,19) Son zamanlarda ortam sıcaklığının, oda sıcaklığından kanal içi sıcaklığa kadar arttırılmasının döngüsel yorulma direncini önemli ölçüde düşürdüğü gösterilmiştir. ^(20,21,22,23) Spesifik alaşıma ek olarak, endodontik eğelerin mekanik özelliklerinin, eğelerin tasarımı ve çapının yanı sıra çalışma hareketinden de etkilendiği görülmüştür. ^(24,25)

“Resiprokal” hareketin “rotasyonel” harekete kıyasla döngüsel yorgunluk direncini arttırdığı görülmüştür. Ayrıca, eğenin çapı arttıkça, yüzeyindeki gerilme stresi arttığı için, düşük taper açısına sahip küçük eğelerin döngüsel yorgunluk dirençleri daha büyük taper açısına sahip geniş eğelere göre daha fazladır. ^(24,25)

NiTi kanal eğelerinin klinik uygulamada farklı nedenlerle genel olarak yeniden kullanılabileceğini ⁽²⁶⁾ ve son yayınların resiprokal hareketli NiTi kanal eğelerinin 3 adet büyük azı dişte kullanma olasılığına işaret ettiğini göz önünde bulundurarak, ⁽²⁷⁾ bu çalışmada, döngüsel yorgunluk dirençleri henüz aynı çalışmada karşılaştırılmamış olan NiTi kanal eğe sistemlerinden olan T-Endo Must (Dentac, İstanbul, Türkiye), One RECI (Micro Mega, Besançon, Fransa) ve WaveOne Gold (Dentsply Sirona, Ballaigues, İsviçre) eğe sistemlerinin kök kanal preparasyonu ve sterilizasyonu, sodyum hipoklorit (NaOCl) irrigasyon solüsyonu uygulaması ve sterilizasyonu sonrası dinamik döngüsel yorgunluk dirençlerinin karşılaştırılması amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kök Kanal Tedavisi (KKT)

KKT, kron ve kök pulpasının, yani pulpa dokusunun tamamının anestezi altında uzaklaştırılmasının ardından, kök kanallarının mekanik olarak genişletilip; mikroorganizmalardan arındırıldıktan sonra kök ucuna kadar tamamen doldurulması işlemine denir. ⁽²⁸⁾ Kök kanallarının doğru bir biçimde preparasyonu, tedavinin başarıya ulaşmasında en önemli basamaklardan birisidir ve yalnızca mekanik bir işlem olarak düşünülmeyp aynı zamanda biyolojik ilkeler içinde ele alındığından biyomekanik şekillendirme adıyla da bilinmektedir. ⁽²⁸⁾ Kök kanal preparasyonu ve temizliği genellikle zor ve zaman gerektiren işlemlerdir. Kök kanal preparasyonunun yetersiz yapılması ve iatrojenik hatalar, tedavi sonucu elde edilen başarının düşük olmasına sebep olmaktadır. ⁽²⁹⁾

Sızdırmaz bir kanal dolumundan önce kök kanallarının etkili bir biçimde temizlenebilmesi için mekanik preparasyon ve kimyasal irrigasyonun birlikte yapılması gerekmektedir. Bu 2 kavram günümüzde birbirinden ayrı düşünülmeyp kemomekanik preparasyon olarak adlandırılmaktadır. Bu durumun nedeni ise bu 2 yöntemin birbirlerini tamamlayıp etkinliklerini arttırmalarıdır. Kök kanallarının bir irrigasyon solüsyonu ile yıkanması, kök kanalları içerisinde mekanik olarak ulaşılabilen ve ulaşılamayan bölgelerin mikroorganizmalardan arındırılması ve etkili bir temizlik yapılabilmesi açısından önemlidir. ⁽³⁰⁾

Schilder ⁽³¹⁾ kök kanallarının temizlenmesi ve preparasyonu sırasında dikkat edilmesi gereken kuralları 2 ana başlık altında değerlendirmiştir;

Mekanik Prensipler: 1. Kök kanalı apikalden koronale konikleşen formda prepare edilmelidir, 2. Konik şeklin en dar yeri apikal foramen olacak şekilde kanal apikale doğru daralan biçimde hazırlanmalıdır, 3. Kök kanal preparasyonu kanalın orijinal pozisyonu ve eğimi korunarak birden fazla düzlemde yapılmalıdır, 4. Apikal foramenin orijinal şekli korunmalı ve pozisyonu değiştirilmemelidir, 5. Apikal açıklık olabildiği ölçüde küçük tutulmalıdır.

Biyolojik Prensipler: 1. Preparasyon yalnızca kökün iç kısmı ile sınırlı kalmalıdır, 2. Preparasyon sırasında oluşan debris apikal foramenin ötesine itilmemelidir, 3. Kök

kanal sisteminden tüm dokular ve bakteriler tamamen uzaklaştırılmalıdır, 4. Kanal içi ilaçların ve dolgu maddelerinin rahatça uygulanabileceği şekilde bir preparasyon yapılmalıdır.

Kök kanalları temizlenip prepare edildikten sonra apikalden koronale doğru üç boyutlu ve sızdırmaz bir şekilde doldurulmalıdır. Kanal dolumunda sızdırmazlığın tam olarak sağlanamaması, KKT'nin başarısızlıkla sonuçlanmasına neden olan önemli etkenlerdendir. ⁽³²⁾

Kanalın orijinal şeklini bozmadan yeterli genişlik ve istenilen formu verebilmek için çok sayıda endodontik eğe ve preparasyon tekniği geliştirilmiştir. ⁽³³⁾

2.2. Kök Kanal Preparasyonunda Kullanılan Eğeler

İlk kanal eğesinin gelişimi 1838 yılında diş hekimi ve bilim insanı Edwin Maynard'ın saat yayını açıp ve bunu bir kök kanal “*tirnerfi*” olarak kullanması ile gerçekleşmiştir. ⁽³⁴⁾ Endodonti alanında önemli çalışmaları bulunan Maury ise bir tel çubuğa birçok telciği lehimlemiş ve bu teli döndürdükçe pulpa dokusunu çıkaran bir kanal eğesi olarak kullanmıştır. ⁽³⁵⁾ Arthur ⁽³⁴⁾ 1853 yılında küçük eğeler kullanarak kök kanallarını genişletmiştir. Michigan'daki Kerr firması 1900'lü yılların başlarında K-tipi eğe ve K-tipi reamer üretilip piyasaya sürmüştür. ⁽³⁶⁾

1960 yılına kadar kök kanal eğelerinin üretiminde karbon çelik alaşım kullanılmıştır. Karbon çelik eğelerin paslanmaz çeliğe kıyasla, daha yüksek kesme etkinliğine sahip olduğu bulunmuştur. ⁽³⁷⁾ Ancak, karbon çelik eğelerde sterilizasyon işlemi ve irrigasyon solüsyonlarının korozyona sebep olması bu eğelerin kullanımını sınırlamış ve paslanmaz çelik el eğeleri kullanılmaya başlanmıştır. Stenman ⁽³⁸⁾ 1977'de yaptığı çalışmada sterilizasyonun karbon çelik kanal eğelerinde ciddi şekilde korozyona sebep olurken paslanmaz çelik eğelerin mekanik özelliklerinde anlamlı bir etki oluşturmadağı görülmüştür.

2.2.1. Paslanmaz Çelik Kanal Eğeleri

K-tipi reamerlar ve eğeler üçgen veya kare şeklindeki tellerin burulmasıyla elde edilirken Hedström (H-Tipi) eğeler silindirik telin freze edilmesi ile oluşturulur. Eğelerin çalışma prensibini belirleyen esas faktör ise kesici kenarlarının eğenin uzun aksıyla yaptıkları açıdır. Bu açı ortalama olarak reamerlarda 10° - 30°, K-tipi eğelerde 25° - 40°, H-tipi eğelerde ise 60° - 65° derecedir. Bu sebeple reamer ve K-

tipi eğeler esas olarak rotasyon hareketi ile çalışırken H-tipi eğeler ise çevresel tıraşlama hareketiyle kullanılırlar. ⁽³⁹⁾ H-tipi eğelerin daha yüksek kesme açısı sayesinde kesme etkinlikleri daha fazla iken kanalda yol bulucu olarak kullanılmaları sıkışıp kırılabilmelerine neden olabilmektedir. ⁽⁴⁰⁾

Paslanmaz çelik eğelerde apikal çap büyüdükçe eğenin sertliğinin artması ve esnekliğinin azalması özellikle dar ve eğimli kanalların preparasyonunda zorluklara sebep olmaktadır. Kanal içinde düzleşme eğiliminde olan büyük apikal çaplı paslanmaz çelik eğeler lateral perforasyon, zip, transportasyon ve basamak gibi komplikasyonlara neden olabilir. ⁽⁴¹⁾ Ayrıca, istenilen form için çok fazla eğeye ihtiyaç duyulması ve bunun yarattığı zaman kaybı ve bitim preparasyonunun şekli her kanalda farklı olacağından kanal dolumunun nasıl olacağının ön görülebilmesi gibi dezavantajları da vardır. ⁽⁴²⁾

Preparasyonda ihtiyaç duyulan bu esneklik, geleneksel paslanmaz çelik eğelerin modifikasyonu ile ya da titanyum-alüminyum, nikel-titanyum (NiTi) gibi yeni alaşımların kullanılmasıyla sağlanmıştır. ⁽⁴³⁾ Kerr firması 1982 yılında, daha önce üretmiş olduğu üçgen veya kare olan kesit şeklini değiştirerek K-Flex olarak adlandırdıkları eşkenar dörtgen veya elmas şeklinde yeni bir eğe tanıtmıştır. Ancak, esnek paslanmaz çelik eğelerin kesme etkinliklerinin daha sert eğelere göre düşük olduğu belirtilmiştir. ⁽⁴²⁾ Bu ilerlemelere rağmen istenilen etkinin alınamaması NiTi kanal eğelerinin endodonti pratiğinde kullanımına yol açmıştır.

2.2.2. NiTi Kanal Eğeleri

NiTi alaşımı, 1960'lı yılların başında bir uzay araştırması programında manyetik olmayan, tuza dirençli ve su geçirmez alaşımlar üzerinde çalışan metalürji mühendisi William F. Buehler tarafından bulunmuştur. ⁽⁴⁴⁾ Bu alaşımın adlandırılması içeriğindeki elementlerin nikel(ni), titanyum(ti) ve keşfedildiği laboratuvar olan Naval Ordnance Laboratuvarı (nol)'nın kısaltması kullanılarak *nitinol* şeklinde oluşmuştur. ⁽⁴⁵⁾ NiTi alaşımı, %56 oranında nikel ve %44 oranında titanyum ile yaklaşık 1:1 atomik orana sahiptir. ^(3,46) Bazı NiTi alaşımlarında, nikel yerine bir miktar kobalt eklenebilir (ağırlıkça < %2).

NiTi alaşımlar, 1971 yılında diş hekimliğinde ilk kez düşük elastisite modülü, şekil hafızası etkisi ve süper esnekliği nedeniyle ortodontik tellerin üretiminde Hilleman

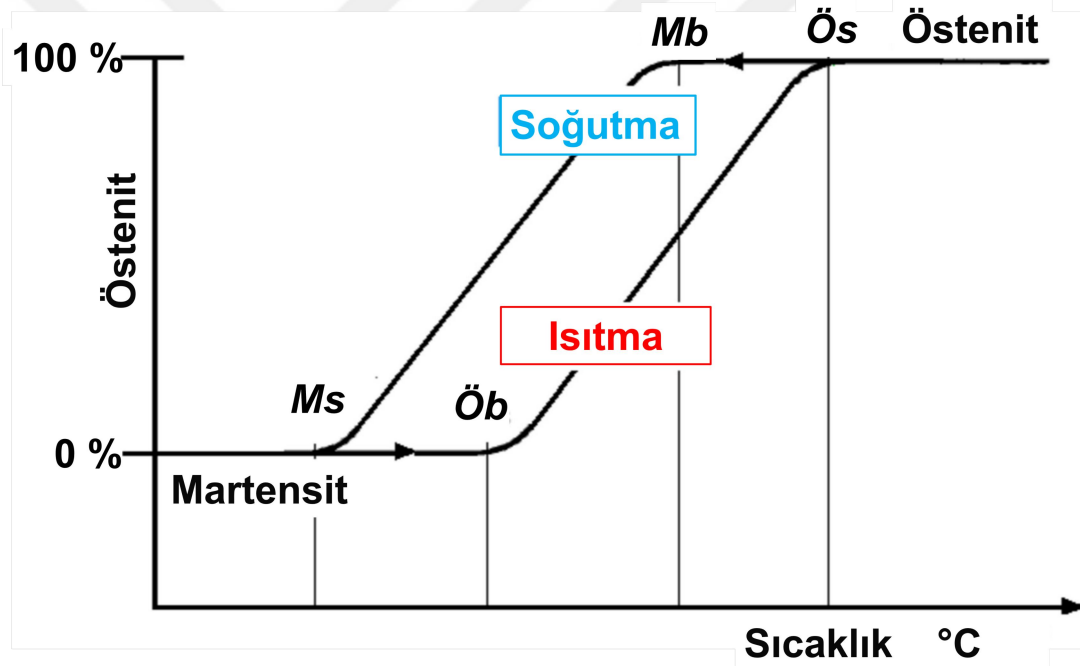
ve Andreasen tarafından kullanılmıştır.⁽⁴⁷⁾ Endodontide ise kanal eğelerinin NiTi alaşımlardan üretilmesini Civjan ve ark.⁽⁴⁸⁾ 1975 yılında ortaya atmışlardır. Akabinde, Walia ve ark.⁽³⁾ 1988 yılında ortodontik telin kesilmesi ile üretilen el tipi NiTi kanal eğelerini tanıtmışlardır. Daha sonra, NiTi kanal eğelerinin üretimindeki gelişmeler, aktif parçanın yapılandırılmasındaki belirgin değişiklikler, eğe üzerinde bulunan heliks ve kesme açısındaki değişiklikler, aynı eğe için çeşitlendirilen koniklik açıları ve işlenme sürecindeki değişiklikler birbirinden farklı kanal eğelerinin üretilmesini sağlamıştır. Tüm bu süreçler ile birlikte NiTi alaşımlar, endodontide neredeyse 25 yıldır kullanılmaktadır ve paslanmaz çeliklerden daha esnek materyallerdir. NiTi eğelerin üretim süreçleri klasik paslanmaz çelik eğelerden daha farklı ve karmaşıktır. Paslanmaz çelikten üretilen K-tipi eğeler ve reamerlar bükme (çevirme) işlemiyle üretilirler. NiTi eğeler ise genellikle bükme yerine kesilerek üretilmektedir. Paslanmaz çelik eğelere göre daha düşük elastisite modülüne ancak daha yüksek basma ve çekme dayanımına sahiptirler. Bu özellikler materyalin daha sağlam ve daha esnek hale gelmesini sağlamaktadır.⁽⁴⁶⁾

NiTi alaşımlar kristal yapısında ve mekanik özelliklerinde eşsiz ve oldukça önemli değişikliklere neden olan atomik bağlanma türünü değiştirme yeteneğine sahiptirler. Bu yetenekleri sayesinde NiTi alaşımların bulunabildiği 3 farklı fazdan bahsetmek mümkündür:⁽⁴⁹⁾

- Östenit faz (ana faz), alaşımının yüksek sıcaklıklarda (100°C) ve düşük stres altında stabil kristal yapılı halidir. Bu fazda karmaşık bir gövde merkezli “*kübik kafes*” yapısı mevcuttur. Atomlar yoğun ve düzenli dizilmişlerdir. Alaşım bu formda daha güçlü ve serttir.⁽⁵⁰⁾
- Martensit faz, ısı düşürüldüğünde ya da materyal stres altında olduğunda kristal yapısında bazı değişikliklerin oluşmasıyla ortaya çıkan fazdır ve bu faza “*yavru faz*” da denilmektedir. Alaşım bu fazda monoklinik kristal bir yapıya sahiptir. Martensit fazda alaşım daha yumuşaktır ve daha kolay deforme olabilmektedir.⁽⁴⁹⁾ Martensit formdayken alaşım östenit forma göre üstün döngüsel yorulma direncine sahiptir.^(51, 52)
- Ara faz (R-Fazı) ise östenit ve martensit faz arasında geçiş formudur.⁽⁴⁶⁾ Rombohedral yapıya sahiptir. R-faz çok dar bir sıcaklık aralığı içerisinde

gerçekleşir. Bu fazda alaşım, östenit ve martensit fazlarından daha düşük elastisite modülüne sahiptir.

Faz geçişleri, ortam sıcaklığına ve alaşımın ısıtılıp soğutulmasına bağlıdır (Şekil 2.1).⁽⁵³⁾ Martensit fazdaki NiTi ısıtılmaya başlandığında östenit faz dönüşümü başlar ve başladığı sıcaklık östenit dönüşüm başlangıç sıcaklığı adını alır (Öb), faz dönüşümünün tamamlandığı sıcaklık ise östenit son sıcaklığı (Ös) adını alır ve dönüşüm tamamlanır. Materyal burada şekil hafızası transformasyonunu tamamlar ve süper elastik özellik sergiler. Östenit NiTi soğutulduğunda martensit faz dönüşümü başlar, aynı şekilde faz dönüşüm sıcaklıklarının başlangıç ve son sıcaklıkları tanımlanır (Mb-Ms). R fazı bu dönüşüm arasında gerçekleşir. NiTi alaşımın bu farklı özelliği endodontik kanal eğesi üretiminde devrim yaratmıştır.⁽¹⁾



Şekil 2. 1. NiTi alaşımın sıcaklık değişim grafiği. (Mb) martensit başlangıç sıcaklığı, (Ms) martensit son sıcaklığı, (Öb) östenit başlangıç sıcaklığı, (Ös) östenit son sıcaklığı⁽⁵⁴⁾

NiTi alaşımın en önemli 2 avantajı şekil hafızası ve süper elastisitedir.

Şekil hafızası, preparasyon yaparken eğedeki strese bağlı olarak kanal içindeki eğenin östenit fazdan martensit faza geçmesi, kanaldan çıkarıldığında ise stresin ortadan kalkmasıyla tekrar östenit faza geçerek orijinal şeklini almasıdır. Şekil hafızasına sahip alaşımlar, artan ısı veya stres sebebiyle yüksek deformasyona maruz kaldıktan sonra orijinal şekillerine geri dönebilmek gibi eşsiz bir kabiliyete sahiptir.

Şekil hafızası kavramı ilk kez Olander⁽⁵⁴⁾ tarafından 1932 yılında kadmiyum-altın alaşımların incelenmesi sırasında tanımlanmıştır. Östenit ve martensit fazlar arası geri dönüşümlü faz değişiklikleri önemli olduğu kadar faz dönüşüm sıcaklıkları da alaşımın yapısal ve mekanik özellikleri üzerinde oldukça etkilidir ve üretim sürecinde bu etkiden faydalanılmaktadır.⁽⁴⁾ Şekil hafızasına sahip tüm alaşımlar termal enerjinin alınması veya serbest bırakılması ile kafes yapısında veya atomik düzenlemelerinde değişim gösterirler.⁽⁴⁾

Süper elastisite ise NiTi alaşımların önemli düzeyde deformasyona uğradıktan sonra, yük kaldırıldığında orijinal şekillerine dönebilme yeteneğidir. Düşük germe yükleri altında süper elastik NiTi alaşımlar normal elastik davranış gösterirler. Yüksek germe yükleri altında ise belirli yük miktarının üzerine çıkıldığında süper elastik davranış kaybolur ve kalıcı deformasyon meydana gelir. NiTi alaşımların süper elastikliği %8'e kadar olan bükülmelerin tamamen toparlayabilmesini mümkün kılar. Bu diğer alaşımlardaki, örneğin paslanmaz çelik alaşımlardaki, maksimum %1 olan değerden çok daha yüksektir. NiTi alaşımın süper elastik olması KTT açısından çok önemlidir çünkü eğerlere sağladığı üstün esneklik, kök kanallarının karmaşık anatomisini takip etmelerine izin vererek basamak ve perforasyon oluşma riskinin azalmasına neden olmaktadır.⁽⁵⁵⁾

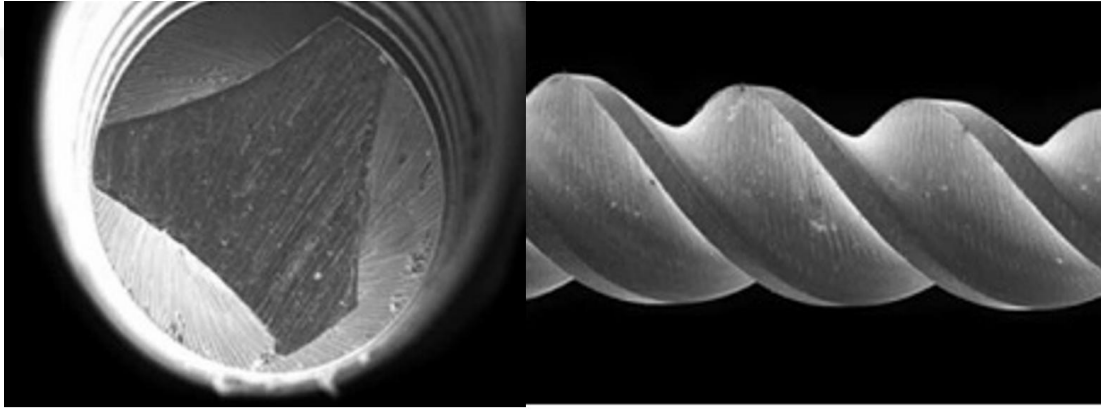
NiTi eğerlerin, geleneksel paslanmaz çelik eğerlere göre daha düşük elastisite modülüne sahip olması ve paralelinde daha zor deforme olması eğri kök kanallarının genişletilmesi sırasında hekimlere önemli bir avantaj sağlayarak tercih sebebi olmaktadır.^(3,39,45,56) Ancak, sahip oldukları bu yüksek elastisite, NiTi eğerlerin kesme etkinliğinin paslanmaz çelik el eğerlerinden daha kötü olmasına neden olmaktadır. NiTi el eğerlerinin dentini kesme etkinliğini arttırmak ve preparasyon süresini kısaltmak için motor ile çalışan döner NiTi eğerler üretilmiştir.⁽⁵⁷⁾

2.3. NiTi Eğerlerin Gelişimi

1988'de Walia, paslanmaz çeliğe kıyasla aynı ege boyutlarında 2-3 kat daha esnek olduğundan kanal preparasyonu için nitinol'ü önerdi.⁽³⁾ NiTi'den üretilen kanal eğerlerinin şaşırtıcı bir sonucu, eğimli kanalları sürekli bir dönme hareketi kullanılarak mekanik olarak hazırlayabilmesiydi. 1990'ların ortalarında, üretilen ilk NiTi döner eğerler piyasaya çıktı.⁽⁴⁶⁾ Ruddle ve ark.⁽⁵⁸⁾ 2013 yılında her bir ege sistemi jenerasyonunun mekanik bir sınıflandırması yayınladı.

2.3.1. Birinci Jenerasyon NiTi Kanal Eğeleri

NiTi mekanik eğelerin gelişimini değerlendirmek için genel olarak, birinci jenerasyon NiTi eğelerinin aktif bıçaklarının uzunluğu boyunca %4 ve %6 oranında pasif kesme radyal alanlarına ve sabit konikliğe sahip olduğunu bilmek yararlıdır (Şekil 2.2).⁽⁵⁹⁾ Birinci jenerasyon, preparasyon hedeflerine ulaşmak için çok sayıda eğe gerektiriyordu. 1990'ların ortalarından sonuna kadar, tek bir eğede %6, %8, %10 ve %12'lik sabit bir koniklik sağlayan GT eğeleri (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) kullanıma sunuldu.⁽⁶⁰⁾ Birinci jenerasyon NiTi döner eğenin tek ve en önemli tasarım özelliği, bir eğeyi çalışma sırasında kanal eğriliklerinde merkezde kalmaya teşvik eden pasif radyal alanlardı.⁽⁵⁸⁾



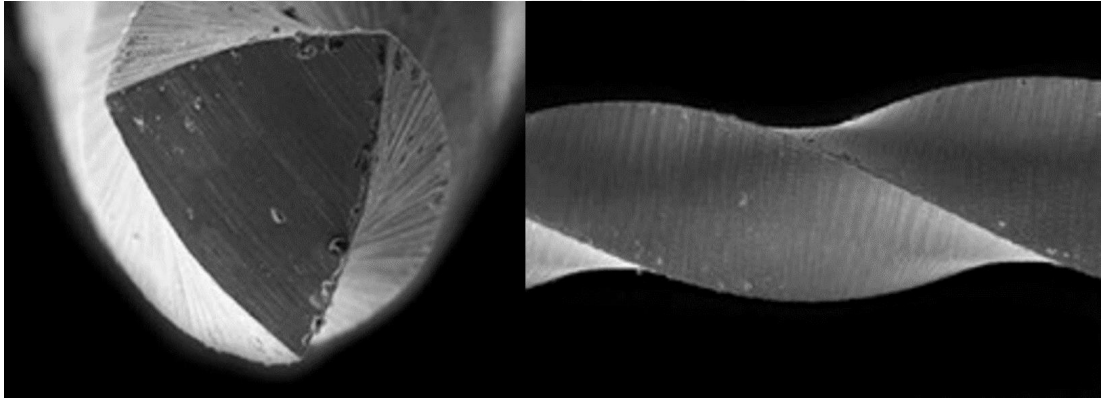
Şekil 2. 2. Bu 2 SEM görüntüsü pasif-radyal kesme alanına sahip bir eğenin enine kesitini ve lateralinden görünümünü göstermektedir.⁽⁵⁸⁾

2.3.2. İkinci Jenerasyon NiTi Kanal Eğeleri

İkinci jenerasyon NiTi döner eğeler 2001 yılında piyasaya çıktı.⁽⁶¹⁾ Bu jenerasyondaki eğelerin en önemli farkı, aktif kesme kenarlarına sahip olmaları ve bir kanalı tamamen hazırlamak için daha az eğe gerektirmeleridir (Şekil 2.3). Hem pasif hem de aktif sabit koniklik açısına sahip NiTi kesme eğeleriyle ilişkili *taper lock* etkisini ve bunun sonucunda ortaya çıkan vidalanmayı engellemek için, EndoSequence (Brassler, Savannah GA, ABD) ve BioRaCe (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, İsviçre) değişen temas noktalarına sahip eğe hatları bulundurmaktadır.⁽⁶²⁾ Bu özelliğin konik kilitlenmeyi azaltması amaçlanmış olsa da, bu eğe hatları aktif kısımları üzerinde hâlâ sabit konik bir tasarıma sahiptir. Klinik gelişme, ProTaper'ın (Dentsply Maillefer) tek bir eğe üzerinde birden çok artan veya azalan koniklik açısı kullanarak piyasaya çıkmasıyla gerçekleşti. Bu devrim niteliğinde, kademeli olarak sivrilen tasarım, her bir eğenin kesme hareketini kanalın

belirli bir bölgesiyle sınırlandırır ve derin Schilderian şekillerini güvenli bir şekilde üretmek için daha kısa bir eğe dizisi sağlar(Şekil 2.4).⁽⁶³⁾

Bu dönemde üreticiler eğe kırılmalarına karşı direnci artırmak için başka yöntemlere odaklanmaya başladılar. Bazı üreticiler, geleneksel taşlama sürecinden kaynaklanan yüzey düzensizliklerini gidermek için eğelere elektropolisaj işlemi uyguladı. Bununla birlikte, elektropolisaj işleminin aktif kesme kenarlarını körelttiği klinik olarak gözlemlenmiş ve bilimsel olarak rapor edilmiştir. Bu körelme, bir eğeyi apikale ilerletmek için gereken preparasyon sırasında istenmeyen apikale doğru basınçla kullanmaya sebep oldu. Özellikle sabit açılı konik eğeler kullanılırken aşırı apikale doğru basınç, çalışma sırasında döner eğe üzerinde *taper lock* etkisine, vida etkisine ve aşırı torka neden olur.⁽⁶⁴⁾ Genel olarak eksiklikleri veya elektropolisajdan kaynaklanan verimsizlikleri gidermek için, daha fazla enine kesitli tasarımlar üretildi ve arttırılmış ancak daha tehlikeli olan dönme hızları savunuldu.⁽⁵⁸⁾



Şekil 2. 3. Bu 2 SEM görüntüsü aktif kesme alanına sahip bir eğenin enine kesitini ve lateralden görünümünü göstermektedir ⁽⁵⁸⁾



Şekil 2. 4. ProTaper Shaping eğeleri baskın olarak koronal ve orta üçte birlik kısımlarını keserken, Finishing eğeleri esas olarak apikal üçte birlik kısmını keser⁽⁵⁸⁾

2.3.3. Üçüncü Jenerasyon NiTi Kanal Eğeleri

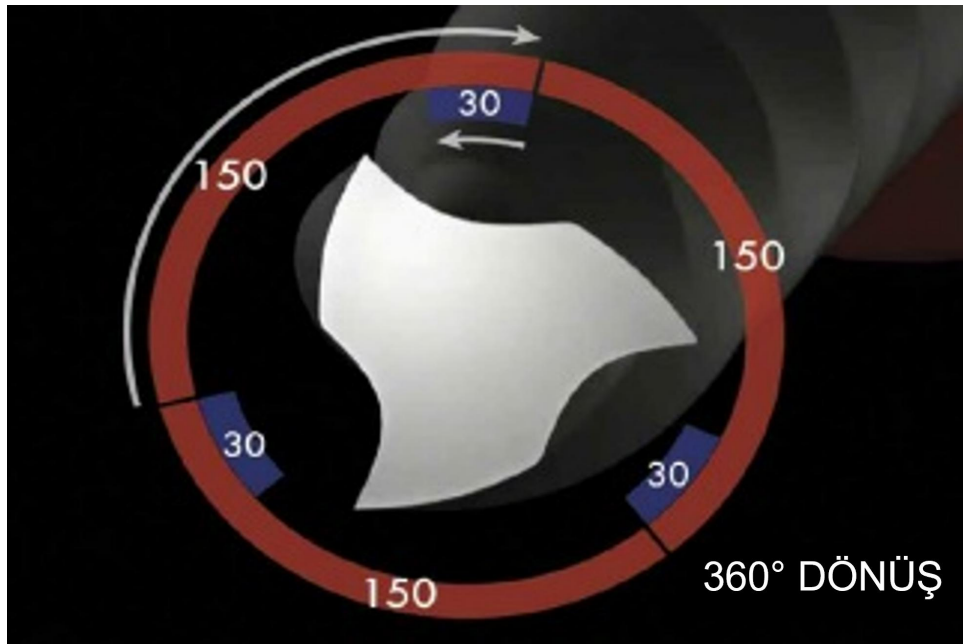
NiTi metalürjisindeki iyileştirmeler, üçüncü jenerasyon mekanik preparasyon eğeleri olarak tanımlanabilecek olanın ayırt edici özelliği haline geldi. 2007'de üreticiler döngüsel yorgunluğu azaltmak ve döner NiTi eğeleri daha kavisli kanallarda çalışırken güvenliği artırmak için ısıtma ve soğutma yöntemlerini kullanmaya odaklanmaya başladılar.⁽⁶⁵⁾ Isıl işlem teknolojisi sunan marka serilerine örnek olarak Twisted-File (TF) (SybronEndo, Orange CA, ABD), Hyflex (Coltene Whaledent, Altstätten, İsviçre) ve GT, Vortex ve WaveOne (Dentsply) verilebilir.

2.3.4. Dördüncü Jenerasyon NiTi Kanal Eğeleri

Kanal hazırlama prosedürlerinde bir başka gelişme, herhangi bir tekrarlayan yukarı-aşağı veya ileri-geri hareketi olarak tanımlanabilecek resiprokal hareketten yararlanır. Bu teknoloji ilk olarak 1950'lerin sonlarında Fransız diş hekimi Blanc tarafından tanıtıldı. Şu anda, M4 (SybronEndo), Endo Express (Essential Dental Systems, New Jersey, ABD) ve Endo-Eze (Ultradent, South Jordan, ABD), saat yönünde (CW) ve saat yönünün tersine (CCW) dönüş derecelerinin kesinlikle eşit olduğu bir hareket kullanan sistemlere örnektir. Tam rotasyon ile karşılaştırıldığında, eşit çift yönlü hareket kullanan ileri geri hareket eden bir eğe, ilerlemek için daha fazla apikale doğru basınç gerektirir, aynı boyuttaki bir rotasyon eğe kadar etkili bir şekilde kesmez ve kanaldan kalıntıların çıkarılmasında daha kısıtlıdır.⁽⁵⁸⁾

Bu erken deneyimlerden, resiprokal hareket teknolojisindeki yenilikler kanalları prepare etmek için dördüncü jenerasyon eğelere yön verdi. Bu jenerasyondaki kanal eğeleri ve ilgili teknoloji, uzun süredir umut edilen tek ege tekniğini büyük ölçüde yerine getirdi. ReDent-Nova (Berlin, Almanya), Self Adjusting File (SAF) egesini tanıttı. Bu ege, kanalın enine kesit konfigürasyonundan bağımsız olarak dentin duvarlarına eşit basınç uyguladığı iddia edilen sıkıştırılabilir bir açık tüp tasarımına sahiptir. SAF mekanik olarak, hem 0,4 mm'lik kısa bir dikey amplitüd darbesi hem de sürekli irigasyonla titreşimli hareket üreten bir el aleti tarafından çalıştırılır.⁽⁶⁶⁾ Gelişmekte olan bir başka tek ege tekniği, 5. jenerasyon tasarımlarda daha fazla bahsedilecek olan OneShape (Micro Mega) olarak adlandırılmaktadır.

Açık farkla en popüler tek ege konsepti, WaveOne (Dentsply) ve Reciproc (VDW, Münih, Almanya) olarak adlandırılmaktadır. WaveOne, ikinci ve üçüncü jenerasyon eğelerin en iyi tasarım özelliklerinin yansımasını temsil eder ve herhangi bir eğeyi eşit olmayan çift yönlü açılarda hareket ettiren resiprokal hareket eden bir motorla birleşir. CCW kesme açısı CW ayırma açısının 5 katıdır ve eğenin elastik sınırından daha az olacak şekilde tasarlanmıştır. Stratejik olarak, 3 tur CCW ve CW kesme döngüsünden sonra, ege 360° veya bir daire dönmüş olacaktır (Şekil 2.5). Bu yeni resiprokal hareket, bir eğenin daha kolay ilerlemesine, verimli bir şekilde kesmesine ve etkili bir şekilde burğu ile debris kanaldan dışarı çıkarmasına olanak tanır.⁽⁶⁷⁾



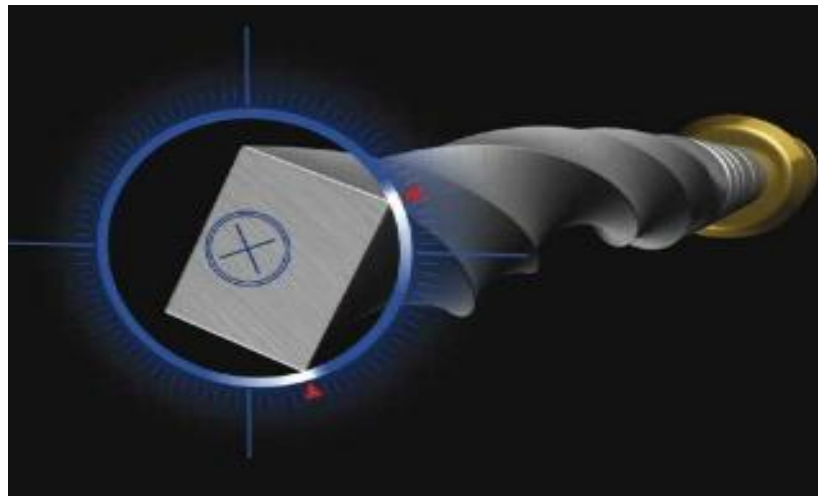
Şekil 2. 5. Bir WaveOne resiprokal hareket eden ege, verimliliği, apikale doğru ilerlemeyi ve kanaldaki debris çıkarmak için eşit olmayan CCW/CW açıları kullanır⁽⁵⁸⁾

2.3.5. Beşinci Jenerasyon NiTi Kanal Eğeleri

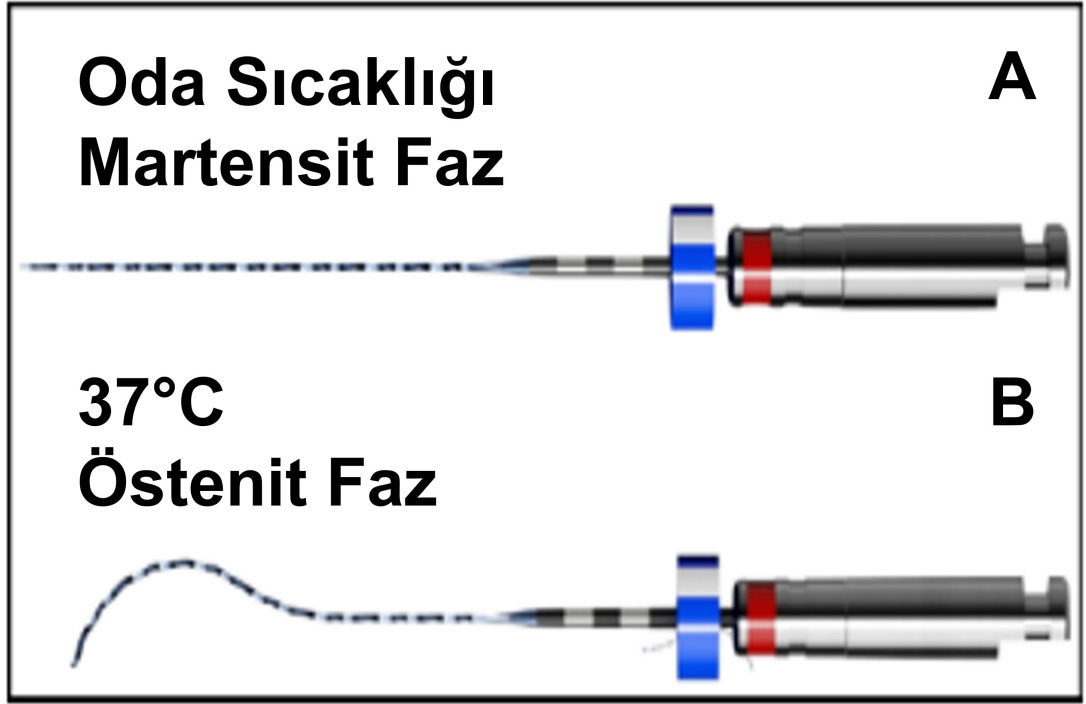
Beşinci jenerasyon preparasyon eğeleri, ağırlık merkezi ve/veya dönme merkezi “offset” asimetrik olacak şekilde tasarlanmıştır. Rotasyonda, asimetrik tasarıma sahip eğeler, eğenin etkin uzunluğu boyunca hareket eden mekanik bir hareket dalgası üretir. Herhangi bir ProTaper (Dentsply) eğesinin kademeli olarak değişen konik tasarımı gibi, bu asimetrik tasarım da eğe ile dentin arasındaki bağlantıyı en aza indirmeye hizmet eder.⁽⁵⁰⁾ Ek olarak, bu asimetrik tasarım kanaldan burğu ile debrisin çıkarılmasını kolaylaştırır ve bir ProTaper Next eğesinin aktif kısmı boyunca esnekliğini artırır (Şekil 2.6).⁽⁵⁸⁾

Bu teknolojinin varyasyonlarını sunan eğe markalarının ticari örnekleri Revo-S (Micro Mega), One Shape ve ProTaper Next'tir (Dentsply). Bugün, en güvenli, en verimli ve en basit eğe sistemleri, şu anda mevcut olan en son teknolojik gelişmelerle birlikte geçmişteki kanıtlanmış en iyi tasarım özelliklerini kullanmaktadır.

Yakın zamanda, FKG Dentaire firması başka bir termomekanik işlem görmüş ve klinik uygulamada hem şekil bellek etkisini hem de süper esnekliği birleştiren ilk endodontik kanal eğesi olan Max-Wire adlı NiTi alaşımı tanıtmıştır. Max-Wire'dan yapılmış sadece 2 kanal eğesi vardır; XP-Endo Shaper ve XP-Endo Finisher. Bu kanal eğeleri, oda sıcaklığında martensit fazda nispeten düz iken, kök kanal sistemi içerisinde östenit faz geçişi sayesinde eğimli şekillerine dönüşürler (Şekil 2.7). Üretici firma; bu özelliği sayesinde kök kanal anatomisindeki düzensizliklere yüksek uyum potansiyeli ile karmaşık kök kanal morfolojilerinin preparasyonuna olanak sağladığını iddia etmektedir.⁽⁶⁸⁾



Şekil 2. 6. ProTaper Next eğesinin asimetrik enine kesiti ⁽⁵⁸⁾



Şekil 2. 7. XP-Endo Finisher eğe sisteminin farklı sıcaklıklar altında şekil değişimi A: Martensit faz, B:Östenit faz ⁽⁶⁹⁾

2.4. NiTi Eğelerin Üretiminde Kullanılan Güncel Yöntemler

NiTi endodontik eğelerin, paslanmaz çelik eğelerle karşılaştırıldığında artan kırılma direnciyle daha esnek olduğu rapor edilmiştir.⁽³⁾ Bu gelişmiş özellikler, motorlu endodontik eğelerde önemli bir gelişmeye izin verdi.⁽⁷⁰⁾ Bununla birlikte, rotasyonel NiTi eğelerinin kırılması, klinik kullanım sırasında yanlışlıkla meydana gelen bir olay olmaya devam etmektedir.^(7,65) NiTi eğelerin tasarımındaki değişikliklerin yanı sıra üreticiler, kırılmaya karşı daha dirençli ve daha yüksek esnekliğe sahip eğeler üretmek ve NiTi alaşımlarının mekanik özelliklerini iyileştirmek için termal, mekanik ve yüzey işleme dahil olmak üzere çeşitli tescilli üretim prosedürlerini uygulamaya koymuşlardır.

2.4.1. Elektropolisaj İşlemi

Elektropolisaj, artan parlaklığa sahip daha pürüzsüz bir yüzeye yol açan yüzey malzemesinin kontrollü bir elektrokimyasal olarak çıkarılmasına izin veren, metal parçaları için yerleşik bir nihai yüzey bitirme işlemidir.^(71,72,73) NiTi endodontik eğelerin üretimi sırasında elektropolisaj, önceki taşlama işleminin neden olduğu yüzey düzensizliklerini, çatlakları ve artık gerilimi gidermek için kullanılır. Bu işlemin kırılma direncini, kesme verimini ve korozyona karşı direnci iyileştirmesi beklenir.^(71, 74,75)

Yapılan birkaç çalışma^(71,76,77) mikro çatlakların, yüzey döküntülerinin ve freze oluklarının varlığının elektropolisaj ile azaltılabileceğini ortaya koydu, ancak elektropolisajın mikro çatlakların gelişimini engellemesi esas dikkat çekici noktadır.⁽⁷⁸⁾ Çoğu çalışma^(72,77,79,80,81), elektropolisaj uygulanmış eğerlerde elektropolisaj uygulanmayanlara göre eğerlerin döngüsel yorgunluğuna karşı gelişmiş bir direnç gösterdiği bulunmuştur. Bu bulgulara uygun olarak, kırık yüzeylerin taramalı elektron mikroskobu (SEM) analizi, elektropolisaj uygulanmamış eğerlerde çatlaklarının işleme yivleri boyunca ilerlediğini, elektropolisaj uygulanmış eğerlerin ise ince, düzensiz bir zikzak çatlak modeli sergilediğini ortaya çıkardı.⁽⁸⁰⁾

2.4.2. M-Wire Teknolojisi

Arttırılmış döngüsel yorulma direncine sahip daha esnek bir NiTi alaşımı üretmek amacıyla Sportswire LLC (Langley, OK, ABD), 2007 yılında tescilli bir termomekanik üretim prosedürü geliştirdi. Yeni geliştirilen NiTi alaşımına M-Wire adı verildi.⁽⁸²⁾ M-Wire'in ısıtılma işlemi için başlangıç malzemesi, ağırlıkça %55,8±%1,5 nikel, ağırlıkça %44,2±%1,5 titanyum ve ağırlıkça %1'den az eser elementlerden oluşan bir Nitinol bileşimidir.⁽⁶⁸⁾ M-Wire alaşımının östenit bitirme sıcaklığının 43–50°C civarında olduğu bulundu^(83,84,85,86) ve sonuç olarak Ös değeri geleneksel NiTi'nin ve vücut sıcaklığının çok üzerinde, bu da M-Wire'in klinik koşullar altında tamamen östenitten oluşmadığını gösterir. Buna göre, çeşitli metalürjik laboratuvar teknikleri (örn. DSC, XRD ve SEM), M-Wire'in vücut sıcaklığında az miktarda martensit ve R-fazı içeren östenit fazı içerdiğini ortaya çıkardı.^(83,85) Bu nedenle, M-Wire süper elastik durumunu korur.⁽⁸⁷⁾

2.4.3. R-Faz Teknolojisi

2008 yılında, M-Wire'in piyasaya sürülmesinden kısa bir süre sonra, SybronEndo, TF adlı yeni bir döner NiTi sistemi oluşturmak için başka bir üretim süreci geliştirdi. TF'nin üretim prosedürü 3 yeni yöntem içerir: R-fazı ısıtılma işlemi, metal telin bükülmesi ve özel bir yüzey iyileştirme.⁽⁸⁸⁾ Çeşitli çalışmalarda R-faz eğerler ısıtılma işlemi görmeyen geleneksel NiTi eğerler ile karşılaştırıldığında döngüsel yorgunluğa karşı üstün direnç ve üstün esneklik gösterdiği sonucuna varılmıştır.^(82,88,89) Gelişmiş esneklik özelliklerinin bir sonucu olarak; R-faz NiTi alaşımlar geleneksel NiTi alaşımlarla kıyaslandığında, kök kanalının merkezinde kalma özellikleri daha

belirgindir ve daha az apikal transportasyona sebep olmaktadırlar.⁽⁵⁰⁾ R-faz alaşımlar M-Wire alaşımlarla benzer döngüsel yorgunluk direnci gösterirler.⁽⁹⁰⁾

2.4.4. Controlled-Memory (CM) Wire Teknolojisi

CM Wire NiTi alaşımları 2010 yılında ne oda sıcaklığı ne de vücut sıcaklığında süper elastik özellik göstermeyen ilk termomekanik ısıtma işlem görmüş NiTi alaşımı olarak tanıtılmıştır.⁽⁹¹⁾ HyFlex CM (Coltene-Whaledent) ve Typhoon CM (Clinician's Choice Dental Products, New Milford, ABD), CM teknolojisi ile üretilip piyasaya sürülmüş eğelerdir. Modifiye edilmiş faz içeriği sayesinde CM Wire eğeler martensit fazı sonucu şekil değiştirebilirler.⁽⁵²⁾

CM üretim tekniğinde materyalin şekil hafıza özelliği özel bir prosedür ile hafıza kontrol özelliğine çevrilmiştir. Üretilen bu eğeler, NiTi eğelerde daha önce alışık olmadığımız şekilde önceden bükülebilme ve verilen şekli koruyabilme özelliği göstermektedir. Bu özellikleri sayesinde, östenit NiTi eğelerin aksine CM Wire NiTi eğeler eğimli kanalların preparasyonu esnasında kanalı düzleştirme eğilimi göstermezler. Ayrıca, CM eğelerin diğer NiTi eğelerden farklı olarak, kullanım sonrası plastik deformasyon gösterdikleri ancak kalıcı olmayan deformasyonların yüksek ısı yani sterilizasyon sonrası eski haline geri dönebildikleri gösterilmektedir. Tüm bu özellikleri sayesinde daha esnek olan bu eğelerin torsiyonel kırılma ve döngüsel yorgunluğa karşı dirençleri de daha fazladır.⁽⁸⁴⁾

2.4.5. Gold ve Blue Isıl İşlem Görmüş NiTi Kanal Eğeleri

Dentsply Sirona, NiTi CM alaşımları için 2010 yılında yeni bir ısıtma işlem tekniği geliştirmiştir,⁽⁵²⁾ bu yöntem ile eğe; tekrarlayan ısıtma soğutma işlemlerine tabi tutulmaktadır ve bu işlem sonrası eğe yüzeyinde titanyum oksit adı verilen, eğeye esneklik ve dayanıklılık sağlayan bir tabaka oluşmaktadır. Yüzeyde oluşan titanyum oksit tabakasının kalınlığı, NiTi döner eğelerin rengini belirlemektedir.⁽⁹²⁾ Bu eğelerin fabrikasyon işlemleri sonrası tekrar tekrar ısıtılıp soğutulmasından oluşan ısıtma işlemi sayesinde, martensit ve östenit fazları arasında yeni bir faz geçiş noktası belirlenir ve bu sayede gelişmiş fiziksel ve mekanik özelliklere sahip eğeler üretilir.⁽⁹³⁾ Dentsply, eğelere yapılan bu ısıtma işlemlerin, döngüsel yorgunluk dayanımını ve eğelerin esnekliğini artırdığını öne sürmüştür.⁽⁹⁴⁾

2011 yılında Dentsply Tulsa Dental (ABD) tarafından ayırt edici mavi renge sahip ilk endodontik kanal eğesi olan ProFile Vortex Blue tanıtılmıştır. Hali hazırda piyasada 2 farklı firmanın ürettiği gold ve blue ısıtma işlem görmüş NiTi eğeler sıklıkla kullanılmaktadır. Bunlardan ikisi devamlı rotasyon hareketi ile “ProFile Vortex Blue (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, ABD); ProTaper Gold (Dentsply)”, ikisi de resiprokal hareket ile “Reciproc Blue (VDW); WaveOne Gold, (Dentsply)” çalışmaktadır. Bu kanal eğeleri değişebilen şekil hafıza özelliği gösterirler.⁽⁹⁵⁾ Tüm gold ve blue ısıtma işlem görmüş eğeler geleneksel NiTi ve M-Wire eğeler ile kıyaslandığında gelişmiş esneklik ve döngüsel yorgunluk direnci gösterirler.^(23,95,96,97,98) Bu gelişim martensit yapılarına atfedilebilir.

2.4.6. Max Wire Teknolojisi

Kısa bir süre önce FKG Dentaire tarafından Max Wire olarak adlandırılan termomekanik ısıtma işlem görmüş yeni bir eğe sistemi tanıtılmıştır. Max Wire klinik uygulamada hem şekil hafıza hem de süper elastik özelliği aynı anda gösterebilen tek NiTi eğedir. Şu anda kullanımda Max Wire’den yapılan 2 eğe sistemi bulunmaktadır (XP-Endo Shaper ve XP-Endo Finisher, FKG Dentaire). Bu eğeler kanal içerisinde sıcaklık değişimleri sonucu özel faz geçişleri sayesinde çalışmaları sırasında kavisli bir şekil alırlar. Bu sayede kanal içerisinde şekil hafıza özelliği gösterirler (Martensit faz’dan östenit faza dönüşüm). Max Wire eğelerin kavisli şekilleri sayesinde kanal düzensizliklerine uyum sağladıkları ve karmaşık kök kanal morfolojilerinin preparasyonunda oldukça etkili oldukları iddia edilmektedir.⁽⁶⁸⁾

2.5. Kök Kanal Preparasyonunda Kullanılan Hareket Tipleri

2.5.1. Rotasyonel Hareket

Döner sistem NiTi eğelerin piyasaya sürülmesi ile kök kanal preparasyonu süresinin ve klinisyen üzerindeki stresin önemli ölçüde azalması sağlanmıştır. 1980’lerin sonlarında ortaya çıkan “*rotasyonel hareket*” bugün piyasadaki mekanik preparasyon sistemlerinin çoğu tarafından hala kullanılmaktadır. Bu hareket tipinde elektrikli motorlar ve redüksiyonlu mikromotorlar ile eğeye kanal içerisinde tam rotasyon (360°) yaptırılır.⁽⁹²⁾

2.5.2. Resiprokal Hareket

Endodontik eğelerin kırılma riskini en aza indirmek amacıyla yeni mekanik hareketler önerilmiştir. “*Resiprokal hareket*” tipinde de elektrikli motorlar ve

redüksiyonlu mikromotorlar kullanılır ancak eğe hem saat yönünde hem de saatin tersi yönde farklı açılarla döner.⁽⁹²⁾ Çalışmalar^(99,100,101), “*resiprokal hareketin*”, eğe üzerindeki baskı ve gerilme stresini azalttığını, böylece sürekli dönme hareketi ile karşılaştırıldığında daha fazla döngüsel yorgunluk direnci sağladığını göstermiştir.

2.5.3. Kombine Hareket

Bazı sistemlerde her 2 hareketin de avantajlarından faydalanmak için “*rotasyonel hareket*” ve “*resiprokal hareket*” birlikte kullanılmıştır. 2016 yılında tanıtılan “*Genius sistemi*” ilk olarak kanalın daha güvenli bir şekilde prepare edilmesini sağlayan resiprokal hareket ile kullanılırken, preparasyon rotasyonel hareket ile tamamlanır. Böylelikle dentinin daha verimli uzaklaştırılması ve debrisin daha az apikalden taşması amaçlanır.⁽⁹²⁾

SybronEndo tarafından hem devamlı “*rotasyonun*” hem de “*resiprokasyonun*” olumlu özelliklerinden faydalanmayı amaçlayan TF Adaptive eğe üretilmiştir. Bu eğe, preparasyon esnasındaki stres miktarını algılayabilen bir endodontik motor ile kullanılır. TF Adaptive, minimal strese maruz kaldığında ideal kesme etkinliğine ve debris uzaklaştırılmasına izin veren “*kesintili rotasyonel hareket*”, stres ve metal yorgunluğu arttığında ise “*resiprokal hareket*” yapmaktadır. Bu adaptif hareket eğenin performansını etkilemezken, döngüsel yorgunluk direncinin artmasını sağlamaktadır.⁽¹⁰²⁾

2.5.4. Eksentrik Döner Hareket

Bazı sistemler, eğelerinin özelliklerinden dolayı, eksentrik veya asimetrik olarak döner (yani, dönme eksenini merkezden uzaktır). Bunlar arasında asimetrik dikdörtgen kesitli ProTaper Next sistemi ve 35°C ve üstü sıcaklıklarda çekirdek boyutunun ötesine genişleyen XP-Endo Shaper vardır.⁽⁹²⁾

2.5.5. Transaksiyel Hareket

2010 yılında ReDent-Nova tarafından, mevcut sistemlerden tamamen farklı bir tasarım ve kinematiğe sahip SAF sistem geliştirilmiştir. Bu eğe, NiTi alaşımdan yapılmış, içi boş silindirik ağ örgüsü şeklinde bir eğedir ve kök kanal duvarlarına adapte olabilen aşındırıcı bir yüzeye sahiptir.⁽⁶⁸⁾ Bu sistemde “*gagalama hareketi*” ile “*çevresel eğeleme*” birleştirilmiştir.⁽¹⁰³⁾

2.6. Çalışmamızda Kullandığımız Resiprokal Hareketli Eğeler

Tek kullanımlık “*resiprokal*” sistemlerin tanıtılması, kök kanallarının preparasyonu için yeni bakış açıları ortaya koymuştur. “*Resiprokal*” hareketin, sürekli “*rotasyona*” kıyasla eğeyi daha düşük stres değerlerine maruz bıraktığı ve eğe ömrünü arttırdığı bildirilmiştir.^(67,104)

2.6.1. T-Endo Must

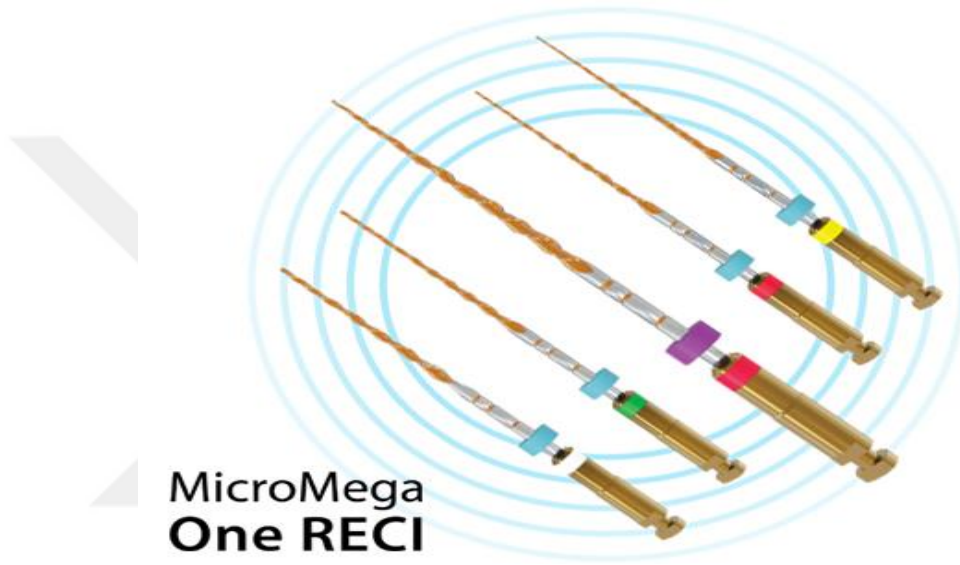
T-Endo Must kanal eğesi Türkiye’nin ilk patentli resiprokal hareket kinematiğine sahip kanal eğesi olup TM-Wire teknolojisi kullanılarak Dentac (İstanbul, Türkiye) tarafından 2020 yılında üretilmiştir. Steril paketler halinde piyasaya sürülen eğe sisteminde 13/04 – 25/06 – 40/04 ve 50/04 olmak üzere 4 farklı boyutta kanal eğesi bulunmaktadır. Sistemde bulunan rehber yol eğesi (TG) kare, preparasyon eğeleri ise “S” şekilli kesite sahiptir (Şekil 2.8). 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 farklı boyutlarda bulunabilmektedir. Üretici firmanın tavsiyesine göre birden fazla dişte kullanılabilir. T-Endo Must kanal eğeleri 300 rpm hızda ve 5.0 Ncm tork ile resiprokal harekette saat yönünün tersine 160° ve saat yönünde 40° dönerek 3 turda 360° tamamlamaktadır.



Şekil 2. 8. T-Endo Must kanal eğeleri

2.6.2. One RECI

One RECI asimetrik kesite sahip C-Wire teknolojisi ile üretilmiş olan resiprokal hareketli NiTi kanal eğe sistemidir. Döngüsel yorgunluğa karşı direnci artırılmış olan One RECI steril paketler halinde tek eğe sistemi olarak Micro Mega (Besançon, Fransa) tarafından 2021 yılında piyasaya sürülmüştür. 20/04 – 25/04 – 25/06 – 35/04 ve 45/04 olarak 5 farklı çapta kanal eğesi bulunmaktadır (Şekil 2.9). One RECI eğe sistemi 400 rpm hızda ve 4.0 Ncm tork altında resiprokal harekette saat yönünün tersine 170° ve saat yönünde 60° dönerek kesme etkinliği gerçekleştirmektedir.⁽¹⁰⁵⁾



Şekil 2. 9. One RECI kanal eğeleri

2.6.3. WaveOne Gold

WaveOne Gold resiprokal hareketli NiTi kanal eğesi sistemi Dentsply Sirona tarafından 2015 yılında üretilmiştir. Gold-Wire teknolojisine sahip sistemin esnekliği artırılmıştır. Bu eğelerin fabrikasyon sonrası ısıtılma işlemi kullanılarak üretilmesi sayesinde, martensit ve östenit arasında yeni bir faz geçiş noktası belirlenir ve bu sayede gelişmiş mekanik özelliklere sahip, altın rengi görünümünde bir eğe üretilmiştir.⁽⁹³⁾ Üretici firma bu teknolojinin, eğenin döngüsel yorgunluk direncini ve esnekliğini arttırdığını ileri sürmüştür.⁽⁹⁴⁾ WaveOne Gold Primary eğenin, WaveOne Primary eğeye göre %50 daha iyi döngüsel yorgunluk direnci ve %80 daha fazla esnekliğe sahip olduğu bildirilmiştir.⁽¹⁰⁶⁾ Altın rengi, eğenin tekrar tekrar yavaşça ısıtılıp soğutulmasıyla oluşan termal siklus prosedürünün bir sonucudur.⁽¹⁰⁷⁾ WaveOne Gold eğe, WaveOne eğe sistemine kıyasla tasarım, boyut ve koniklik açısından da bazı farklılıklara sahiptir.

Tek eğe sistemi olarak piyasaya sürülen WaveOne Gold, 20/07 – 25/07 – 35/06 ve 45/05 olmak üzere 4 farklı boyutta kanal eğesine sahiptir (Şekil 2.10). WaveOne Gold eğe sistemi, 400 rpm hız ve 4 Ncm tork altında resiprokal harekette saat yönünün tersine 150° ve saat yönünde 30° dönerek toplam 3 turda 360°'lik dönüşü tamamlamaktadır.⁽¹⁰⁶⁾ WaveOne Gold Primary preparasyon prosedüründe ilk eğe olarak kullanılmaktadır. Giriş yolu oluşturulmuş kanalların %80'inde ideal bir preparasyon sağlamaktadır. Eğer Primary eğe giriş yolu boyunca pasif olarak ilerleyemeyecekse Small eğe koronal genişletme için kullanılmaktadır. Vakaların %80'inde preparasyon işlemi WaveOne Gold Primary eğe ile başlayıp bitmektedir.⁽¹⁰⁶⁾



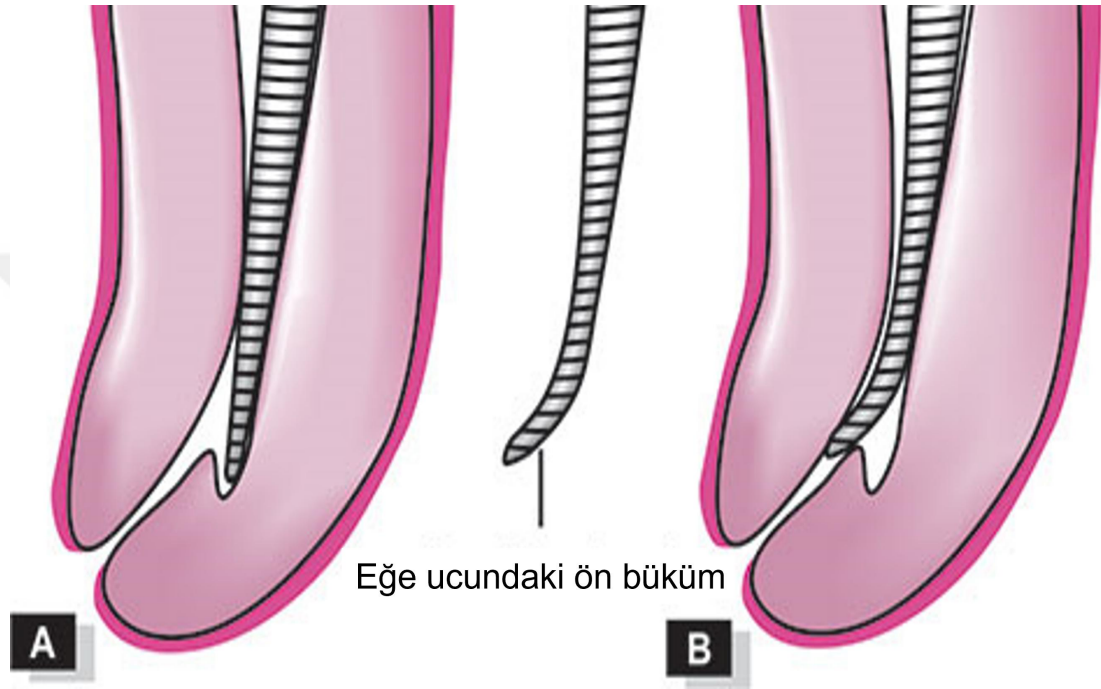
Şekil 2. 10. WaveOne Gold kanal eğeleri

2.7. Kök Kanal Preparasyonu Sırasında Oluşabilecek Komplikasyonlar

2.7.1. Basamak (Ledge)

Eğimli kök kanal duvarlarında hatalı preparasyon sonucu oluşan, eğenin apikal bölgeye ilerlemesini engelleyen çıkıntı şeklindeki düzensizliktir. Basamak oluşumu, kök kanallarının özellikle aktif kesici uca sahip, esnek olmayan eğelerle preparasyonu sırasında oluşmaktadır.⁽¹⁰⁸⁾ Genellikle giriş kavitesinin yetersiz seviyede açılması veya eğri kök kanallarında çapı büyük olan eğelerin aşırı kuvvet uygulanarak kullanılması sonucu meydana gelmektedir. Preparasyon sırasında aşırı kuvvet uygulanmaya devam edilirse perforasyon oluşmasına sebep olunabilir.⁽¹⁰⁹⁾

Eğimli kanallarda oluşan basamaklar, genellikle kök kanal eğiminin dış duvarında oluşur.⁽¹¹⁰⁾ Kanal eğesinin kök kanalında belirli bir mesafeden sonra ilerleyemeyip sıkışması ya da bu bölgeyi atlayarak geçmesi basamak oluşumunu gösteren bir işaret olabilir.⁽¹¹¹⁾ Basamak oluşumu fark edildiğinde, kök kanalları iyice yıkanır ve uç kısımlarına önceden eğim verilmiş paslanmaz çelik el eğeleriyle basamak geçilmeye çalışılır (Şekil 2.11).⁽¹¹²⁾

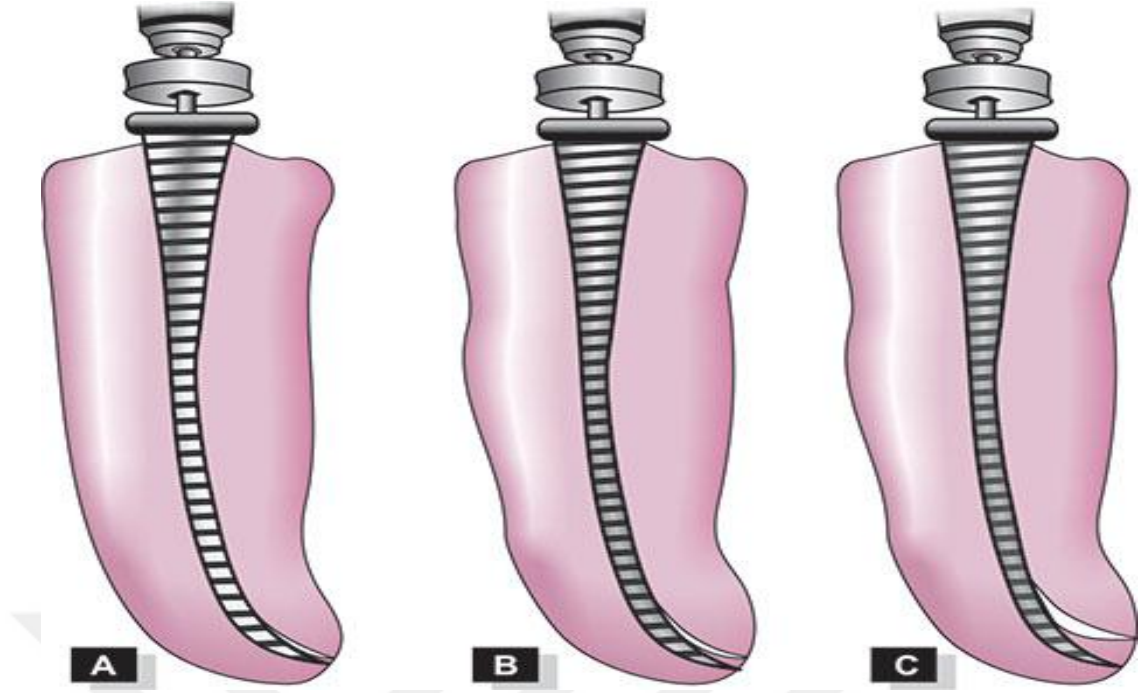


Şekil 2. 11. A. Basamak oluşumu, B. Ön büküm verilmiş paslanmaz çelik kanal eğesi⁽¹¹³⁾

2.7.2. Yer Değiştirme (Transportasyon)

Transportasyon; kök kanal preparasyonu sırasında, kök kanalının apikal kısmında eğimin dış duvarından, koronal kısmında ise eğimin iç duvarından daha fazla dentin uzaklaştırılması olarak tanımlanmaktadır (Şekil 2.12). Kanal eğelerinin kanal preparasyonu esnasında orijinal formuna dönme eğilimleri bu duruma sebep olmaktadır. Kanal transportasyonu sonucu, kanalın apikal bölümünün iç duvarından yetersiz, dış duvarından ise aşırı dentin kaldırılmış olur. Bu da apikal açıklıktaki doğal eğimin yer değiştirmesine sebep olmaktadır.⁽¹¹⁴⁾

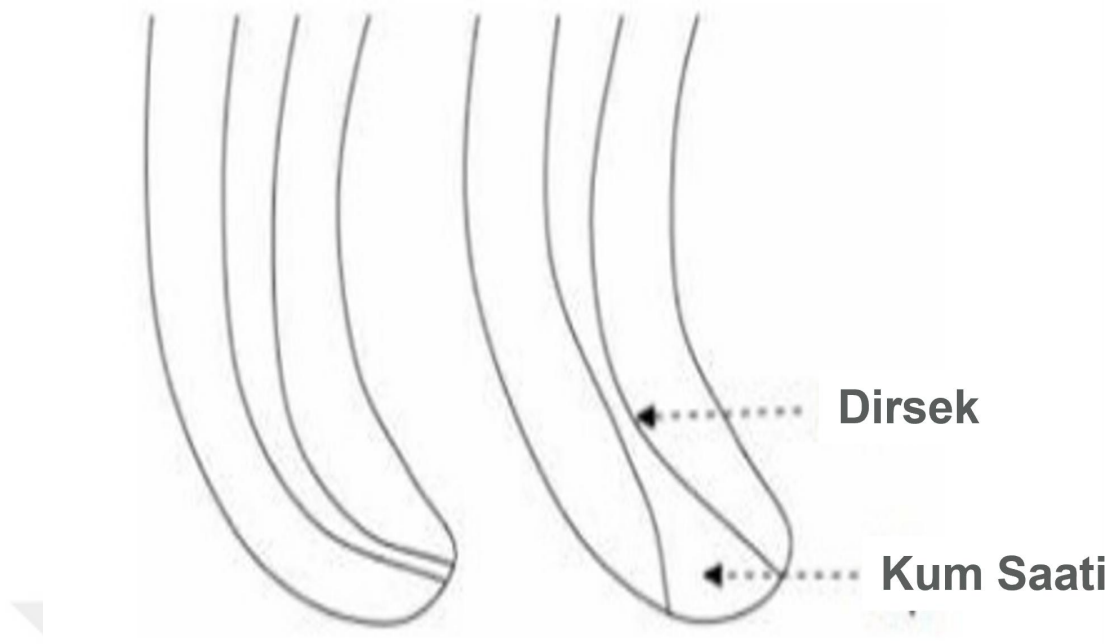
Kök kanallarının apikal kısmındaki anatomik yapının bozulması, KKT sırasında özellikle apikalde ulaşılamayan ve temizlenemeyen bölgelerin oluşmasına ve bunun sonucunda da başarısız bir kök kanal tedavisi yapılmasına neden olur.⁽¹¹³⁾



Şekil 2. 12. Transportasyon⁽¹¹³⁾

2.7.3. Kum Saati Görüntüsü (Zip)

Kök kanal preparasyonu esnasında apikal bölgeden fazla miktarda dentin uzaklaştırılması ile kanalın apikal bölümünün transportasyonu olarak tanımlanmaktadır. Bu alan genellikle eğimin dış duvarında yer almaktadır.⁽¹¹²⁾ Enine kesitlerde su damlasına, mezio-distal yönde ise kum saatine benzeyen bir görüntü oluşturmaktadır (Şekil 2.13).⁽¹⁰⁹⁾ Zip oluşumu, kanal eğelerinin şekil hafızaları nedeniyle ilk hallerine dönme eğilimi sonucu meydana gelmektedir. Eğelerin kalınlıkları arttıkça esneklikleri azalacağı için bu eğilim daha da belirginleşir ve kök kanallarının uygun olmayan bir şekilde prepare edilmeleriyle sonuçlanır.^(115,116,117,118) Kökün apikal kısmındaki bu düzensiz ve geniş alan, ısıtılmış güta perka teknikleriyle ya da güta perka konlarla tam olarak doldurulamamakta ve bu durum başarısız bir KKT ile sonuçlanabilmektedir.⁽¹¹⁹⁾



Şekil 2. 13. Kum saati ve dirsek oluşumu⁽¹²⁰⁾

2.7.4. Dirsek

Kök kanalının koronal kısmındaki eğimin iç duvarında, apikal kısmındaki eğimin dış duvarında yapılan hatalı preparasyon sonucu oluşan maksimum eğrilik noktasındaki kök kanalının en dar kısmı olarak tanımlanan kum saati şeklindeki oluşumdur. Bu oluşumun meydana geldiği vakaların çoğunda kök kanal dolumu sadece bu bölgeye kadar yapılabilir. Bunun sonucunda da kanalın apikal kısmı yeterince temizlenememiş ve doldurulamamış olur.⁽⁸⁾

2.7.5. Perforasyon

Mekanik ya da patolojik nedenlerle periodontal dokular ve kök kanalları arasında meydana gelen yapay açılmalar olarak tanımlanmaktadır.⁽¹¹⁴⁾ Bu açılmalar genellikle transportasyon veya basamak oluşumunu takiben oluşmaktadır.⁽¹⁰⁹⁾ Kalsifiye kök kanallarının açılması ve post boşluğu hazırlanması sırasında ya da kanal eğesi kırılmış bir kanalda eğenin yanından geçmeye çalışırken de perforasyon oluşturulabilir.

Perforasyon oluşumu, dişin sement dokusunun zarar görmesi ve periodontal ligamentin enfekte olmasıyla sonuçlanmaktadır. Bu oluşumu kapatmak oldukça zordur.⁽⁸⁾ Periodontal dokularda enflamasyon oluşumunu engellemek ve aynı zamanda dişin prognozunu daha iyi olabilmesini sağlamak amacıyla, bu alanın en

kısa sürede biyouyumlu bir materyalle kapatılarak pulpa boşluğu ve periodontal dokular arasındaki bağlantının kesilmesi gerekmektedir.

2.7.6. Lateral (Strip) Perforasyon

Lateral kök kanal duvarlarının incelenerek periodontal dokulara açılmasıdır. Çoğunlukla alt çene kesicilerde, alt çene büyük azı dişlerin mezial kökünde ve üst çene büyük azı dişlerin meziobukkal kökünde görülmektedir. Köklerin furkasyon bölgesindeki kanal duvarının genellikle daha ince olması sebebiyle, hatalı veya yetersiz giriş kavitesi açılarak yapılan genişletmeler strip perforasyonların meydana gelme riskini arttırmaktadır.⁽⁴⁰⁾

Strip perforasyonlar, kanalların aranması, genişletilmesi ya da post boşluğu oluşturulması sırasında da yapılabilmektedir.⁽¹²¹⁾ Kök kanalları kurutulurken kâğıt konların apikal ve orta bölümlerinde kanama odaklarının görülmesi strip perforasyon oluşumunun işareti olabilir. Teşhise yardımcı bir diğer şey ise kanal içerisine eğe yerleştirip röntgen alınmasıdır.⁽¹¹²⁾

2.7.7. Apikal Tıkanma

Dentin debrislerinin veya doku artıklarının kök kanalının apikal kısmında birikmesi sonucu meydana gelir. Bu tıkanıklık sonucunda kanal eğeleri apikale doğru ilerleyemez ve bu da çalışma boyunun kaybedilmesine neden olur.⁽⁸⁾ Apikal bölgedeki tıkanmayı önlemek için kök kanallarının preparasyonunda “*crown-down*” tekniği tercih edilmeli, eğeler arasında apikal açıklık kontrol edilmeli, rekapütülasyon yapılmalı ve kanallar bolca yıkanmalıdır.⁽¹²²⁾

2.7.8. NiTi Eğe Kırılması

Paslanmaz çelik eğelere kıyasla daha esnek ve dayanıklı olmalarına rağmen, NiTi döner eğeler de klinik kullanım sırasında kırılabilir.⁽³⁶⁾ NiTi alaşımının pek çok avantajına rağmen, klinik kullanım sırasında beklenmeyen eğe kırılması NiTi eğeler ile ilgili en büyük dezavantajdır.⁽⁷⁹⁾ Kırık eğeler, kök kanallarını temizleme, preparasyon ve hermetik doldurma amaçlarına engel olmaktadır⁽¹²³⁾ ve KKT’nin başarısını olumsuz yönde etkileyebilmektedir.^(124, 125)

Paslanmaz çelik eğeler kırılmadan önce genellikle deforme olurlar. Aşırı derecede kıvrılmış, yivleri açılan deforme eğeler elastik limitinin aşıldığını gösterir. Böyle durumlarda eğe atılmalı, tekrar kullanılmamalıdır.⁽⁷⁾ Paslanmaz çelik kök kanal

eğelerinde kırılmadan önce görülen plastik deformasyonun, NiTi kanal eğelerinde çok az gözlemlendiği ve genellikle metal yorgunluğunu gösteren gözle görülür herhangi bir belirti olmaksızın aniden kırılabildiği bildirilmiştir.^(7,126) Bu nedenle, gözle kontrol kullanılan NiTi eğeleri değerlendirmek için güvenilir bir yöntem değildir.⁽⁷⁾

Döner NiTi eğeler temel olarak 2 şekilde kırılmaktadır: ^(123,126,127,128)

- Döngüsel yorgunluğa bağlı kırılma
- Torsiyonel strese bağlı kırılma

Döngüsel yorgunluğa bağlı kırılma herhangi bir plastik deformasyon işareti göstermeden gerçekleşmektedir.^(77,129,130,131) Özellikle eğimli kanalların preparasyonu sırasında eğenin, eğimin en şiddetli olduğu noktada tekrarlayan sıkışma ve gerilme kuvvetlerine maruz kalması döngüsel yorgunluğa neden olur ve eğenin kırılmasına yol açar. ^(126, 132) Eğe eğri bir kök kanalı içinde döndüğü zaman, her bir dönüşte eğenin iç yüzeyinde sıkışma, dış yüzeyinde gerilme meydana gelir. Bu tekrarlayan gerilme ve sıkışma döngüleri yorgunluğa neden olmaktadır.^(7,133,134) Düz kanallarda eğelerde sadece torsiyonel stres oluşurken, eğimli kanallarda hem torsiyonel hem de döngüsel yorgunluk stresi oluşmaktadır. Çalışmalar eğe kırılmalarının birincil sebebinin döngüsel yorgunluk olduğunu^(129,135) ve döngüsel yorgunluğun tüm mekanik başarısızlıklarının %50-90'ını oluşturduğunu göstermiştir.⁽¹³⁶⁾

Torsiyona bağlı kırılma ise, eğenin ucu veya başka bir kısmı kanal içerisine saplanırken, kalan kısmının dönmeye devam etmesi durumunda NiTi endodontik eğenin elastik sınırının geçilmesi ile gerçekleşir.^(126,137) Bu tip kırılmaları önlemek için tork kontrollü motorlar kullanılmalıdır. Düz köklü kanallarda endodontik eğelerde esasen torsiyonel stres oluşur.⁽⁷⁾ Kanal içindeki her kesme aktivitesi torsiyonel stresin meydana gelmesi bakımından önemlidir.⁽⁶⁸⁾ Aşırı torsiyonel yük nedeniyle kırılan eğeler sıklıkla gevşeme, düzleşme ve bükülme gibi plastik deformasyon işaretleri göstermektedir.⁽¹³⁸⁾

Eğri bir kök kanalı içerisinde dönerken kanal duvarı boyunca sürtünen ve dentini kesen bir eğe aynı anda hem torsiyonel hem de döngüsel strese maruz kalabilmektedir.⁽¹³⁹⁾ Wei ve ark.,⁽¹⁴⁰⁾ klinik kullanım sonrası ProTaper eğelerinin SEM görüntülerini aldıklarında eğelerin hem torsiyonel kırılma hem de döngüsel

yorgunluğun işaretlerini taşıdığını gözlemlemişler ve iki tipin bir arada olduğu kombine modu tanımlamışlardır.

2.8. Eğe Kırılmasına Sebep Olan Faktörler

2.8.1. Operatör Tecrübesi

Operatör deneyimi, klinik eğe kırığı insidansı ile ilişkili olduğu sürekli olarak bildirilen bir faktördür.^(141,142) Yared ve ark.⁽¹⁴³⁾ yaptıkları çalışmada, kanal preparasyonunu lisans eğitimi almış fakat klinik deneyimi bulunmayan operatörlerin yaptığı deney grubunda, preparasyonu tecrübeli endodontistlerin yaptığı deney grubuna kıyasla daha fazla sayıda deforme olmuş ve kırılmış eğe bulmuşlar böylece eğitimin önemini doğrulamışlardır. Yine Barbakov ve ark.⁽¹⁴⁴⁾ eğe kırılması gibi komplikasyonların görülme sıklığını en aza indirmek için uygun bir eğitimin gerekli olduğunu bildirmişlerdir.

2.8.2. Giriş Kavitesi

Giriş kavitesi tüm kök kanallarının görsel erişimine izin vermeli ve eğeleri kanala, düz bir şekilde yönlendiren bir huni görevi görmelidir.⁽¹⁴⁵⁾ Uzaklaştırılmayan pulpa boynuzları eğe üzerindeki stresi artırmaktadır.⁽¹⁴⁶⁾ Aksine, giriş kavitesinin pulpa odası sınırlarının ötesinde genişletilmesi de eğelerin kök kanallarına girişini engelleyebilir ve eğenin ucunun kazara eğilmesine neden olabilmektedir.⁽¹⁴⁵⁾

2.8.3. Kök Kanal Anatomisi

Eğe kırılması riskinin, karmaşık kök kanal anatomisi olan olgularda arttığı görülmektedir.⁽¹⁴⁷⁾ Kırıklar büyük azı dişlerde, küçük azı veya kesici dişlere oranla daha sık görülmektedir. Üst çene ve alt çene büyük azı dişlerin ise meziobukkal kanalında diğer kök kanallarından daha sık eğe kırığına rastlanmaktadır.^(148,149) Bu bulgular, büyük azı kök kanal sisteminin genel morfolojik karmaşıklığı ile açıklanabilir, ancak birincil sebep, büyük olasılıkla bu kök kanallarının eğriliğidir.

Çeşitli araştırmacılar kök kanal eğriliğini belirlemek için farklı yöntemler geliştirmiştir. Schneider⁽¹⁵⁰⁾ tarafından belirlenen teknikte radyografik görüntüde kök kanalının koronal üçlüsünün uzun aksına paralel olarak bir doğru çizilir. Ardından ilk doğrunun, kanalın uzun aksını terk ettiği noktaya apikal açıklıktan ikinci bir doğru çizilir. Bu çizilen 2 doğru arasındaki dar açı kök kanalının eğim açısı olarak tanımlanır. Pruett ve ark.⁽⁷⁾ ise kök kanal eğiminin derecesinin belirlenmesinde tek

parametre kullanmanın yeterli olmadığını, eğim açısı dışında eğim yarıçapının da önemli bir faktör olduğunu bildirmiştir. Bu yöntemde ilk doğru kanalın koronal düz kısmının uzun aksı boyunca çizilir. İkinci doğru ise kanalın apikal düz kısmının uzun aksı boyunca çizilir. Koronal bölümden çizilen doğru kanalın eğim göstermeye başladığı nokta, apikalden çizilen doğru üzerinde ise kanal eğriliğinin bittiği nokta bulunur. Kanalın eğimli kısmı bu 2 noktaya teğet bir daire tarafından temsil edilmektedir. Kanalın eğim açısı bu 2 nokta arasında bulunan yayın derecesidir. Dairenin yarıçapı ise eğim yarıçapıdır. Daha küçük yarıçap, daha keskin eğimi belirtmektedir.⁽¹⁵¹⁾

NiTi döner ege eğimli kanallarda kullanıldığında maruz kaldığı baskı ve gerilme stresi artmakta ve eğerlerin kullanım ömrü azalmaktadır.^(11,149) Yapılan çalışmalarda ^(2,152,153) eğim açısı arttıkça ve eğim yarıçapı azaldıkça egein kırılması için gereken döngü sayısının azaldığı gösterilmiştir. İqbal ve ark.⁽¹⁴⁸⁾ egein apikal bölgede kırılma olasılığının, koronal üçlünden 13 kat, kökün orta üçlüsünden ise 6 kat daha fazla olduğunu bildirmişlerdir.

2.8.4. Fabrikasyon İşlemi

NiTi alaşımının şekil hafızası nedeniyle, eğerler genellikle bükülmek yerine kesilerek üretilmektedir,⁽⁵²⁾ ancak bu durum oluklar, çatlaklar ve çukurlar gibi yüzey kusurlarına neden olabilmektedir.⁽⁷⁴⁾ Bu düzensizlikler kanal eğerlerini kırılmaya daha savunmasız hale getirebilir,⁽¹⁵⁴⁾ çünkü stres konsantrasyon noktaları olarak davranıp çatlak oluşumuna yol açabilir; bu çatlaklar daha düşük streslerde yayılabilir ve nihayetinde başarısızlığa neden olabilir.⁽¹⁵⁵⁾ Argon, bor veya azot iyonlarının implantasyonu, termal nitritasyon, plazma daldırma, derin kuru kriyojenik arıtma ve elektropolisaj, bu yüzey kusurlarını azaltmak için uygulanmış ve eğerlerin kırılmaya karşı direncini arttırmıştır, ancak çoğu durumda sonuçlar yetersiz bulunmuştur.^(77,79,156)

Bununla birlikte, ısıtım işlem görmüş eğerlerin esnekliğinin ve döngüsel yorgunluk direncinin arttığı belirtilmiştir.⁽¹⁵⁷⁾ Bazı çalışmalar ^(87,88) geleneksel NiTi döner eğerlere kıyasla, M-Wire eğerlerin döngüsel yorgunluğa karşı önemli ölçüde artmış dirence sahip olduğunu bildirmiştir. Yine CM-Wire eğerlerin de geleneksel NiTi eğerlerden daha esnek olduğu ve daha yüksek döngüsel yorgunluk direncine sahip olduğu belirtilmiştir.⁽¹⁵⁸⁾ Plotino ve ark.⁽²³⁾ yaptıkları bir çalışmada ısıtım işlem görmüş

Gold-Wire eğelerin dgsel yorgunluk dirençlerinin geleneksel NiTi eğelerden daha yüksek olduğunu bulmuşlardır.

2.8.5. NaOCl Etkisi

NaOCl irrigasyon solüsyonunun NiTi kanal eğelerinin dgsel yorgunluk dirençleri üzerindeki etkisi tam olarak anlaşılamamıştır ve literatürde bu konu ile ilgili yapılmış olan çok sayıda çalışma bulunmaktadır.^(17,159,160)

Kermeoglu ve ark.⁽¹⁷⁾, Erik ve Ozyurek⁽¹⁵⁹⁾, Huang ve ark.⁽¹⁶⁰⁾, Elnagy ve Elsaka⁽¹⁶¹⁾ yaptıkları çalışmalarda NaOCl irrigasyon solüsyonunun kırılma dayanımı üzerinde etkisi olmadığını göstermişlerdir.

Keles ve ark.⁽¹⁶²⁾ NaOCl irrigasyon solüsyonunun etkisini değerlendirdikleri çalışmada 5 farklı grup oluşturmuşlardır. 5 farklı NiTi kanal eğesi sistemi 5 dakika boyunca 37°C ve 60°C su ve NaOCl irrigasyon solüsyonu içerisinde bekletilerek kontrol grubu ile dinamik dgsel yorgunluk dirençleri karşılaştırılmıştır. 37°C NaOCl irrigasyon solüsyonunun 37°C suya göre Reciproc ve One Shape eğe sistemleri üzerinde olumsuz etkisi olduğu gösterilmiştir. Ancak diğer eğe gruplarında 37°C NaOCl irrigasyon solüsyonu ve su içerisinde bekletme ile kırılma dayanımı değişmemiştir. 60°C NaOCl irrigasyon solüsyonunun 60°C suya göre WaveOne Gold eğe sistemi hariç tüm eğe gruplarından kırılma dayanımını azalttığı gösterilmiştir. Alınan SEM görüntülerinde özellikle 60°C NaOCl irrigasyon solüsyonu içerisine daldırılan eğeler üzerinde korozyon alanları gösterilmiştir.

Ertuğrul IF.⁽¹⁶³⁾ One Shape, One Curve, ve ProTaper Next eğelerinin, distile su ve %2,5 NaOCl içerisindeki kullanımının statik dgsel yorgunluk dayanımına olan etkisini inceledikleri çalışmalarında, NaOCl irrigasyon solüsyonunun ProTaper Next eğesinin dgsel yorgunluk dayanımını anlamlı düzeyde azalttığını ancak diğer eğe sistemleri üzerinde etkisi olmadığını belirtmişlerdir. NaOCl irrigasyon solüsyonunun NiTi kanal eğesinin yüzeyindeki nikel kısmı çözmesi ve eğeler üzerinde korozyona sebep olması kırılma dayanımını olumsuz etkileyebilmektedir.⁽¹⁶³⁾

2.8.6. Sterilizasyon ve Dezenfeksiyon Etkisi

Sterilizasyonun NiTi eğelerin üzerindeki etkisine ilişkin literatür çelişkili görünmektedir. Çoklu otoklav dglerinin NiTi döner eğe yüzeyindeki

düzensizlikleri derinleştirdiği,⁽¹⁶⁴⁾ kesme etkinliğini düşürdüğü ve eğenin aşınma direncini azalttığı bildirilmiştir.^(152,165,166)

Rapisarda ve ark.⁽¹⁵²⁾ sterilizasyon işleminin eğenin kesme etkinliğine etkisini göstermek için 3 farklı grup oluşturmuşlardır; Grup A 14 kere otoklav sterilizasyonu, Grup B 7 kere otoklav sterilizasyonu ve Grup C kontrol grubu olarak oluşturmuşlardır. Sonuç olarak otoklav sterilizasyonu işlemlerinin eğelerin kesme etkinliklerini düşürdüğünü ve aynı miktardaki materyali kök kanalından uzaklaştırmak için sterilize edilmemiş eğelere göre daha uzun süre çalışmayı gerektirdiği görülmüştür. Tekrarlanan sterilizasyon işlemlerinde eğeler üzerinde artan oksijen miktarının kesme kabiliyetinin azalmanın sebebi olabileceği belirtilmiştir.

Mize ve ark.⁽¹⁶⁷⁾ tek veya tekrarlanan otoklav sterilizasyonun, benzer yarıçaptaki eğeler üzerine etkisini araştırmışlar ve eğelerin kırılana kadar attığı tur sayısını olumsuz etkilemediğini bulmuşlardır. Silvaggio ve Hicks⁽¹⁶⁸⁾ ısı ile sterilizasyon işleminin, döner NiTi eğelerin kırılma olasılığını artırmadığını göstermişlerdir.

Sterilizasyon işleminin, stres kaynaklı martensit dönüşüme uğramış eğeyi, östenit faza geri döndürerek NiTi eğelerinin yorulma ömrü üzerinde olumlu etkileri olduğu da rapor edilmiştir.⁽⁷⁾ Viana ve ark.⁽¹⁶⁹⁾ sterilizasyon işlemlerinin NiTi eğelerin yorulma direncinde önemli bir artış sağladığını bulmuşlardır.

2.8.7. Eğelerin Kullanım Sayısı

NiTi döner eğelerin uzun süreli kullanımının yorgunluk direncini güçlü bir şekilde etkilediği bildirilmiştir.^(9,170,171) Bir çalışma,⁽¹⁷²⁾ NiTi başarısızlıklarının, eğenin kaç kez kullanıldığından ziyade, kullanım şekline daha fazla etkilendiğini belirtmektedir. Bununla birlikte, eğelerin yorgunluk direncinin, kullanım şekline bağımsız olarak tekrarlayan kullanımlar sonucunda azaldığı ve daha önce kullanılmış bir eğenin kırılmasına neden olmak için gereken tork değerinin, hiç kullanılmamış eğeler ile karşılaştırıldığında önemli ölçüde daha düşük olduğu bulunmuştur.^(9,173,174) NiTi kanal eğelerinin kullanım sonrası plastik deformasyonlarının gözle fark edilememesi, kırılmalarının ön görülememesine sebep olmaktadır.⁽¹⁷⁵⁾ Yorgun eğeler ise tekrar kullanıldığında, yüzey çatlaklarıyla ilişkili kırıklar ortaya çıkabilir.⁽⁷⁾ Bu nedenle NiTi eğelerin bir kere kullanılması önerilmiştir.⁽¹⁾

Inan ve ark.⁽¹⁷⁰⁾ klinikte 4 büyük azı diş preparasyonu yapıldıktan sonra ayrılan farklı boyutlardaki (10/04, 15/05, 20/06, 25/06, 30/05, 35/04 ve 40/04) Mtwo eğeleri ile yeni Mtwo eğelerini karşılaştırmışlardır (n=30). Sonuçta, kullanılmış eğeler yeni eğelere göre döngüsel yorgunluk direncinde önemli bir azalma göstermiştir. Bu sonuç, temel metalurji ilkelerine göre gerilmiş metalin gerilmemiş metale göre yorulmaya karşı daha az dirençli olmasına bağlı bulunmuştur. Yazarlar döngüsel yorgunluğa bağlı ege kırıklarının bir deformasyon göstermeden gerçekleşebileceğini ve ege kullanımının sınırlandırılması gerektiğini söylemişlerdir.

Svec ve Powers⁽¹⁰⁾ tek kullanımdan sonra dahi tüm NiTi eğelerin mekanik ve yüzey özelliklerinde bozulma gerçekleştiğini belirtmiştir. Ancak, bazı çalışmalar^(11,130) döner NiTi eğelerin 5 kez kullanılabileceğini veya 4 büyük azı dişin preparasyonunu sıkıntı olmadan tamamlayabileceğini bildirmiştir.

Parashos ve ark.⁽¹⁷²⁾ yaptıkları çalışma sonucunda döner NiTi eğelerin çoklu kullanımlarının klinik olarak kabul edilebilir olduğunu göstermişler ve NiTi eğelerin kırılmasını önlemek için rutin olarak bir defa kullanımını önermemişlerdir. Yine Parashos ve ark.⁽¹³²⁾ NiTi eğelerin kullanım sayısının eğenin özellikleri, kanal morfolojisi ve hekimin becerisine bağlı olarak değişebileceğini belirtmişlerdir.

2.8.8. Preparasyon Tekniği

Preparasyon tekniğinin kök kanal egesinin kırılması üzerinde etkisi bulunmaktadır.⁽¹⁷⁶⁾ NiTi eğeler ile kök kanal preparasyonuna başlamadan önce torsiyonel stresi azaltmak amacıyla #15-20 numaralı el eğeleri ile çalışma boyutunda preparasyon yapılmalıdır.⁽¹⁷⁷⁾

“Crown-down” tekniği ile kök kanal preparasyonunun, çalışma boyunun korunması ve koronal dentinin kaldırılması bakımından etkin olduğu gösterilmiştir.⁽¹⁷⁸⁾ Bu teknik ile koronal kısım genişletildiğinden ege üzerindeki torsiyonel stres azalacak ve kırılma riski en aza inecektir. ^(179,180)

Minimum apikal basınç uygulanması ve eğelerin “gagalama” hareketi ile kullanılmasının da NiTi döner eğelerin kırılmasının önlenmesinde çok önemli birer faktör olduğu belirtilmiştir.⁽¹³⁶⁾ “Gagalama” hareketi ile kullanılan egede stres tek bir noktada birikmez, eğenin tüm uzunluğu boyunca yayılır.⁽¹³⁵⁾

2.8.9. Dönme Hızı

Dönme hızının kırılma üzerindeki etkisi tartışılmaya devam etmektedir, bazı çalışmalar ^(7,141) rotasyon hızının kırık insidansı üzerinde herhangi bir etkisi olmadığını bildirirken, bazı çalışmalar ^(78,137) ise bunun aksini bildirmiştir.

Pruett ve ark.⁽⁷⁾ LightSpeed (LightSpeed Technology Inc, San Antonio, ABD) eğelerini farklı hızlarda karşılaştırmışlar ve rotasyon hızlarının döngüsel yorgunluk dirençleri üzerine etkileri arasında anlamlı bir fark bulamamışlardır. Pedulla ve ark.⁽¹⁸¹⁾ Mtwo (VDW) eğelerini 150, 250 ve 350 rpm hızda karşılaştırmış ve aralarında döngüsel yorgunluğa karşı anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir. Lopes ve ark.⁽¹⁸²⁾ ise yüksek hızda kullanılan eğenin sıcaklığının düşük hızda kullanılabileceğine göre daha çabuk arttığını, bu sıcaklık artışının yüzey geriliminin artışına böylelikle daha erken kırılmalara neden olduğunu bildirmişlerdir.

2.8.10. Tork Kontrollü Motorların Kullanımı

NiTi döner ege sistemlerini kullanmak için tork kontrollü elektrik motorları tavsiye edilmektedir. Bir *in vitro* çalışma⁽¹⁸³⁾ eğenin elastik sınırının altında performans gösteren tork kontrollü motorların torsiyonel stresler nedeni ile oluşan ege kırılmalarını azalttığını göstermiştir. Yared ve ark.⁽¹⁸⁴⁾ bir klinik çalışmada 3 farklı tork kontrol seviyesini araştırmışlar (yüksek, orta ve düşük) ve NiTi döner eğeler ile kanal preparasyonu sırasında, operatörün deneyimsiz olması durumunda kırılma oranının düşük tork kontrollü bir motorla azaldığını bildirmişlerdir. Deneyimli operatörlerde ise böyle bir fark gözlenmemiştir.

2.9. Çalışmalarda Kullanılan Döngüsel Yorgunluk Test Düzenekleri

Döngüsel yorgunluk; eğimli kanallarda eğelerin sürekli dönmesi sonucu oluşan deformasyon olarak tanımlanmaktadır.⁽¹⁷⁷⁾ Bu deformasyon zaman içinde eğelerde kırılma meydana getirmektedir. Klinikteki kırılmaların %41-90 arasının döngüsel yorgunluk kaynaklı olduğu düşünülmektedir.^(128,177) Klinikte görülen kırılmaların büyük çoğunluğunun döngüsel yorgunluktan kaynaklandığının düşünülmesi bu konu hakkında fazla miktarda araştırma yapılmasını beraberinde getirmiştir.^(98,185,186) Döner NiTi eğelerin döngüsel yorgunluk dirençlerinin ölçülebilmesi için 5 farklı yöntem önerilmiştir; 1. Eğri metal ve cam tüp düzeneği, 2. Eğimlendirilmiş düzleme karşı çevirme düzeneği, 3. Döner bir eğeyi 3 noktada eğimlendiren düzenek, 4. Oluklu blok düzeneği, 5. Metal yapay kanalların kullanıldığı düzenek.

Günümüz çalışmalarında da genellikle paslanmaz çelikten üretilmiş yapay kanallar kullanılmaktadır.^(14,94,187,188) Metal yapay kanalların kullanıldığı döngüsel yorgunluk çalışmalarında kanalların iç çapları eğelerin genişliğine uygun yapılmazsa, eğelerin döngüsel yorulma dayanımları ölçülürken eğim açısı değişmekte ve testin sonuçları etkilenmektedir.⁽¹⁸⁹⁾ Bunun önüne geçmek ve test sonuçlarının daha güvenilir hale gelmesini sağlamak için eğelerin genişlikleriyle uyumlu ya da 0,1 - 0,2 mm daha büyük kanallar kullanılmaktadır.⁽¹⁹⁰⁾ Ancak, bu durum eğelerin çalışma sırasında aşırı ısınmasına sebep olmaktadır. Bu nedenle, ısınmanın önüne geçilebilmesi için kanallarda kayganlaştırıcı ajanlar kullanılmaktadır.^(9,190,191)

Günümüze kadar yapılmış ve yapılmakta olan döngüsel yorgunluk testleri, statik veya dinamik olarak tasarlanmaktadır. Statik test düzeneklerinde ege, aksiyel (ileri-geri) hareket yapmadan, sabit bir uzunlukta rotasyon hareketi yapar. Dinamik test düzeneklerinde ise ege kanal içerisinde rotasyon hareketini sürdürürken aynı zamanda klinik kullanımı taklit eden aksiyel yönde hareket etmektedir. Bu aksiyel hareketin eğelerin döngüsel yorgunluk direncini anlamlı derecede artırdığı bildirilmiştir.⁽¹⁹²⁾ Statik düzeneklerde ege aksiyel yönde hareket etmediği için basınç ve gerilmelerden kaynaklanan stres değişiklikleri ege'nin tek bir bölgesinde birirmektedir. Dinamik düzeneklerde ise ege'nin kanal eğimi boyunca aksiyel hareketi, stresin ege'nin şaftı boyunca dağılmasını sağlar. Böylelikle stresin tek bir noktada yoğunlaşması önlenir ve klinik koşulları gerçeğe daha yakın yansıtır.⁽¹⁹³⁾

Bugüne kadar kullanılmış olan test düzeneklerinin kendi içerisinde limitasyonları bulunmaktadır. Hulsmann,⁽¹⁹⁴⁾ yayınladığı bir derlemesinde vücut sıcaklığının döngüsel yorgunluk dayanımı için çok önemli bir faktör olduğunu ve vücut sıcaklığında yapılmayan testlerin gerçeği yansıtmayacağını belirtmiştir.

Yapılan literatür incelemesinde güncel ege sistemlerinden olan T-Endo Must ve One RECI eğelerinin döngüsel yorgunlukları birbirleri ile karşılaştırılmamıştır. Bu nedenle çalışmamızın amacı daha önce aynı çalışmada karşılaştırılmamış olan T-Endo Must, One RECI ve WaveOne Gold ege sistemlerinin dinamik döngüsel yorgunluk dirençlerinin, preparasyon ve sterilizasyon işlemleri sonrası, NaOCl irrigasyon solüsyonunda bekletme ve sterilizasyon işlemleri sonrası kontrol grubu ile karşılaştırılmasıdır.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışma için Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 16.02.2022 tarih ve 2012-KAEK-20 kodlu etik kurul izni alınmıştır (Ek. 1). Çalışmamız Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Projeleri Komisyonu tarafından desteklenmiştir (TDH-2022-6075).

Çalışmamızda kullanılacak olan kök kanal eğelerinin stereomikroskop(Carl Zeiss Stemi 508, Jena, Almanya) altında X25 büyütmede incelenmesi, dijital görüntülerin alınması, kök kanal preparasyon işlemleri, sterilizasyon prosedürleri Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda ve döngüsel yorgunluk dayanımı testleri Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda gerçekleştirildi. Kırılan kök kanal eğelerinin kırık yüzeyleri ve kırılma tipleri açısından incelenmesi ise Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Elektron Mikroskop Görüntü Analiz Ünitesi'nde bulunan SEM cihazında (Zeiss, LEO-1430, Oberkochen, Almanya) yapıldı.

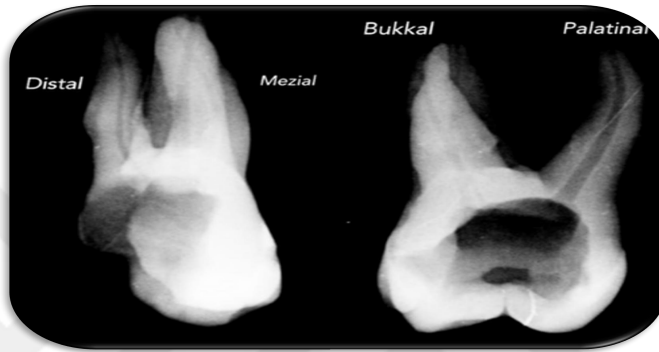
Çalışmanın sıfır hipotezleri şu şekilde kuruldu; 1. Çalışmada kullanılan resiprokal hareketli farklı ege sistemleri arasında dinamik döngüsel yorgunluk direnci açısından fark yoktur, 2. NiTi kanal ege sistemlerine uygulanan farklı prosedürler kanal eğelerinin dinamik döngüsel yorgunluk direncini etkilememektedir.

3.1. Dişlerin Toplanması ve Seçilmesi

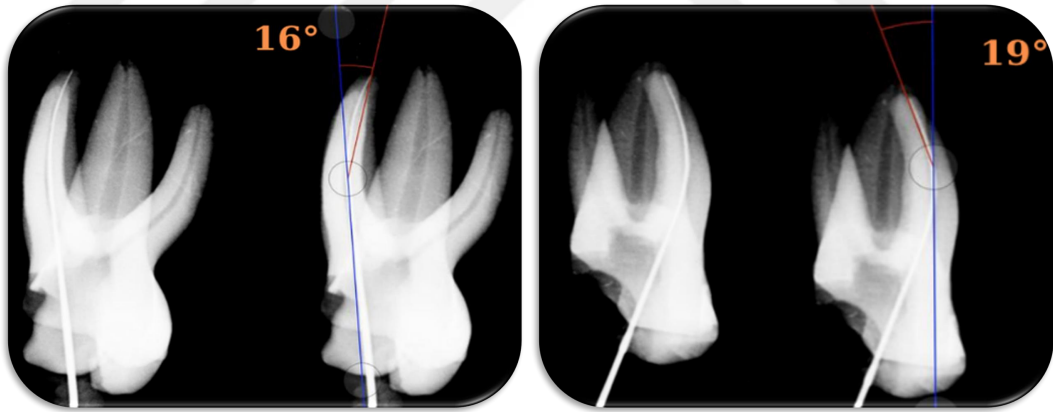
Bu çalışma için; Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Kliniği'nde periodontal sebeple çekilmiş, çürüksüz veya çürük kısmı restore edilebilir durumda, 3 kök kanalı olan ve benzer boyutlardaki üst çene büyük azı dişleri seçildi (Şekil 3.1). Seçilen dişlerin kök kanal anatomileri mezio-distal ve bukkal-lingual yönde alınan periapikal radyograflar yardımı ile incelendi (Şekil 3.2). Ayrıca, dişlerden alınan radyograflar, EndoPrep (Dental Sciences, Avustralya) uygulamasında daha detaylı incelenerek, Schneider'in 1971 yılında yaptığı bir çalışmaya ⁽¹⁵⁰⁾ göre orta derece eğimli meziobukkal kök anatomisine sahip dişler dahil edildi (Şekil 3.3). Aşırı eğimli veya düz kök kanalına sahip, 4 veya daha fazla kanal bulunduran, kalsifiye kanalların veya rezorbsiyonların izlendiği, kök gelişimini tamamlamamış, kırık veya çatlak hattı gözlenen ve daha önce KKT yapılmış dişler çalışmaya dahil edilmedi (Şekil 3.4).



Şekil 3. 1. Çalışmaya dahil edilme kriterlerini sağlayan çekilmiş dişler



Şekil 3. 2. Meziobukkal kökte tek kanal olduğunun radyografik olarak doğrulanması



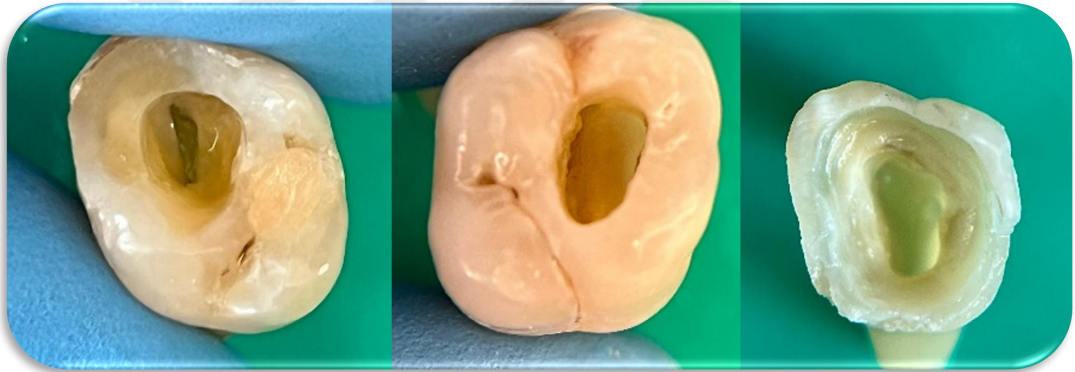
Şekil 3. 3. Meziobukkal kanalın orta derece eğimli olduğunun radyograf üzerinden doğrulanması (10-20° arası)



Şekil 3. 4. Çalışmaya dahil edilme kriterlerini sağlamayan, düz köklere sahip çekilmiş dişler

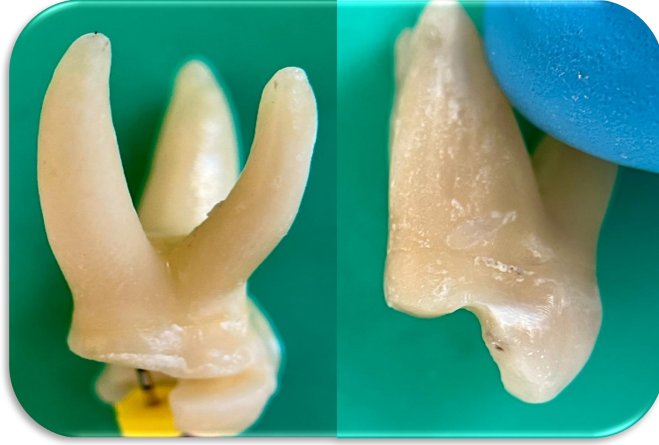
3.2. Dişlerin Standardizasyonu ve Kök Kanalının Preparasyonu

Çalışmaya dahil olma kriterlerini sağlamış dişlere, kanal ağzlarına direkt görüş sağlanacak şekilde geleneksel giriş kaviteleri açıldı (Şekil 3.5).



Şekil 3. 5. Giriş kaviteleri açılmış dişler

Giriş kavitesi preparasyonları tamamlanan dişlerin apikal açıklıkları #10 K-Tipi (Dentsply Maillifer) el eğesi ile kontrol edildi. Apikal açıklık kontrolü sağlandıktan sonra, çalışma boyu radyolojik apekten 1 mm kısa olacak şekilde 17 ± 1 mm olarak belirlendi. Çalışma boyunun standardize edilmesi için gerektiği durumlarda dişlerin referans tüberküllerinde mölleme yapıldı (Şekil 3.6).



Şekil 3. 6. Apikalde sıkışan 10 K-tipi eğe ile boy tespiti ve tüberkül möllenmesi

Toplamda 90 adet üst çene büyük azı diş rastgele 3 gruba bölünerek meziobukkal kanalı #10-15 K-tipi eğe ile rehber yol oluşturulduktan sonra çalışmada kullandığımız resiprokal hareketli kanal eğeleri ile preparasyonu tamamlandı.

3.3. Çalışmada Kullanılan Eğelerin Seçilmesi ve İncelenmesi

Çalışmamızda 3 farklı resiprokal hareket kinematiğine sahip NiTi kanal eğe sistemi kullanıldı; 1. T-Endo Must (uç çapı:25, koniklik:0,06), 2. One RECI (uç çapı:25, koniklik:0,06), 3. WaveOne Gold (uç çapı:25, koniklik:0,07).

Toplamda 90 adet NiTi kanal eğesi Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda bulunan Stereomikroskop (Carl Zeiss Stemi 508) altında incelenip herhangi bir deformasyon gözlenmedi (Şekil 3.7).



Şekil 3. 7. Çalışmaya dahil edilen eğelerin mikroskop görüntüleri

3.4. Örnek Büyüklüğünün Hesaplanması ve Grupların Oluşturulması

Çalışmanın power analizi Zhao ve ark.'nın ⁽¹⁹⁵⁾ “*Effect of autoclave sterilization on the cyclic fatigue resistance of thermally treated nickel-titanium instruments*” başlıklı çalışmalarının etki büyüklüğü kullanılarak (1.78), F-Test ailesi ANOVA (Fixed effects, omnibus, one-way) testi için örneklem sayısı hesaplaması G*Power programı (G*Power 3.1 for Macintosh; Heinrich Heine, Universitat Dusseldorf, Düsseldorf, Almanya) ile yapıldı. Analiz sonucunda 0,05 tip bir hata ve 0,80 beta değerleriyle grup başına düşen minimum örnek sayısı 10 olarak hesaplandı.

Örnek büyüklüğü hesaplaması sonucunda $n = 10$ olarak belirlendi. Bu çalışmada farklı 3 sistem (sistem başına $n = 30$) toplam 90 NiTi kanal eğesi örneği: T-Endo Must, One RECI ve WaveOne Gold olarak belirlendi (Şekil 3.8).



Şekil 3. 8. Çalışmada kullanılan eğe sistemleri

Çalışmada kullanılan 90 NiTi kanal eğesi 3 ana grup ve 3 alt grup olmak üzere toplamda 9 gruba ayrıldı (Şekil 3.9). Gruplar aşağıda belirtildiği şekildedir:

Grup 1 (Preparasyon + Sterilizasyon)

Grup 1.a: T-Endo Must, n = 10

Grup 1.b: One RECI, n = 10

Grup 1.c: WaveOne Gold, n = 10

Grup 2 (%3 NaOCl + Sterilizasyon)

Grup 2.a: T-Endo Must, n = 10

Grup 2.b: One RECI, n = 10

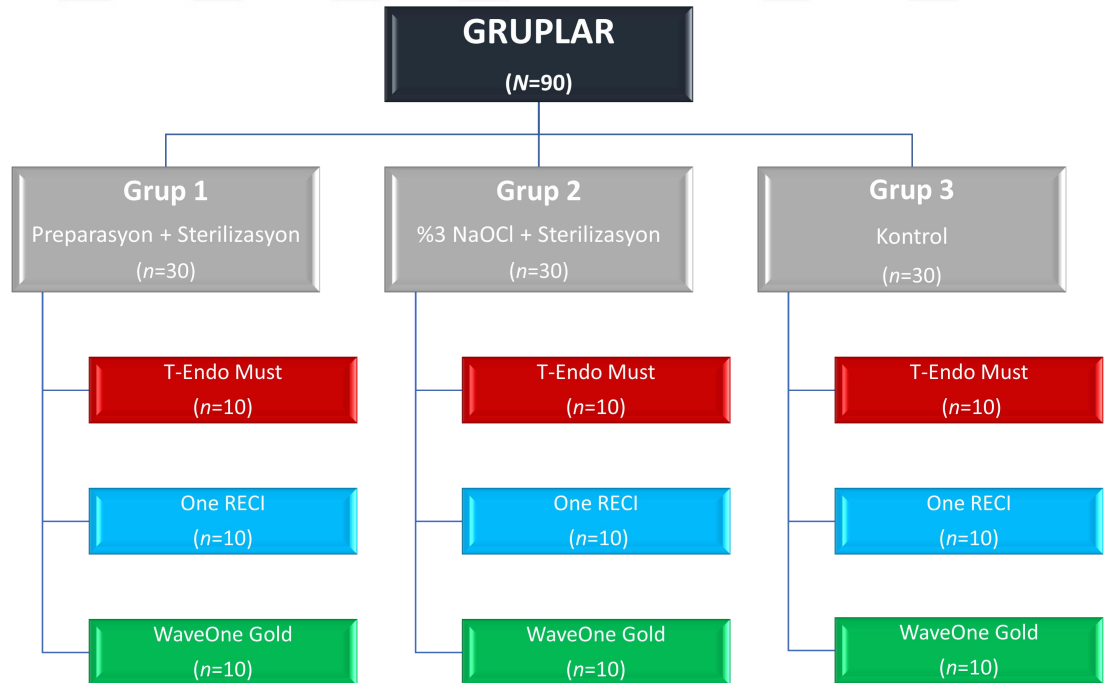
Grup 2.c: WaveOne Gold, n = 10

Grup 3 (Kontrol)

Grup 3.a: T-Endo Must, n = 10

Grup 3.b: One RECI, n = 10

Grup 3.c: WaveOne Gold, n = 10



Şekil 3. 9. Tüm eğe gruplarının şematize hali

3.4.1. Grup 1 (Preparasyon + Sterilizasyon):

Bu grupta 3 farklı gruptaki NiTi kanal eğe sistemleri üzerine uygulanan kanal preparasyonu ve ardından sterilizasyon işlemlerinin dinamik döngüsel yorgunluk direnci üzerine etkileri incelendi.

Kanal preparasyon işlemi için her bir eğe sisteminden 10 adet kanal eğesi kullanıldı. Her kanal eğesi için 3 adet çekilmiş üst çene büyük azı dişinin orta derecede eğimli meziobukkal kanalının kök kanal preparasyonu ve her kanal eğesi grubu için 30 adet olmak üzere toplamda 90 adet çekilmiş dişin meziobukkal kanal preparasyonu gerçekleştirildi. Bir kez preparasyon yapılan kanal eğeleri otoklav cihazında 134°C'de 20 dakika sterilize edildi. Sterilizasyondan sonra tekrar aynı prosedürler tekrarlanarak kök kanalı prepare edildi. Aynı işlem her NiTi kanal eğesine 3 kere uygulandı. Dişlerin meziobukkal kanalının preparasyonu #10-15 K-Tipi el eğesi ile rehber yol oluşturulduktan sonra resiprokal hareketli NiTi kanal eğeleri ile tamamlandı. Resiprokal harekette çalışan eğeler firmanın tavsiye ettiği hız, tork ve açı ayarlarında kullanıldı. Preparasyon sırasında eğe, hafif bir apikal basınç ve 3 mm'lik ileri geri aksiyel hareketler ile kullanıldı, 3 mm'lik aksiyel hareketler en fazla 3 kez tekrarlandı, eğe kök kanalından çıkartıldı ve üzerindeki debris NaOCl emdirilmiş gazlı bez yardımı ile temizlendi. Preparasyon sırasında kanallar her preparasyon sonrası %3'lük NaOCl irrigasyon solüsyonu ile yıkandı. Her kök kanalında preparasyon tamamlanana kadar toplamda 10 ml NaOCl irrigasyon solüsyonu kullanıldı.

Tüm preparasyon işlemleri tek bir operatör tarafından gerçekleştirildi. Preparasyon işlemleri sırasında Motopex (Woodpecker, Guangxi, Çin) endomotor kullanıldı. T-Endo Must kanal eğesi için 300 rpm hız 5.0 Ncm tork ve 160°-40° dönme açıları, One RECI kanal eğesi için 400 rpm hız 4.0 Ncm tork ve 160°-70° dönme açıları ve WaveOne Gold kanal eğesi için 400 rpm hız 4.0 Ncm tork ve 150°-30° dönme açıları ayarlandı (Şekil 3.10).



Şekil 3. 10. Motopex endomotor üzerinde ayarlanmış açı değerleri

3 kere tekrarlayan preparasyon ve sterilizasyon döngüsü sonrası bu gruba ait tüm eğelerin mikroskop görüntüleri alınarak incelenmek üzere kaydedildi.

Bu işlemlerden sonra kullanılan tüm NiTi kanal eğe sistemleri döngüsel yorgunluk testine alındı.

3.4.2. Grup 2 (%3 NaOCl + Sterilizasyon):

Bu grupta 3 farklı NiTi kanal eğesi sistemi üzerine uygulanan %3'lük NaOCl irrigasyon solüsyonunun ve ardından sterilizasyon işlemlerinin dinamik döngüsel yorgunluk direnci üzerindeki etkisi incelendi.

Eppendorf tüpü içerisine %3 NaOCl irrigasyon solüsyonu doldurularak resiprokal hareketli NiTi kanal eğelerinin 16 mm'lik kısmı solüsyona temas edecek şekilde üretici firmanın tavsiye ettiği hız ve tork değerlerinde 5 dakika boyunca çalıştırıldı (Şekil 3.11). Süre sonunda her kanal eğesi otoklav cihazında 134°C'de 20 dakika boyunca sterilize edildi. Bu döngü (5 dakika %3 NaOCl + Sterilizasyon) her kanal eğesi için 3 kere tekrarlanmış olup sonrasında kanal eğeleri döngüsel yorgunluk testine alındı.



Şekil 3. 11. Eppendorf tüpü içerisinde bulunan %3'lük NaOCl irrigasyon solüsyonunda 16 mm temas halinde eğelerin çalıştırılması

3.4.3. Grup 3 (Kontrol)

Bu grupta 3 farklı NiTi kanal eğesi sistemi üzerine herhangi bir işlem uygulanmamış olup direkt olarak dinamik döngüsel yorgunluk test cihazında incelendi.

3.5. Yapay Kanal Hazırlığı

Bu çalışmada Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda bulunan 60° eğrilik açısına, 5 mm eğrilik yarıçapına ve 1,5 mm iç çapa sahip paslanmaz çelik yapay kanalı (Şekil 3.12) bulunan dinamik döngüsel yorgunluk test cihazı kullanıldı.



Şekil 3. 12. 60° eğimli paslanmaz çelik yapay kanal

3.6. Dinamik Döngüsel Yorgunluk Testi

Çalışma esnasında klinik kullanımı daha doğru yansıtabilmek için paslanmaz çelik yapay kanal $37\pm1^{\circ}\text{C}$ sıcaklıkları arasında ısıtıldı (Şekil 3.13). Test cihazına monte edilmiş olan tork ve hız ayarlı 6:1 VDW Silver endodontik motor (VDW) kullanıldı (Şekil 3.14). Test düzeneğine yerleştirilen eğeler 14 mm boyutunda yerleştirilip 3 mm aksiyel hareket ile 17 mm boyuta ulaşıldı. Yapay kanal sürtünmesini azaltmak ve kayganlaştırıcı etki sağlamak için WD-40 (WD-40 Company, San Diego, ABD) sentetik yağ kullanıldı. Kırılma gerçekleşene kadar geçen süre cihaza dahili olarak yerleştirilen kronometre ve harici olarak alınan video kayıtları ile ölçülerek kontrol edildi. Kırık gerçekleştiğinde cihaz otomatik olarak durup uyarı vermekteydi. Kırılma gerçekleştiğinde kırık parçaların da toplanabilmesi için cihazın etrafı şeffaf plakalar ile kapatıldı (Şekil 3.15).



Şekil 3. 13. Çalışmada kullanılan döngüsel yorgunluk test cihazı ve sıcaklığın ayarlanması

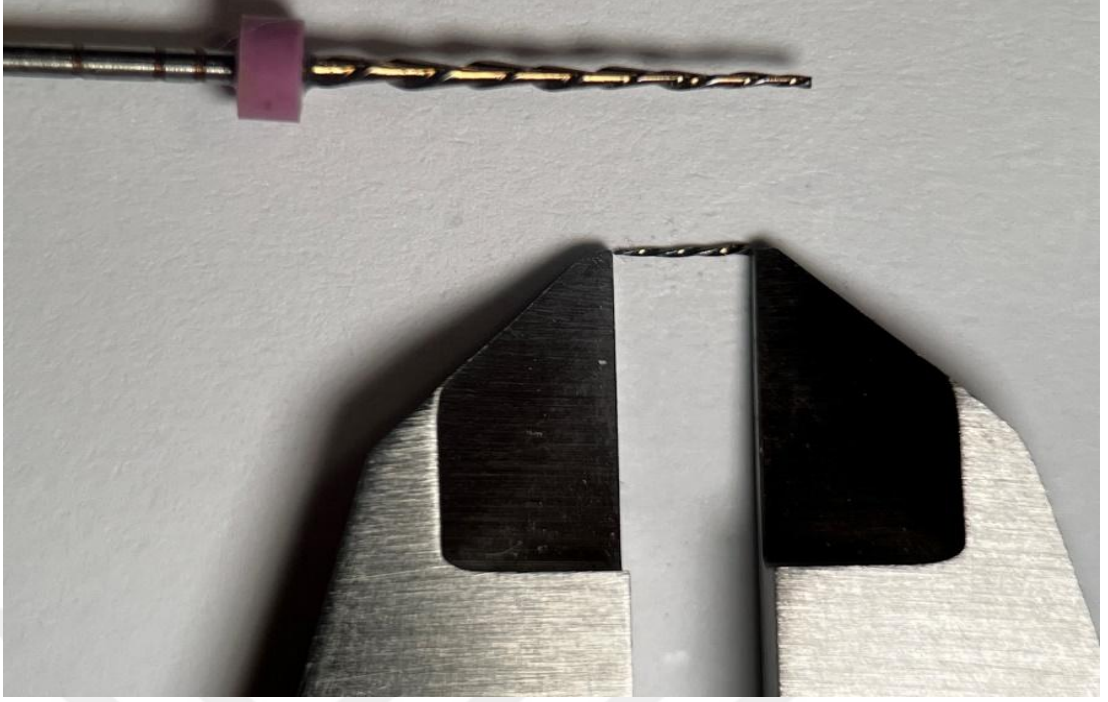


Şekil 3. 14. VDW Silver Endodontik Motor ve dinamik döngüsel yorgunluk test cihazı



Şekil 3. 15. Kırık parçaların toplanabilmesi için test cihazının şeffaf plaka ile sınırlandırılması

Kırık parçaların uzunlukları dijital bir kumpas yardımıyla ölçüldü (Şekil 3.16).



Şekil 3. 13. Kırık parçaların dijital kumpas yardımıyla ölçülmesi

Kırılmaya kadar geçen süreler ve kırık parça uzunlukları tablo üzerine kaydedilip daha sonra istatistiksel analiz için kullanıldı.

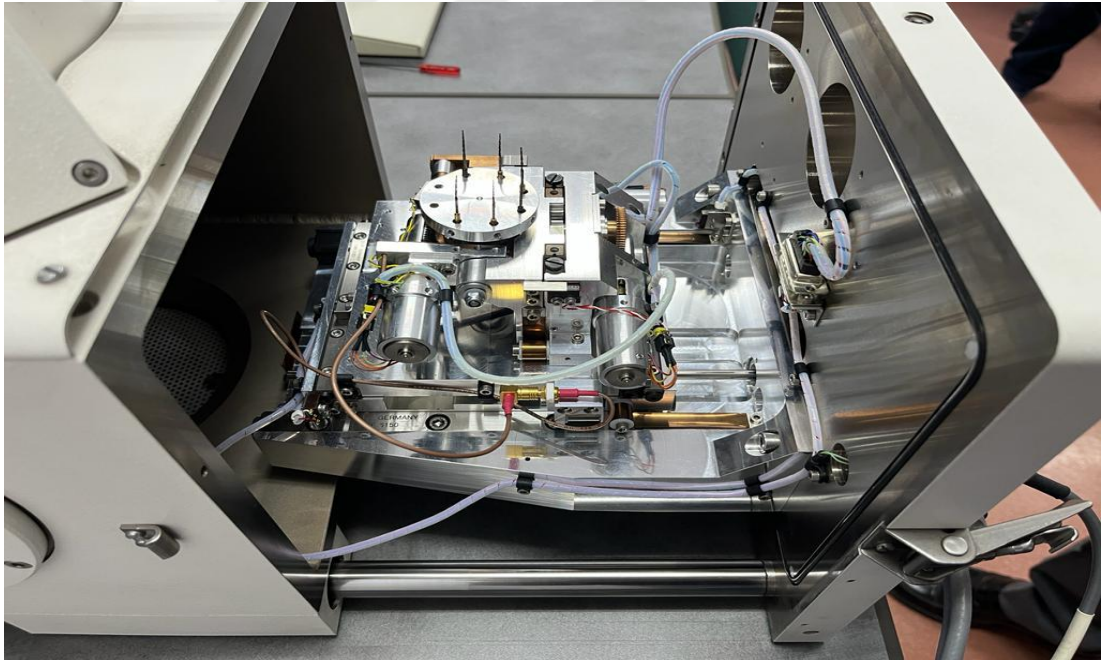
3.7. SEM Analizi

Her gruptan 1 adet eğe kırılma türlerini belirlemek amacıyla Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Elektron Mikroskop Görüntü Analiz Ünitesinde bulunan SEM (Zeiss, LEO-1430) cihazı ile incelenmek üzere ayrıldı (Şekil 3.17).

Kırık eğeler üzerindeki debris kalıntıları ultrasonik cihaz ile aktive edilen etil alkol yardımıyla temizlendi. Kırık eğe yüzeylerinden değişik büyütmeler altında fotomikrograflar alındı. SEM fotoğrafları, kırılmanın döngüsel yorgunluk nedeniyle oluştuğunun teyit edilmesi amacıyla, kırık başlangıç noktaları ve yorgunluk çizgilerinin varlığı yönünden incelendi (Şekil 3.18).



Şekil 3. 14. Çalışmada kullanılan SEM (Zeiss, LEO-1430) cihazı



Şekil 3. 15. Eğelerin SEM cihazına yerleştirilmesi

3.8. İstatistiksel Analiz

Çalışmamızda elde edilen verilerin istatistiksel analizinde IBM SPSS Statistiscs versiyon 20.0 (Chicago, IL, ABD) paket programı kullanıldı. Verilerin normal dağılıma uyup uymadıkları Shapiro-Wilk testi ile varyans homojenliği de Levene testi ile değerlendirildi. Verilerin yaklaşık homojen ve normal dağılım gösterdiği anlaşıldıktan sonra analiz için Two-Way ANOVA testi, grup içi karşılaştırmalar için de Bonferroni testi yapıldı. Tüm testlerde istatistiksel önem düzeyi 0,05 olarak belirlendi.



4. BULGULAR

Çalışmamızda 3 farklı resiprokal harekette çalışan NiTi kanal eğesi sistemi dinamik döngüsel yorgunluk cihazında kırılana kadar çalıştırıldı. Kırılana kadar geçen süreler ve kırık parça uzunlukları kaydedilerek istatistiksel analiz yapıldı.

Grup 1 (Preparasyon + Sterilizasyon) Alt Grubunda Sonuçların Değerlendirilmesi

Preparasyon sırasında hiçbir kanal eğesinin kırılmadığı ancak preparasyon sonrası incelenmek üzere alınan mikroskop görüntülerinde her eğe sistemine ait gruplarda kalıcı deformasyonlar bulunduğu gözlemlendi (Şekil 4.1).



Şekil 4. 1. Her eğe grubundan deformasyon gösteren örneklerin mikroskop ile çekilmiş görüntüleri

Üç farklı gruba ait kırılma süresi ve kırık parça uzunluğu ile ilgili sonuçlar aşağıda Tablo 1’de belirtilmiştir.

Tablo 1. Preparasyon ve sterilizasyon uygulanan grupta farklı eğe sistemlerinin kırılmaya kadar geçen sürelerinin ve kırık parça uzunluklarının ortalama değerleri ve standart sapmaları

Grup 1 (Preparasyon + Sterilizasyon)	N	Kırılma Süresi (sn)	Standart Sapma	Parça Uzunluğu (mm)	Standart Sapma
T-Endo Must	10	364,70 ^a	± 92,83	3,77 ^a	± 0,43
WaveOne Gold	10	285,30 ^{ab}	± 99,85	3,72 ^a	± 1,05
One RECI	10	263,60 ^b	± 108,14	3,14 ^a	± 0,58

Üç farklı kök kanalı prepare edildikten sonra sterilize edilen grupta T-Endo Must, WaveOne Gold ve One RECI eğe sistemlerinde kırılmaya kadar geçen süre ve kırık parça uzunlukları sırasıyla $364,70 \pm 92,83$ sn ve $3,77 \pm 0,43$ mm, $285,30 \pm 99,85$ sn ve $3,72 \pm 1,05$ mm ve $263,60 \pm 108,14$ sn ve $3,14 \pm 0,58$ mm olarak bulundu.

Yukarıdaki tabloda görüldüğü üzere eğe sistemlerinin kırılana kadar geçen süreleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken ($p<0,05$), kırık parça uzunlukları arasında istatistiksel olarak herhangi bir fark bulunmadı ($p>0,05$).

Kırılmaya kadar geçen süre değerlendirildiğinde, T-Endo Must eğe sistemi One RECI eğe sistemine göre anlamlı derecede daha uzun kırılma süresi gösterirken ($p<0,05$) WaveOne Gold eğe sistemi ile arasında anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$). One RECI eğe sistemi ise WaveOne Gold eğe sistemi ile benzer sonuçlar gösterdi ($p>0,05$).

Grup 2 (%3 NaOCl + Sterilizasyon) Alt Grubunda Sonuçların Değerlendirilmesi

Üç farklı gruba ait kırılma süresi ve kırık parça uzunluğu ile ilgili sonuçlar aşağıda Tablo 2’de belirtilmiştir.

Tablo 2. 15 dakika NaOCl irrigasyon solüsyonu ve otoklav sterilizasyonu uygulanan grupta farklı eğe sistemlerinin kırılmaya kadar geçen sürelerinin ve kırık parça uzunluklarının ortalama değerleri ve standart sapmaları

Grup 2 (NaOCl + Sterilizasyon)	N	Kırılma Süresi (sn)	Standart Sapma	Parça Uzunluğu (mm)	Standart Sapma
T-Endo Must	10	329,00 ^a	$\pm 76,50$	4,30 ^a	$\pm 0,54$
WaveOne Gold	10	322,70 ^a	$\pm 59,15$	3,07 ^b	$\pm 0,84$
One RECI	10	203,40 ^b	$\pm 30,73$	2,95 ^b	$\pm 0,47$

Toplamda 15 dakika NaOCl irrigasyon solüsyonu içerisinde çalıştırıldıktan sonra otoklav sterilizasyonu uygulanan grupta T-Endo Must, WaveOne Gold ve One RECI eğe sistemlerinde kırılmaya kadar geçen süre ve kırık parça uzunlukları sırasıyla $329,00 \pm 76,50$ sn ve $4,30 \pm 0,54$ mm, $322,70 \pm 59,15$ sn ve $3,07 \pm 0,84$ mm ve $203,40 \pm 30,73$ sn ve $2,95 \pm 0,47$ mm bulundu.

Yukarıdaki tabloda görüldüğü üzere eğe sistemlerinin hem kırılmaya kadar geçen süreleri arasında hem de kırık paręa uzunlukları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulundu ($p<0,05$).

Kırılmaya kadar geçen süre değerlendirildiğinde, T-Endo Must eğe sistemi One RECI eğe sistemine göre anlamlı derecede daha uzun kırılma süresi gösterirken ($p<0,05$) WaveOne Gold eğe sistemi ile benzer sonuçlar gösterdi ($p>0,05$). One RECI eğe sistemi ise WaveOne Gold eğe sisteminden anlamlı derecede daha kısa kırılma süresi gösterdi ($p<0,05$). Kırık paręa uzunluğunda ise T-Endo Must eğe sistemi diğer iki eğe sisteminden anlamlı olarak daha uzun bulundu ($p<0,05$). One RECI eğe sistemi ise kırık paręa uzunluğunda WaveOne Gold eğe sistemi ile istatistiksel olarak benzer sonuçlar gösterdi ($p>0,05$).

Grup 3 (Kontrol) Alt Grubunda Sonuçların Karşılaştırılması

Üç farklı gruba ait kırılma süresi ve kırık paręa uzunluğu ile ilgili sonuçlar aşığıda Tablo 3'te belirtilmiştir.

Tablo 3. Kontrol grubunda farklı eğe sistemlerinin kırılmaya kadar geçen sürelerinin ve kırık paręa uzunluklarının ortalama değerleri ve standart sapmaları

Grup 3 (Kontrol)	N	Kırılma Süresi (sn)	Standart Sapma	Paręa Uzunluğu (mm)	Standart Sapma
T-Endo Must	10	358,80 ^a	±95,83	3,67 ^a	±0,91
WaveOne Gold	10	264,50 ^b	±36,43	3,00 ^a	±1,08
One RECI	10	256,40 ^b	±41,12	3,20 ^a	±0,13

Kontrol grubunda T-Endo Must, WaveOne Gold ve One RECI eğe sistemlerinin kırılmaya kadar geçen süre ve kırık paręa uzunlukları sırasıyla $358,80 \pm 95,83$ sn ve $3,67 \pm 0,91$ mm, $264,50 \pm 36,43$ sn ve $3,00 \pm 1,08$ mm ve $256,40 \pm 41,12$ sn ve $3,20 \pm 0,13$ mm olarak bulundu.

Yukarıdaki tabloda görüldüğü üzere eğe sistemleri arasında kırılmaya kadar geçen süre açısından istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunurken ($p<0,05$) kırık paręa uzunlukları arasındaki sonuçlar benzer bulundu ($p>0,05$).

Kırılmaya kadar geçen süre değerlendirildiğinde, T-Endo Must eğe sistemi diğer 2 eğe sistemine göre anlamlı olarak daha uzun kırılma süresi gösterirken ($p<0,05$), One RECI eğe sistemi ile WaveOne Gold eğe sistemi arasındaki sonuçlar benzerdi ($p>0,05$). Kırık parça uzunlukları değerlendirildiğinde ise her 3 eğe sistemi için de sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermedi ($p>0,05$).

Eğе Sistemlerinin Grup İçi Karşılaştırmaları

T-Endo Must Eğe Sistemine Ait Bulgular;

Üç farklı gruba ait kırılma süresi ve kırık parça uzunluğu ile ilgili sonuçlar aşağıda Tablo 4’te belirtilmiştir.

Tablo 4. T-Endo Must eğesine ait kırılma süresi ve kırık parça uzunluğunun ortalama değerleri ve standart sapmaları

T-Endo Must Test Grupları	N	Kırılma Süresi (sn)	Standart Sapma	Parça Uzunluğu (mm)	Standart Sapma
Grup 1 (Preparasyon+Sterilizasyon)	10	364,70 ^a	± 92,83	3,77 ^a	± 0,43
Grup 2 (NaOCl + Sterilizasyon)	10	329,00 ^a	± 76,50	4,30 ^a	± 0,54
Grup 3 (Kontrol)	10	358,80 ^a	± 95,83	3,67 ^a	± 0,91

T-Endo Must eğe sistemi üzerine uygulanan farklı prosedürler sonucunda Grup 1, Grup 2 ve Grup 3 için kırılmaya kadar geçen süre ve kırık parça uzunlukları sırasıyla $364,70 \pm 92,83$ sn ve $3,77 \pm 0,43$ mm, $329,00 \pm 76,50$ sn ve $4,30 \pm 0,54$ mm ve $358,80 \pm 95,83$ sn $3,67 \pm 0,91$ mm olarak bulundu.

Yukarıdaki tabloda görüldüğü üzere T-Endo Must eğe sistemi üzerine uygulanan tüm prosedürler için kırılmaya kadar geçen süre ve kırık parça uzunluğu istatistiksel olarak benzer sonuçlar gösterdi($p>0,05$).

One RECI Eğe Sistemine Ait Bulgular;

Üç farklı gruba ait kırılma süresi ve kırık parça uzunluğu ile ilgili sonuçlar aşağıda Tablo 5’te belirtilmiştir.

Tablo 5. One RECI eğesine ait kırılma süresi ve kırık parça uzunluğunun ortalama değerleri ve standart sapmaları

One RECI Test Grupları	N	Kırılma Süresi (sn)	Standart Sapma	Parça Uzunluğu (mm)	Standart Sapma
Grup 1 (Preparasyon+Sterilizasyon)	10	263,60 ^a	± 108,14	3,14 ^a	± 0,58
Grup 2 (NaOCl + Sterilizasyon)	10	203,40 ^a	± 30,73	2,95 ^a	± 0,47
Grup 3 (Kontrol)	10	256,40 ^a	± 41,12	3,20 ^a	± 0,13

One RECI eğe sistemi üzerine uygulanan farklı prosedürler sonucunda Grup 1, Grup 2 ve Grup 3 için kırılmaya kadar geçen süre ve kırık parça uzunlukları sırasıyla 263,60 ± 108,14 sn ve 3,14 ± 0,58 mm, 203,40 ± 30,73 sn ve 2,95 ± 0,47 mm ve 256,40 ± 41,12 sn ve 3,20 ± 0,13 mm olarak bulundu.

Yukarıdaki tabloda görüldüğu üzere One RECI eğe sistemi üzerine uygulanan tüm prosedürler için kırılmaya kadar geçen süre ve kırık parça uzunluğu istatistiksel olarak benzer sonuçlar gösterdi(p>0,05).

WaveOne Gold Eğe Sistemine Ait Bulgular;

Üç farklı gruba ait kırılma süresi ve kırık parça uzunluğu ile ilgili sonuçlar aşağıda Tablo 6’da belirtilmiştir.

Tablo 6. WaveOne Gold eğesine ait kırılma süresi ve kırık parça uzunluğunun ortalama değerleri ve standart sapmaları

WaveOne Gold Test Grupları	N	Kırılma Süresi (sn)	Standart Sapma	Parça Uzunluğu (mm)	Standart Sapma
Grup 1 (Preparasyon+Sterilizasyon)	10	285,30 ^a	± 99,85	3,72 ^a	± 1,05
Grup 2 (NaOCl + Sterilizasyon)	10	322,70 ^a	± 59,15	3,07 ^a	± 0,84
Grup 3 (Kontrol)	10	264,50 ^a	± 36,43	3,00 ^a	± 1,08

WaveOne Gold eğe sistemi üzerine uygulanan farklı prosedürler sonucunda Grup 1, Grup 2 ve Grup 3 için kırılmaya kadar geçen süre ve kırık parça uzunlukları sırasıyla

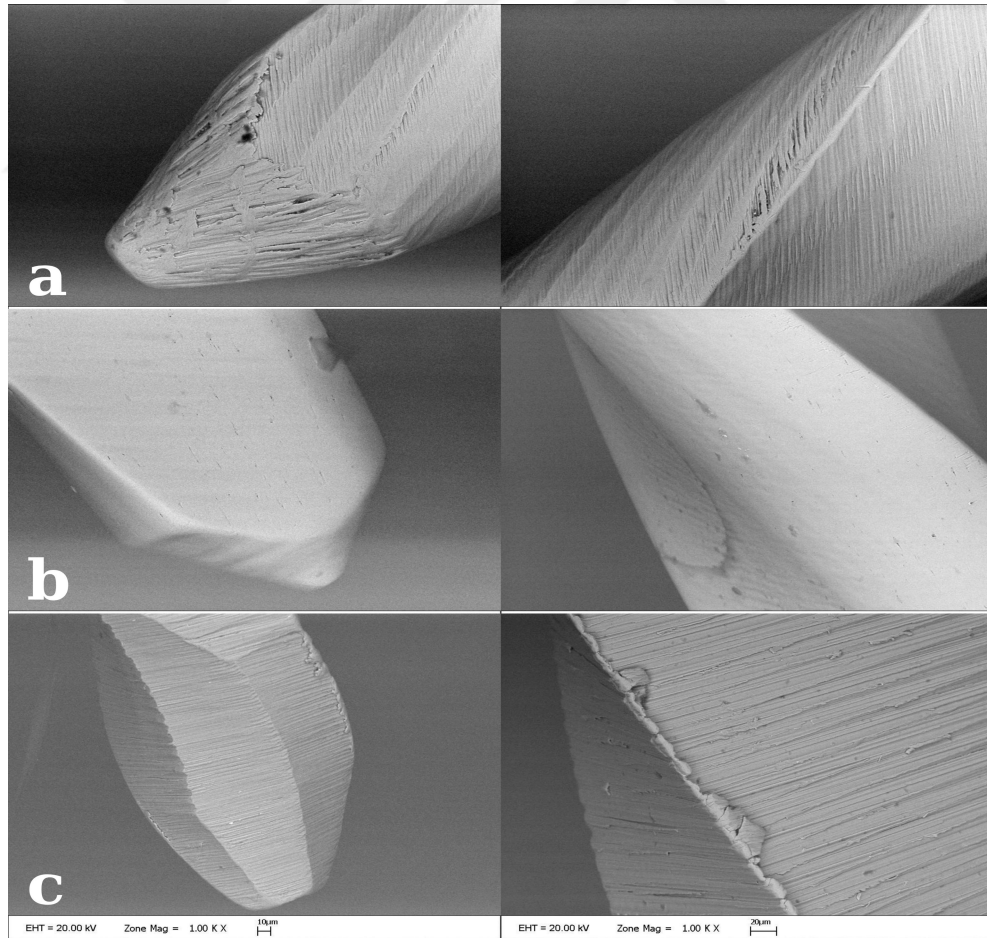
285,30 $\pm$ 99,85 sn ve 3,72 $\pm$ 1,05 mm, 322,70 $\pm$ 59,15 sn ve 3,07 $\pm$ 0,84 mm ve 264,50 $\pm$ 36,43 sn ve 3,00 $\pm$ 1,08 mm olarak bulundu.

Yukarıdaki tabloda görüldüğü üzere WaveOne Gold eğe sistemi üzerine uygulanan tüm prosedürler için kırılmaya kadar geçen süre ve kırık parça uzunluğu istatistiksel olarak benzer sonuçlar gösterdi ($p>0,05$).

SEM BULGULARI

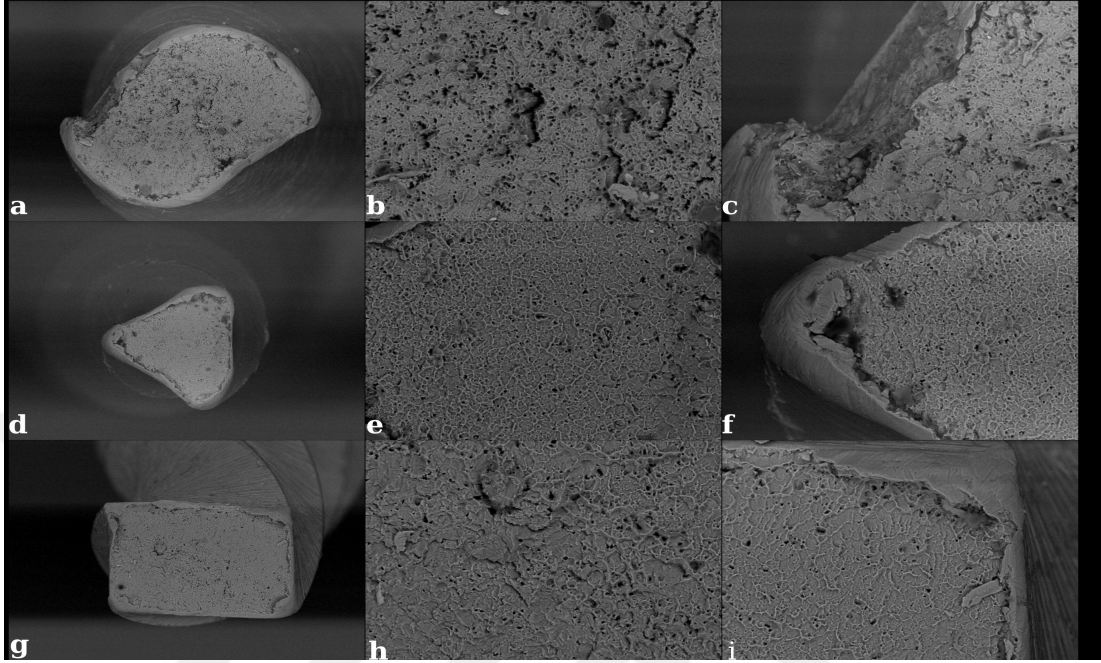
Preparasyon Öncesi NiTi Kanal Eğelerinin SEM görüntüleri

Eğelerin üzerindeki mikro çatlak ve deformasyon varlığını kontrol edebilmek amacıyla eğeler üzerine herhangi bir işlem uygulanmadan direkt olarak SEM görüntüleri alınmıştır (Şekil 4.2). Kontrol grubunda yer alan eğelerin dinamik döngüsel yorgunluk testine alınmadan önceki SEM görüntüleri incelendiğinde eğelerin üzerinde fabrikasyon sürecine ait mikro poroziteler ve çeşitli kesim izleri görüldü.

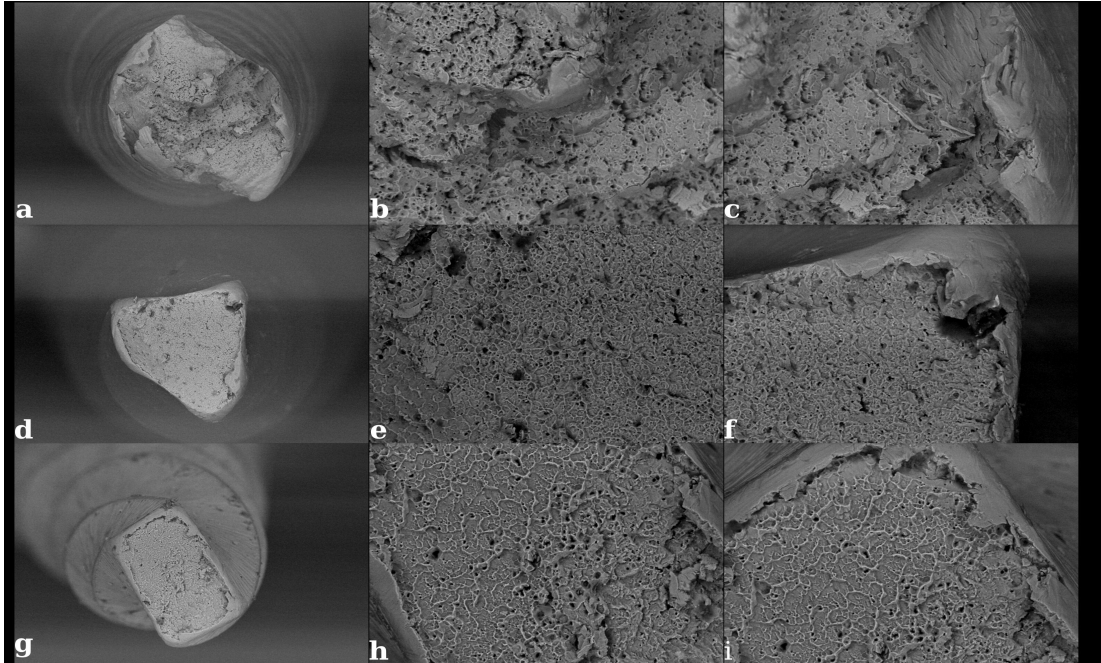


Şekil 4. 2. Herhangi bir işlem uygulanmadan 1000x büyütmede alınan SEM görüntüleri. a: T-Endo Must, b: One RECI, c: WaveOne Gold

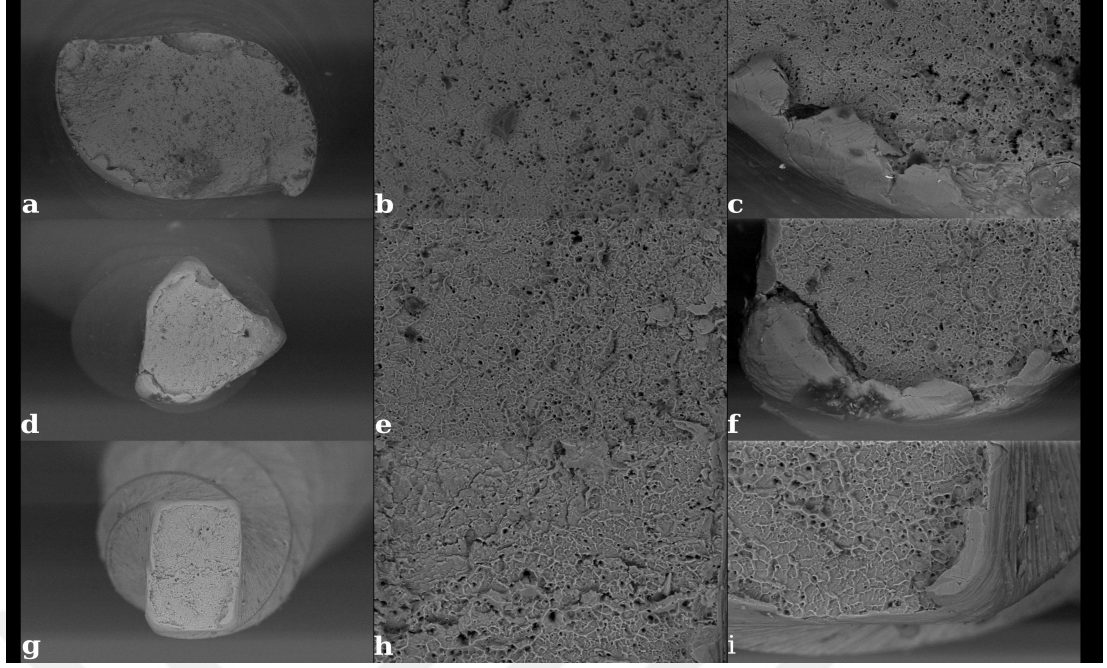
Eğeler döngüsel yorgunluk test cihazında kırıldıktan sonra her alt gruptan rastgele 1 örnek seçilerek toplamda 9 eğin SEM görüntüsü alındı (Şekil 4.3, Şekil 4.4 ve Şekil 4.5).



Şekil 4. 3. Dinamik döngüsel yorgunluk testi sonrası Grup 1'den (Preparasyon + Sterilizasyon) alınan SEM görüntüleri. a: T-Endo Must 500x, b: T-Endo Must 2000x, c: T-Endo Must 2000x, d: One RECI 500x, e: One RECI 2000x, f: One RECI 2000x, g: WaveOne Gold 500x, h: WaveOne Gold 2000x, i: WaveOne Gold 2000x



Şekil 4. 4. Dinamik döngüsel yorgunluk testi sonrası Grup 2'den (%3 NaOCl + Sterilizasyon) alınan SEM görüntüleri. a: T-Endo Must 500x, b: T-Endo Must 2000x, c: T-Endo Must 2000x, d: One RECI 500x, e: One RECI 2000x, f: One RECI 2000x, g: WaveOne Gold 500x, h: WaveOne Gold 2000x, i: WaveOne Gold 2000x



Şekil 4. 5. Dinamik döngüsel yorgunluk testi sonrası Grup 3'den (Kontrol) alınan SEM görüntüleri. a: T-Endo Must 500x, b: T-Endo Must 2000x, c: T-Endo Must 2000x, d: One RECI 500x, e: One RECI 2000x, f: One RECI 2000x, g: WaveOne Gold 500x, h: WaveOne Gold 2000x, i: WaveOne Gold 2000x

SEM analizi ile elde edilen fotomikrograflerde 500x büyütmede pürüzlü yüzeyler, mikro gözenekler ve kırık başlangıç çizgilerinin var olması ve 2000x gibi daha yüksek büyütmelerde ise eğelerde yorgunluk çizgileri görüldü. Bu sonuçlar ile kırıkların döngüsel yorgunluk kaynaklı olduğu desteklendi.

5. TARTIŞMA

Hipotezlerin Değerlendirilmesi

H1 hipotezi reddedilmiştir, çalışmada kullandığımız ege sistemleri arasında döngüsel yorgunluk açısından fark bulunmaktadır.

H2 hipotezi doğrulanmıştır, ege sistemlerinin farklı prosedür uygulamaları sonucu döngüsel yorgunluk kırılma direnci etkilenmemiştir.

Ege Seçiminin Değerlendirilmesi

Endodontik NiTi döner eğeler, hızları, üstün esneklikleri ve daha az kanal sapmaları gibi paslanmaz çelik eğelere göre avantajlar gösterir.^(3,62,196) Ancak, özellikle dar ve eğimli kanallarda çalışırken kırılmaya yatkındırlar.⁽¹⁹³⁾ Çeşitli NiTi alaşımı ısıt işlemlerinin döngüsel yorulma direncini arttırdığı kanıtlanmıştır^(98,193,197) ve bu nedenle, ısıt işlem görmüş NiTi alaşımlarından üretilmiş çeşitli NiTi ege sistemleri mevcuttur.

Resiprokal hareketin, eğeyi sürekli dönüşten daha düşük gerilim değerlerine maruz bırakarak eğelerin ömrünü uzattığı bildirilmiştir ^(67,104) çünkü dönme yönünün tersine çevrilmesi ege üzerinde birikmiş gerilimleri azaltabilir.⁽¹⁰⁰⁾

Birçok çalışma, WaveOne Gold Primary kanal egesinin döngüsel yorulma direncini değerlendirmiş ve WaveOne Primary ve Reciproc R25 kanal eğelerinden daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci bildirmiştir.^(107,198)

T-Endo Must ege sistemi ile ilgili yapılan tek çalışma Falakaloglu ve ark.⁽¹⁹⁹⁾ tarafından T-Endo Glider kullanılarak yapılmıştır. T-Endo Must M25 egesinin dinamik döngüsel yorgunluk direnci daha önce araştırılmamış olup çalışmamız bu yönüyle ilk olacaktır.

Pedulla ve ark.⁽¹⁵⁾ One RECI kanal egesi sistemi ile WaveOne Gold, One Curve, Protaper Next ege sistemlerinin statik ve dinamik döngüsel yorgunluk dirençleri ve torsiyonel dirençleri karşılaştırmıştır.

Yapılan literatür incelemesi sonucunda çalışmamızda kullandığımız T-Endo Must, One RECI ve WaveOne Gold eğe sistemleri aynı çalışmada hiç karşılaştırılmamıştır. Bulduğumuz sonuçlar literatüre katkı sunmak açısından önemlidir.

Diş Seçiminin Değerlendirilmesi

Farklı sistemlerin kök kanal preparasyon etkinliklerinin değerlendirilmesinde genellikle rezin bloklar veya çekilmiş insan dişleri kullanılmaktadır. Resin bloklar kullanıldığında kök kanal çapı, uzunluğu ve eğimi standardize edilmiş olmakta ve bu durum farklı kök kanal eğelerinin preparasyon yeteneklerinin doğrudan karşılaştırılmasını sağlamaktadır.⁽⁴³⁾ Weine ve ark. 1975 yılında yaptıkları bir çalışmada⁽¹¹⁵⁾ çekilmiş dişlerin standardizasyonunun daha zor olması sebebiyle çalışmalarda standart rezin blok kullanmışlardır. Ancak, dentinin yüzey sertliği ve dokusundaki farklılıklar sebebiyle rezin bloklar klinik koşulları temsil edemeyebilir.⁽²⁰⁰⁾ Ayrıca, döner eğelerle preparasyon sırasında duvarlara sürtünme sonucu ısı üretilir. Isınan rezin yüzeyinin erimesi sonucunda eğenin kesici yüzeyleri bu rezinin içine gömülür ve kanal eğesi zorlanarak kırık meydana gelebilir.⁽²⁰¹⁾ Ayrıca, yapay kanal materyallerinin, kök kanal eğimlerinin tek yönde olması, tamamen homojen kusursuz içyapısının olması, preparasyon sırasında oluşan ısının materyalin yapısını bozması gibi dezavantajları vardır.^(3,202) Bu sebeplerden dolayı yapay kanalların kliniği yansıtmadığı için kullanılmaması gerektiği düşünülmektedir.⁽²⁰²⁾ Bu yüzden çalışmamızda klinik koşulları taklit edebilmesi açısından çekilmiş insan dişi kullanılması tercih edilmiştir.

Kök kanallarının tamamen homojen olmaması, kanal morfolojisindeki farklılıklar, kanal içyapısında görülen düzensizlikler ve eğimli kök kanalları endodontik preparasyonun başarısını etkileyen faktörlerdir.^(147,203)

Daha önce yapılan bir çalışmada klinik kullanımı taklit edebilmek amacıyla kanal eğelerini döngüsel yorgunluk testine almadan önce alt çene küçük azı diş preparasyonu gerçekleştirilmiştir.⁽¹⁸⁾ Gomes ve ark.⁽²⁰⁴⁾ yayınladıkları sistematik bir derleme sonucunda arka grup dişlerde daha yüksek eğe kırık insidansı olduğunu ortaya koymuşlardır. Bueno ve ark.⁽²⁷⁾ benzer şekilde büyük azı dişlerde kırık insidansının keser dişler ve küçük azı dişlere göre daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. NiTi kanal eğelerinin klinik uygulamada farklı nedenlerle genel olarak yeniden

kullanılabileceğini⁽²⁶⁾ ve son yayınlar resiprokal hareketli NiTi kanal eğelerinin 3 adet arka grup dişte kullanma olasılığına işaret etmektedir.⁽²⁷⁾

Bu çalışmalar ışığında çalışmamızda 3 farklı kök kanalı prepare edildikten sonra eğelerin döngüsel yorgunluk dirençleri karşılaştırıldı ancak klinikte en fazla KKT ihtiyacı gerektiren dişlerden biri olan ve ege kırıklarının da daha fazla görülebileceği orta derece eğimli meziobukkal köklere sahip üst çene 1. ve 2. büyük azı dişleri kullanıldı.

İnsan üst çene 1. büyük azı dişi, ağız içerisindeki hacimce en büyük diş olmasının yanı sıra, en karmaşık kök ve kanal anatomisine sahip dişdir.⁽²⁰⁵⁾ Diğer köklerden daha fazla olarak genellikle meziobukkal kökü üzerinde araştırmalar yapılmıştır. Tek bir meziobukkal kanal bulunduğu genellikle bukko-lingual yönde ovaldir. Mezial kökte 2 veya 3 tane kanal bulunduğu bu kanallar daha yuvarlak formdadır. Üst çene büyük azı dişlerdeki distobukkal kanallar genellikle yuvarlak formdayken, bu dişler ayrıca geniş palatinal kök kanallarına sahiptir.⁽²⁰⁶⁾ Çalışmamızda üst çene büyük azı diş kullanmamızın nedeni, bu dişlerin 3 köklü olması ve her kök kanalının farklı anatomik yapılaraya sahip olmasıdır. Çalışmada seçtiğimiz dişler meziobukkal köklerinde tek kök kanalına sahip ve Schneider⁽¹⁵⁰⁾ sınıflamasına göre 10°-20° arasında eğimli (orta şiddette eğim) idi.

Bu çalışma için klinik kullanımı en çok yansıtan, eğimli ve ege kırığı riskinin daha fazla olduğu üst çene büyük azı dişler prepare edildikten sonra eğelere dinamik döngüsel yorgunluk testi uygulandı.

Döngüsel Yorgunluk Testinin Değerlendirilmesi

Endodontik tedavi sırasında meydana gelen ege kırılmaları sık karşımıza çıkan önemli bir problemdir. NiTi eğelerin kırılma sıklığı kanal tedavilerinin %0,4-5'i⁽¹³⁸⁾ veya kullanılan eğelerin %5'i^(172,207) olarak bildirilmiştir. Kırık oluşma sebepleri; operatör deneyimi,⁽¹⁴¹⁾ dönme hızı,⁽¹⁵³⁾ kullanım sayısı,⁽¹⁷²⁾ eğim açısı ve yarıçapı^(136, 153) ve preparasyon tekniği⁽¹⁶⁴⁾ gibi faktörlere bağlanmıştır.⁽¹⁹⁴⁾ Ayrıca, eğelerin sık sterilizasyona maruz kalmaları da ege üzerinde stres birikimine ve yüzey deformasyonlarına sebep olarak kırık meydana gelmesine etki etmektedir.⁽⁸⁾

Kök kanal eğelerinde meydana gelen kırılmalar, eğelerin preparasyon sırasında uç veya gövde kısımlarının sıkışması sonucu meydana gelen torsiyonel kırılmalar ya da

eğimli kanalların en eğimli kısımlarında meydana gelen sürekli gerilme ve sıkışma ile oluşan stres sonucu ortaya çıkan fleksural kırılmalardan oluşmaktadır.^(129,194) Cheung ve ark.⁽¹²⁸⁾ kırıkların %93'ünün, İnan ve Gonulol⁽²⁰⁸⁾ %71,58'nin, Peng ve ark.⁽²⁰⁹⁾ ise ege kırıklarının büyük kısmının döngüsel yorgunluk kaynaklı kırıldığını belirtmişlerdir.

Bu çalışmada da daha sıklıkla meydana geldiği belirtilen döngüsel yorgunluğa bağlı kırılma incelendi.

Statik ve Dinamik Test Cihazlarının Değerlendirilmesi

Döngüsel yorgunluk testleri 1971'den günümüze kadar statik test düzenekleri ve dinamik test düzenekleri olmak üzere 2 farklı test dizaynıyla yapılmıştır.⁽¹⁵¹⁾ Statik düzeneklerde eğerler herhangi bir aksiyel harekete maruz bırakılmadan, önceden belirlenmiş eğim açısı, eğim yarıçapı ve kanal uzunluğuna sahip yapay kanalların içerisine sabitlenerek kırılncaya kadar rotasyon hareketine maruz bırakılmaktadırlar. Dinamik test düzeneğinde ise aynı şekilde uzunluk ve çapı önceden belirlenmiş yapay kanallarda, eğerlere klinik koşullara benzer şekilde aksiyel hareket uygulanmaktadır.⁽¹⁹⁴⁾ Dederich ve Zakariasen⁽²¹⁰⁾ 1986 yılında yayınladıkları bir çalışmada eğerlerin aksiyel hareketinin döngüsel yorgunluk dayanımlarını artıracığını belirtmiş ve aksiyel harekete izin veren dinamik test düzeneğini geliştiren ilk araştırmacılardan olmuşlardır.

Kök kanalları prepare edilirken stres, eğimin iç kısmında maksimum gerilme, dış kısmında ise maksimum sıkışma olarak oluşur. Preparasyon esnasında endomotorun sabit kalmayıp ileri-geri yaptığı aksiyel hareketler bu stres noktalarında değişime neden olmaktadır. Dinamik test düzeneklerindeki aksiyel hareket maksimum gerilim oluşuncaya kadar olan gerilim aralığını uzatmaktadır. Dinamik test düzeneğindeki bu uzun gerilim aralıkları her şeye rağmen klinik kullanımı daha iyi taklit ettiği için dinamik test düzenekleri gerçeğe daha yakın sonuçlar verecektir.⁽⁶⁸⁾ Statik testlerden elde edilen sonuçlar ise; herhangi bir sürtünme ve aksiyel hareket olmaksızın aynı uzunluk, eğrilik ve yarıçapa sahip belirli uzunluktaki kök kanalında kullanılan eğerler için geçerlidir ve bunun klinik işleyişte meydana gelmesi mümkün değildir.⁽¹⁹⁴⁾

Pedulla ve ark.⁽¹⁵⁾ yapmış oldukları bir çalışmada One RECI, WaveOne Gold, One Curve ve ProTaper Next eğerlerinin torsiyonel ve döngüsel yorgunluk dirençlerini

hem statik hem dinamik olarak karşılaştırmışlardır. Statik ve dinamik testlerin sonuçlarını karşılaştırırken, dinamik modelde yorulma ömrü ProTaper Next ve WaveOne Gold için önemli ölçüde uzamıştır.

Pedulla ve ark.⁽²¹¹⁾ dinamik test düzeneğinde eğelerin sürekli gerilime ara vermesinin eğelerin döngüsel yorgunluğunu artırdığını ileri sürmüştür. Li ve ark.⁽¹³⁶⁾ dinamik düzenepteki kırılma sürelerinin statik testlere göre %20-40 daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Daha sonra yapılan çalışmalarda da dinamik test düzeneğinde eğelerin daha yüksek yorgunluk dayanımı gösterdiği bulunmuştur.⁽²¹²⁾ Ayrıca, eğelerin dinamik hareketinden kaynaklı stres dağılımı, tek noktada oluşan mikro çatlakların da önüne geçmektedir.⁽⁶⁸⁾

Dinamik test düzenepleri tartışılan yanları olmasına ve hala kliniği tam anlamıyla yansıtamamasına rağmen statik testlere göre daha gerçekçi sonuçlar vermektedir.^(68,194) Eksik yanlarının olmasına rağmen bahsedilen üstünlüklerinden dolayı çalışmamızda dinamik test yöntemi kullanıldı.

Döngüsel yorgunluk testi sırasında, ege ile yapay kanallar arasında oluşan sürtünme sonucu ısı artışı meydana gelmektedir.⁽²¹³⁾ Bu ısı artışı eğenin döngüsel yorgunluk direncini etkilemektedir. Bu nedenle döngüsel yorgunluk testinde kayganlaştırıcı bir madde veya soğutucu kullanmak oluşacak ısyı önlemeye yardımcı olacaktır.⁽²¹⁴⁾ Çalışmamızda bu ısı artışının önüne geçebilmek için sentetik yağ (WD-40) kullanıldı.

Yapay Kanalın Seçilmesi

Schneider'in 1971 yılında ilk döngüsel yorgunluk çalışmalarından bugüne kadar çeşitli çalışmalarda çeşitli yarıçap, eğim açısı ve uzunluktaki metal, cam ve seramik tüpler kullanılarak döngüsel yorgunluk düzenepleri hazırlanmıştır.⁽¹⁹⁴⁾ Pruett ve ark.⁽⁷⁾ tarafından yapılan çalışmada 0.83 mm iç çapa sahip, eğim açısı 30°, 45° ve 90°, eğim yarıçapı 2 mm ve 5 mm olan paslanmaz çelik yapay kanallar kullanılmıştır. Anderson ve ark.⁽⁷⁷⁾ iç çapı 1.2 mm, eğim açısı 45°, 90° ve 5 mm eğim yarıçapına sahip cam yapay kanallar kullanmışlardır. Larsen ve ark.⁽⁸⁸⁾ ile Adıgüzel ve ark.⁽¹⁰⁷⁾ yaptıkları çalışmalarda 19 mm uzunluğunda, eğim açısı 60°, eğim yarıçapı 3 mm ve iç çapı 1,5 mm olan paslanmaz çelik kanal kullanmışlardır. Plotino ve ark.⁽⁹⁾, Grande ve ark.⁽¹⁹⁰⁾, Elnaghy ve ark.⁽²¹⁵⁾ paslanmaz çelikten yapılmış, 60° eğim açısına, 5 mm eğim yarıçapına sahip ve eğim merkezinin eğenin apikal kısmına uzaklığı 5 mm olan

yapay kanallar kullanmışlardır. Başka birçok araştırmacı daha farklı çap ve uzunluklara sahip yapay kanallar ile döngüsel yorgunluk dayanımı çalışmaları yapmışlardır.^(82,86,98,181,216) Bütün bu çeşitliliğe rağmen eğim açısı 60°, eğim yarıçapı 5 mm, tüp iç çapının eğenin genişlik açısına göre ayarlandığı ve eğimin merkezinin apikale olan uzaklığı 5 mm olan paslanmaz çelik kanallar en sık kullanılan yapay kanallardır.⁽¹⁹⁴⁾

Çalışmamızda, önceki çalışmalara^(9,161,190,215) benzer şekilde eğelerin preparasyon sırasında dış içerisinde maruz kaldığı çalışma boyu dikkate alınarak, en çok kullanılan 60° eğim açısı, 5 mm yarıçap, 16 mm kanal boyu ve eğenin ucunun eğimin merkezine uzaklığı 5 mm olan kanal iç çapının 1,5 mm olduğu paslanmaz çelik yapay kanal kullanıldı.

Sıcaklığın Etkisi

Döngüsel yorgunluk çalışmalarında, çevresel koşullar eğelerin hareket kinematikini, metal alaşımını, fiziksel özelliklerini ve kırılma direncini etkilediği görülmüştür.^(22,23,217) Sınırlı sayıda çalışma kök kanal sıcaklığının 31°C ile 35°C arasında değiştiğini bildirmiştir.^(218,219) Daha önce yapılan bir çalışmada⁽¹⁹⁹⁾ yapay bir kanal kullanılarak 35°C'de ($\pm 1^\circ\text{C}$) salin solüsyonunda döngüsel yorgunluk direnç testi yapılmıştır. Sıcaklığı 35°C $\pm 1^\circ\text{C}$ 'de (kanal içi sıcaklık olarak) koruyan yapay çelik kanal, NiTi eğelerin döngüsel yorgunluk ömrünü azaltıyor gibi görünmektedir.^(21, 220) Ortam sıcaklığı eğelerin döngüsel yorgunluk dayanımını etkileyen bir faktördür.⁽¹⁹⁴⁾

Grande ve ark.⁽²²⁾ ProTaper Universal, ProTaper Gold, TF, Mtwo ve Vortex Blue eğelerinin döngüsel yorgunluk dayanımlarını -20°C ve oda sıcaklığında karşılaştırmışlar, -20°C eğelerin %300 - 500 oranında daha yüksek yorgunluk dayanımı gösterdiğini bildirmişlerdir.⁽²²⁾

Alfawaz ve ark.⁽²²¹⁾ ProTaper Gold eğelerinin distile su ve NaOCl irrigasyon solüsyonu içerisinde farklı sıcaklıklardaki döngüsel yorgunluk dayanımları karşılaştırmış, 25°C, 37°C ve 60°C yapılan testlerde bütün gruplarda sıcaklık arttıkça döngüsel yorgunluk dayanımının azaldığı görülmüştür.

EdgeFile, Vortex Blue ve ESX eğelerinin döngüsel yorgunluk dirençlerinin, 3°C, 22°C, 37°C ve 60°C sıcaklıklarda karşılaştırıldığı bir çalışmada⁽²¹⁾ sıcaklığın NiTi

eğelerin kırılma direnci üzerinde önemli derecede etkili olduğu belirtilmiştir. Sıcaklığın 22°C'den 37°C'ye artmasının eğelerin döngüsel yorgunluk direncini önemli ölçüde düşürdüğü ifade edilmiş ve döngüsel yorgunluk testlerinin vücut sıcaklığında yapılmasını önerilmiştir.

Plotino ve ark.⁽²²²⁾ ise Reciproc ve Reciproc Blue döner sistem NiTi eğelerin döngüsel yorgunluk direncini 0°C, 20°C, 35°C ve 39°C sıcaklıklarda ve su banyosu içerisinde karşılaştırmışlar ve sıcaklık arttıkça döngüsel yorgunluk direncinin düştüğünü ancak 35°C ve 39°C arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmediğini bildirmişlerdir.

Gündoğar ve ark.⁽²²³⁾ TF Adaptive, WaveOne Gold, HyFlex EDM ve Reciproc Blue eğelerinin 20°C hava, 20°C su ve 35°C su içerisindeki döngüsel yorgunluk dayanımlarını incelemişlerdir. 20°C hava ortamında en yüksek değeri HyFlex EDM gösterirken en düşük değeri TF Adaptive göstermiştir. Bütün gruplar arasında anlamlı fark bulunmuştur. 20°C su ortamında bütün eğelerin döngüsel yorgunluk dayanımları yaklaşık 3 kat artmış ve yine bütün eğelerin arasında döngüsel yorgunluk dayanımı açısından anlamlı fark bulunmuştur. 35°C su içerisinde yapılan deneyde ise eğelerin döngüsel yorgunluk dayanımları en düşük değerleri göstermiş, HyFlex EDM ile bütün eğeler arasında anlamlı fark çıkarken, diğer eğeler arasında anlamlı fark çıkmamıştır.⁽²²³⁾ Yapılan birçok döngüsel yorgunluk dayanımı çalışmasında^(22,224) daha sıcaklığın sonuçları etkilediği bulunmuştur.

Hulsmann,⁽¹⁹⁴⁾ yayınladığı bir derlemesinde vücut sıcaklığının döngüsel yorgunluk dayanımı için çok önemli bir faktör olduğunu ve vücut sıcaklığında yapılmayan testlerin gerçeği yansıtmayacağını belirtmiştir.

Bu nedenle çalışmamızdaki testlerin 37±1°C'de yapılması tercih edildi. Su banyosu kullanılarak yapılan diğer çalışmalardan farklı olarak, istenilen sıcaklık test dizaynı içerisinde metal bloğa iletilen elektrik enerjisi ile sağlandı ve sıcaklık değeri kontrol panelinden ayarlandı.

NaOCl İrrigasyon Solüsyonu ve Sterilizasyon Etkisinin Değerlendirilmesi;

Günümüzde hala ortak bir uzlaşmaya varılamamış olsa da, yapılan bazı çalışmalar^(162,221) sterilizasyon protokolünün ve NaOCl irrigasyon solüsyonu kullanımının döngüsel yorgunluk dayanımını etkilediğini ortaya koymuştur.

Fatma Kermeoğlu ve ark.⁽¹⁷⁾ yaptıkları çalışmada, Reciproc R25, ProTaper Universal F2 ve WaveOne Gold Primary eğelerini farklı koşullar altında kıyaslamışlar. 37°C’de %5.25 NaOCl ve İritrol irrigasyon solüsyonları ve solüsyonlara ilave olarak 1 kez ve 3 kez otoklav sterilizasyonuna konarak kontrol grubuyla birlikte toplam 7 grup oluşturmuşlardır.⁽¹⁷⁾ Dinamik döngüsel yorgunluk test cihazına alınan eğelerde Reciproc R25 anlamlı olarak en dirençli bulunurken ProTaper Universal F2 eğesi anlamlı olarak en düşük kırılma direncini göstermiştir. İstatistiksel sonuçlar kırılma zamanının solüsyonlara maruz bırakılma ile veya otoklav sterilizasyonu ile değişmediğini göstermiştir.⁽¹⁷⁾

Erik ve Özyürek⁽¹⁵⁹⁾ WaveOne Gold, Resiproc Blue ve HyFlex EDM eğelerinin farklı solüsyonların içerisindeki döngüsel yorgunluk dayanımını incelemişlerdir. Bu çalışmada 37°C distile su, %6’lık NaOCl, %17’lik EDTA, %18’lik etidronik asit, %6’lık NaOCl ile %18’lik etidronik asit solüsyonlarının birlikte kullanıldığı 5 farklı solüsyon kullanılmıştır. Çalışmanın sonucunda, sadece %6’lık NaOCl ile %18’lik etidronik asitin birlikte kullanıldığı grupta döngüsel yorgunluk direnci diğer 4 grupta kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş, diğer gruplar arasında döngüsel yorgunluk dayanımı açısından fark gözlenmemiştir.⁽¹⁵⁹⁾

Huang ve ark.⁽¹⁶⁰⁾, K3 (SybronEndo), K3XF (SybronEndo), ve Vortex (Dentsply) eğelerinin 3 farklı sıcaklıkta (22°C, 37°C, 60°C) %5,25’lik NaOCl ve distile su çözeltilerindeki döngüsel yorgunluk dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Eğelerin NaOCl ve distile su çözeltilerindeki döngüsel yorgunluk dayanımları arasında anlamlı fark bulunmamıştır.⁽¹⁶⁰⁾

Elnagy ve Elsaka⁽¹⁶¹⁾ WaveOne Gold ve Reciproc eğelerinin, solüsyonsuz hava ortamında, %5’lik NaOCl irrigasyon solüsyonunda ve salin solüsyonunda, 37°C±1°C’de döngüsel yorgunluk dayanımlarını değerlendirmişler, her iki eğenin de solüsyonsuz hava ortamında anlamlı derecede daha yüksek değerler gösterdiğini ancak NaOCl ve salin solüsyonları arasında anlamlı bir fark bulunmadığını ifade etmişlerdir.⁽¹⁶¹⁾

Pedulla ve ark.⁽²²⁵⁾ WaveOne ve Reciproc eğelerini 1 dakika ve 5 dakika %5’lik NaOCl irrigasyon solüsyonuna 37°C’de daldırıp, NaOCl irrigasyon solüsyonuna

daldırılmamış yeni eğelerle döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştırmışlardır. Her iki eğenin de döngüsel yorgunluk dayanımlarında farklı solüsyonlar içinde anlamlı fark çıkmadığı bulunmuştur.

Kaya BU ve ark.⁽²²⁶⁾ %2,5 NaOCl, %2,5 NaOCl + Sterilizasyon, 5X (%2,5 NaOCl + sterilizasyon) gruplarını oluşturarak eğelerin döngüsel yorgunluk dayanımlarını incelemişler, gruplar arasında döngüsel yorgunluk dayanımı açısından anlamlı fark bulunmadığını belirtmişlerdir.

Palma ve ark.⁽²²⁷⁾ yaptıkları çalışmada ProTaper Next, Hyflex CM ve Hyflex EDM eğelerini farklı koşullar altında döngüsel yorgunluk dayanımlarını karşılatırmıştır. Oluşturulan alt gruplar 37°C'de %3 NaOCl irrigasyon solüsyonuna 1 dakika daldırma, 5 dakika daldırma ve kontrol grubudur ($n=10$). Hyflex EDM grubu diğer sistemlerden anlamlı derecede daha yüksek kırılma dayanımı göstermiştir. Tüm döner sistemler için, hem 1 dakikalık hem de 5 dakikalık daldırma, yaklaşık %3,6-5,3'ten (ProTaper Next), %9–15'lik değişken bir boyuta (CM ve EDM) değişen ortalama kırılma döngüsü sayısında bir azalmaya yol açmıştır.⁽²²⁷⁾

Ertuğrul IF.⁽¹⁶³⁾ One Shape, One Curve, ve ProTaper Next eğelerinin, distile su ve %2,5 NaOCl içerisindeki kullanımının statik döngüsel yorgunluk dayanımına olan etkisini inceledikleri çalışmalarında, NaOCl irrigasyon solüsyonunun ProTaper Next egesinin döngüsel yorgunluk dayanımını anlamlı düzeyde azalttığını ancak diğer ege sistemleri üzerinde etkisi olmadığını belirtmişlerdir.

Alfawaz ve ark.⁽²²¹⁾ Protaper Gold egesinin distile su ve NaOCl solüsyonu içerisinde ve farklı sıcaklıklardaki döngüsel yorgunluk dayanımını incelemişler, en yüksek değerleri 25°C distile suyun kullanıldığı grubun, en düşük değerleri ise 60°C NaOCl irrigasyon solüsyonunun kullanıldığı grubun gösterdiğini belirtmişlerdir.

Keleş ve ark.⁽¹⁶²⁾ NaOCl irrigasyon solüsyonunun döngüsel yorgunluğa olan etkisini incelemişler ve NaOCl irrigasyon solüsyonunun bazı ege grupları üzerinde kırılma dayanımını anlamlı düzeyde azalttığını bulmuşlardır.

Literatürdeki karmaşık bilgilerin sebebi çalışmalarda kullanılan farklı irrigasyon solüsyonlarından, farklı konsantrasyonlardan, irrigasyon solüsyonunda çalıştırılan süreden, kullanılan yapay kanalın açısı ve eğiminden, test düzeneğinin dinamik veya

statik olmasından, testlerin farklı sıcaklıklar altında uygulanmış olabilmesinden etkilenmesine bağlanabilir.

Bu çalışmalar ışığında NaOCl irrigasyon solüsyonunun ve sterilizasyon işlemlerinin döngüsel yorgunluk direncine dayanımını nasıl etkilediği hala tam olarak anlaşılamamıştır. Literatüre katkı sunmak amacıyla çalışmada oluşturulan gruplarda bu koşullara yer verildi. Preparasyon grubunda çalışma esnasında %3'lük NaOCl ile irrigasyon yapıldı ve eğerlere her diş preparasyonundan sonra otoklav sterilizasyonu uygulandı. Preparasyon yapılmayan grupta ise her ege 3 kere %3'lük NaOCl irrigasyon solüsyonu içerisinde 5 dakika çalışır vaziyette bekletildi ve sonrasında otoklav sterilizasyonu uygulandı.

Kanal Preparasyonunun Döngüsel Yorgunluğa Etkisinin Değerlendirilmesi;

KKT'de kullanılan eğerler üretici firmalar tarafından tek kullanımlık olarak üretilmekte ancak bu durum sosyo-ekonomik seviyesi düşük ülkelerde eğerlerin kullanım sayısı açısından sorgulanmaktadır. KKT'de kullanılan eğerlerin sadece bir vakada kullanılmasının ekonomik nedenlerle tedavi ücretlerinin karşılanmasını zorlaştıracakı düşünülürse, bir eğerin kırılmadan önce kaç kez güvenle kullanılabileceğinin belirlenmesi önemlidir. Bu durum araştırmacıları, eğerleri klinik koşullarda veya in-vitro olarak kök kanallarında kullandıktan sonra döngüsel yorgunluk dayanımlarındaki değişimi incelemeye yöneltmiştir. Daha önce yayınlanmış olan çalışmalarda^(27,228,229) Reciproc ve WaveOne eğerlerinin arka grup dişlerde kullanımı sonrası kırık insidanslarını araştırılmış, her iki eğerin de düşük kırık oranı gösterdiği ve sterilizasyon sonrası silikon halkanın çıkarılarak üç arka dişe kadar kullanılmasının bu eğerlerin yüksek maliyeti nedeniyle iyi bir seçenek olduğu bildirilmiştir.

Reciproc ve WaveOne eğerleriyle yapılan başka bir çalışmada eğerlerin üç farklı tek kanalda kullanımı sonrası yüzeylerinde sınırlı bir deformasyon gözlemlendiği, ancak plastik deformasyon oluşmadığı bildirilmiştir.⁽²³⁰⁾ Gambarini ve ark.⁽¹³⁾ ProTaper Next ve Horizen eğerlerini, çekilmiş alt çene büyük azı dişlerde primer preparasyon işleminde kullanmışlar ve döngüsel yorgunluk dayanımındaki değişimi incelemişlerdir. Her iki egede de preparasyon sonrası eğerlerin döngüsel yorgunluk dayanımlarının anlamlı düzeyde azaldığını bulmuşlardır. Bir başka çalışmada⁽¹⁴⁾ Reciproc Blue eğerinin alt çene büyük azı dişlerde retreatment işleminde kullanımı

sonrası; ilk kullanımda döngüsel yorgunluk dayanımında anlamlı bir azalma olmasa da ikinci ve üçüncü kullanımda önemli ölçüde azalma gözlemlendiği belirtilmiştir.

Tek köklü dişlerde kullanım sayısının incelendiği bir çalışmada,⁽¹⁹⁾ Mtwo ve Sone eğelerinin döngüsel yorgunluk dayanımlarının ilk kullanım sonrasında anlamlı düzeyde azaldığı bulunmuştur. Yapılan çeşitli çalışmalar da^(13, 19) klinik kullanım sonrası eğelerin kırılma dayanımını azalttığını göstermiştir.

Silva ve ark.⁽¹⁶⁾ alt çene büyük azı dişlerde açılan giriş kavitesinin büyüklüğünün eğelerin döngüsel yorgunluk dayanımına etkisini incelemişlerdir. Eğeler, kontrol grubu, geleneksel kavite açılmış dişlerde kullanılmış ve ultra konservatif kavite açılmış dişlerde kullanılmış olarak üç gruba ayrılmış, en yüksek yorgunluk dayanımı hiç kullanılmamış eğelerin olduğu grupta bulunurken en düşük yorgunluk dayanımı ise ultra konservatif giriş kavitesinin olduğu grupta bulunmuştur.

Duque ve ark.⁽¹⁸⁾ ProDesign R, Reciproc Blue ve WaveOne Gold eğelerinin döngüsel yorgunluk dayanımlarını 20-30° eğime sahip 3 farklı tek kanallı alt çene küçük azı dişte kullanımı sonrası incelemişlerdir. Yeni eğelerin gruplar arası karşılaştırması, ProDesign R'nin en yüksek döngüsel yorgunluk direncine sahip olduğunu, ardından Reciproc Blue'nun ve WaveOne Gold'un geldiğini bulmuşlardır. Kullanılan eğelerle ilgili olarak, ProDesign R ve Reciproc Blue, WaveOne Gold'dan daha yüksek döngüsel yorulma direnci gösterdi.⁽¹⁸⁾ Yeni ve kullanılmış cihazlar arasındaki grup içi karşılaştırma, WaveOne Gold ve ProDesign R cihazlarının döngüsel yorgunlukta önemli bir azalma sağladığını gösterdi. Yeni ve kullanılmış Reciproc Blue eğeleri arasında anlamlı fark bulunamamıştır.⁽¹⁸⁾

Bu çalışmalar referans alınarak ve klinik kullanımı yansıtacağı düşünülerek Grup 1'de üst çene büyük azı dişlerinin yalnızca meziobukkal kanal preparasyonu her eğe için toplamda 3 diş olacak şekilde tamamlanıp kontrol grubu ile karşılaştırıldı.

Kullanılan Eğelerin Dinamik Döngüsel Yorgunluk Dirençlerinin Değerlendirilmesi

T-Endo Must eğesi 3 kök kanal preparasyonu ve otoklav sterilizasyonundan sonra kontrol grubu ile benzer kırılma dayanımı göstermiş olup çoklu kullanıma uygun olduğu sonucuna varılabilir. Çalışmada kullanılan her bir T-Endo Must eğesinin toplamda 15 dakika NaOCl irrigasyon solüsyonu içerisinde çalıştırılması ve 3 kere

otoklav sterilizasyonuna maruz bırakılması kırılma dayanımını etkilememiştir. Bu sonuçlar ışığında T-Endo Must eğesinin en az 3 tek köklü dişte güvenle kullanılabileceği sonucuna varılabilir. Daha öncesinde T-Endo Must için yapılan döngüsel yorgunluk çalışmalarında bu prosedürler karşılaştırılmamış olup çalışmamız bu yönüyle ilk sonuçlara ulaşmıştır.

One RECI ege sistemi 3 kök kanalı preparasyonu ve otoklav sterilizasyonundan sonra kontrol grubu ile benzer sonuçlar göstermiş olup çoklu kullanıma uygun olduğu sonucuna varılabilir. One RECI egesinin 15 dakika NaOCl irrigasyon solüsyonu içerisinde çalışır vaziyette tutulması ve 3 kere otoklav sterilizasyonu uygulanması kırılma dayanımını etkilememiştir. Bu sonuçlar ışığında One RECI egesinin en az 3 tek köklü diş üzerinde kullanılabileceği sonucuna varmak mümkündür. Daha öncesinde One RECI ile yapılan döngüsel yorgunluk çalışmasında bu prosedürler karşılaştırılmamış olup çalışmamız bu anlamda yeni sonuçlara ulaşmıştır.

WaveOne Gold ege sistemi 3 kök kanal preparasyonu ve otoklav sterilizasyonundan sonra kontrol grubu ile benzer kırılma dayanımı göstermiş olup çoklu kullanıma uygun olduğu sonucuna varılabilir. 15 dakika NaOCl irrigasyon solüsyonu içerisinde çalıştırma ve 3 kere otoklav sterilizasyonu uygulanması kırılma dayanımını etkilememiştir. Bu sonuçlar ışığında WaveOne Gold egesinin en az 3 tek köklü diş üzerinde kullanılabileceği sonucuna varmak mümkündür.

Duque ve ark.⁽¹⁸⁾ 2020 yılında yaptıkları bir çalışmada WaveOne Gold egesinin preparasyon sonrası kırılma dayanımının azaldığını göstermişlerdir. Duque ve ark. 20-30° eğimli alt çene küçük azı diş preparasyonundan sonra 30° eğimli yapay kanal kullanarak döngüsel yorgunluk testi yapmışlardır, bizim çalışmamızda 10-20° eğimli üst çene büyük azı dişin meziobukkal kanalı kullanılırken 60° eğimli yapay kanallarda döngüsel yorgunluk testi yapılmıştır, farklı sonuçların sebebi uygulanan test düzeneğinden kaynaklı olabilir.

Bueno ve ark.⁽²⁷⁾ 2017 yılında yaptıkları çalışmada WaveOne ve Reciproc kanal eğeleri ile hasta üzerinde 3 büyük azı diş preparasyonu gerçekleştirmişlerdir, 120 kanal egesi ile toplamda 358 dişin preparasyonu tamamlanmış olup yalnızca 3 ege kırığı gözlenmiştir. Araştırmacılar düşük kırık yüzdesine dayanarak bu eğelerin en az

3 büyük azı dişte kullanılabileceği sonucuna varmıştır.⁽²⁷⁾ Çalışmamızda kullandığımız WaveOne Gold eğesinin WaveOne eğesine göre kırılmaya daha dayanıklı olduğu 2017 yılında Adıgüzel ve ark.⁽¹⁰⁷⁾ yapmış olduğu çalışmada gösterilmiştir. Bueno ve ark.⁽²⁷⁾ yapmış olduğu çalışma bizim çalışmamızı destekler niteliktedir.

Kullandığımız hiçbir ege sisteminin kök kanal preparasyonu sırasında kırılmamış olması dikkat çekicidir. Ancak eğeler üzerinde görünen deformasyonlar bir stereomikroskop yardımıyla fotoğraflanmıştır. Deforme olan eğeler ile kontrol grubu arasında kırılma dayanımı açısından fark bulunmaması kullanım sayısını limitlemek için farklı arayışlara yöneltmektedir.

Çalışmada kullandığımız hiçbir ege sistemi NaOCl irrigasyon solüsyonu ve otoklav sterilizasyonu sonucunda kırılma dayanımında değişiklik göstermemiş olup irrigasyon solüsyonlarından etkilenmediği sonucuna varılabilir. Bulduğumuz bu sonuç daha öncesinde 2019 yılında Erik ve ark.⁽¹⁵⁹⁾ yapmış olduğu çalışmada desteklenmektedir. Aralarında WaveOne Gold eğesinin de bulunduğu gruplarda %6 NaOCl irrigasyon solüsyonu ve kontrol grubu arasında anlamlı fark bulunmamıştır.⁽¹⁵⁹⁾ Elnaghy ve ark.⁽¹⁶¹⁾ WaveOne Gold eğesinin salin ve NaOCl irrigasyon solüsyonlarındaki kırılma dayanımlarını karşılaştırıp bizim çalışmamızla benzer sonuçlar bulmuşlardır. Uslu ve ark.⁽²³¹⁾ WaveOne ve WaveOne Gold eğelerini farklı irrigasyon solüsyonları içerisinde çalıştırıp kontrol grubu ile karşılaştırmışlardır ve çalışmamızın sonuçları ile benzer olarak irrigasyon solüsyonlarının kırılma dayanımını etkilemediğini bulmuşlardır. Keles ve ark.⁽¹⁶²⁾ yapmış oldukları çalışma sonucunda bizim çalışmamızla uyumlu olarak WaveOne Gold ege sisteminin NaOCl irrigasyon solüsyonundan olumsuz etkilenmediğini bulmuşlardır.

Preparasyon ve sterilizasyon uygulanan ardından döngüsel yorgunluk testine alınan grupta (Grup 1) kırılmaya karşı en dayanıklı ege grubu T-Endo Must bulunmuştur. One RECI ege sisteminden anlamlı olarak daha uzun süre dayanım gösteren T-Endo Must eğesi WaveOne Gold eğesi ile benzer dayanım göstermiştir. WaveOne Gold ege sistemi diğer iki ege sistemi ile benzer kırılma dayanımı göstermiştir. Kırık parça uzunlukları her üç ege sistemi içinde anlamlı fark göstermemiştir. Bu üç ege sisteminin daha öncesinde klinik kullanımı taklit eden preparasyon sonrası döngüsel

yorgunluk dayanımları kıyaslanmamış olup çalışmada bulduğumuz sonuçlar yenidir. Ege sistemleri arasında bulunan bu fark T-Endo Must egesinin kesitsel tasarımına ve ısıt işlemden kaynaklanan farklılığa bağlanabilir.

15 dakika NaOCl irrigasyon solüsyonu içerisinde daldırma ve otoklav sterilizasyonu sonrasında döngüsel yorgunluk dirençleri kıyaslanan alt grupta (Grup 2) T-Endo Must ve WaveOne Gold ege sistemleri benzer sonuçlar gösterirken One RECI anlamlı derecede daha kısa kırılma süresi göstermiştir. Daha önce yapılan çalışmalarda kullandığımız ege sistemlerinin NaOCl irrigasyon solüsyonunda çalıştırma ve otoklav sterilizasyonu sonrasında döngüsel yorgunluk dirençleri karşılaştırılmadığı için bu sonuçlar literatürde yenidir. Kırık parça uzunluklarında T-Endo Must ege sistemi anlamlı olarak daha uzun bulunurken diğer iki ege sistemi benzer sonuçlar göstermiştir.

Kontrol grubunda (Grup 3) yapılan dinamik döngüsel yorgunluk dayanımı sonucunda T-Endo Must kanal egesi diğer iki ege sisteminden anlamlı derecede daha uzun kırılma süresi göstermiştir. One RECI ve WaveOne Gold ege sistemleri benzer sonuçlar göstermektedir. Çalışmamızın bu sonuçları Pedulla ve ark.⁽¹⁵⁾ yapmış olduğu çalışmada desteklenmektedir, One RECI ve WaveOne Gold ege sistemleri arasında dinamik döngüsel yorgunluk testinde fark bulunamamıştır. Ancak, T-Endo Must egesi daha önce diğer iki sistemle kıyaslanmadığı için bu sonuçlar yenidir. Kırık parça uzunlukları her üç ege sistemi için de benzer sonuçlar göstermektedir. Ege sistemleri arasındaki bu fark üretim esnasında uygulanan ısıt işlemler ve kesitsel tasarım farklılıklarına bağlanabilir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

- Bu çalışmada eğimi 60°, eğim yarıçapı 5 mm ve iç çapı 1,5 mm olan yapay kanallarda 3 farklı resiprokal hareketli NiTi eğe sistemi farklı koşullar altında incelenmiş olup, istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur.
- Her 3 eğe sisteminin de klinikte çoklu kullanıma uygun olabileceği ve en az 10° - 20° arası eğime sahip, 3 tek kök kanallı dişi güvenle prepare edebileceği bulunmuştur.
- Çalışmada kullandığımız eğeler %3'lük NaOCl irrigasyon solüsyonundan ve otoklav sterilizasyonundan etkilenmemiştir.
- Kontrol grubu, grup içi karşılaştırmasında T-Endo Must eğesinin diğer 2 sistemden anlamlı derecede daha dayanıklı olduğu bulunmuştur.
- Kırık yüzeylerinden alınan SEM görüntülerinde gözlenen mikro gözenekler, pürüzlü yüzey ve yorgunluk çizgileri eğelerin döngüsel yorgunluk sonucu kırıldığını göstermiştir.

KAYNAKLAR

1. Erkan S. Rotasyon ve Resiprokasyon Hareketiyle Çalışan Tek Eğe Sistemlerinin Kök Kanallarının Şekillendirilmesi ve Yenilenmesinde Çoklu Kullanımlarının Döngüsel Yorgunluk Dayanımına Etkisinin İncelenmesi: T.C. Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Uzmanlık Tezi, 2021, Isparta (Danışman: Prof. Dr. Ayşe Diljin KEÇECİ).
2. Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod* 2004;30(8):559-67.
3. Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod* 1988;14(7):346-51.
4. Yoneyama T, Kobayashi C. Endodontic instruments for root canal treatment using Ti–Ni shape memory alloys. Shape memory alloys for biomedical applications. Cambridge: Woodhead Publishing Limited, 2009. 297–305.
5. Ruiz JCA, Bosman A-M, Steenkamp G. Bacterial profile of necrotic pulps in cheetah (*Acinonyx jubatus*) canine teeth. *J Zoo Wildl Med* 2016:98-105.
6. Guelzow A, Stamm O, Martus P, Kielbassa A. Comparative study of six rotary nickel–titanium systems and hand instrumentation for root canal preparation. *Int Endod J* 2005;38(10):743-52.
7. Pruett JP, Clement DJ, Carnes Jr DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1997;23(2):77-85.
8. Hülsmann M, Peters OA, Dummer PM. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endod Topics* 2005;10(1):30-76.
9. Plotino G, Grande NM, Sorci E, Malagnino V, Somma F. A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo Ni–Ti rotary instruments. *Int Endod J* 2006;39(9):716-23.
10. Svec TA, Powers JM. The deterioration of rotary nickel-titanium files under controlled conditions. *J Endod* 2002;28(2):105-7.
11. Yared G, Dagher FB, Machtou P. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use. *Int Endod J* 2000;33(3):204-7.
12. Özyürek T, Gündoğar M, Uslu G, Yılmaz K, Staffoli S, Nm G, et al. Cyclic fatigue resistances of Hyflex EDM, WaveOne gold, Reciproc blue and 2shape NiTi rotary files in different artificial canals. *Odontology* 2018;106(4):408-13.
13. Gambarini G, Miccoli G, Seracchiani M, Morese A, Piasecki L, Gaimari G, et al. Fatigue resistance of new and used nickel-titanium rotary instruments: a comparative study. *La Clin Ter* 2018;169(3):e96-e101.
14. Serefoglu B, Kurt SM, Kaval ME, Güneri P, Demirci GK, Çalışkan MK. Cyclic fatigue resistance of multiused reciproc blue instruments during retreatment procedure. *J Endod* 2020;46(2):277-82.
15. Pedullà E, Kharouf N, Caruso S, La Rosa GRM, Jmal H, Haikel Y, et al. Torsional, Static, and Dynamic Cyclic Fatigue Resistance of Reciprocating and Continuous Rotating Nickel-Titanium Instruments. *J Endod* 2022;48(11):1421-7.
16. Silva EJNL, Attademo RS, da Silva MCD, Pinto KP, Antunes HdS, Vieira VTL. Does the type of endodontic access influence in the cyclic fatigue resistance of reciprocating instruments? *Clin Oral Investig* 2021;25(6):3691-8.
17. Kermeoglu F, Abduljalil M. Impacts of NaOCl and Irritrol irrigation solutions with/without autoclave sterilisation on the cyclic fatigue resistance of different nickel-titanium files. *Aust Endod J* 2021.

18. Duque JA, Bramante CM, Duarte MAH, Alcalde MP, Silva EJNL, Vivan RR. Cyclic fatigue resistance of nickel-titanium reciprocating instruments after simulated clinical use. *J Endod* 2020;46(11):1771-5.
19. Miccoli G, Seracchiani M, Del Giudice A, Mazzoni A, D'Angelo M, Bhandi S, et al. Fatigue resistance of two nickel-titanium rotary instruments before and after ex vivo root canal treatment. *J Contemp Dent Pract* 2020;21:728-32.
20. De Vasconcelos RA, Murphy S, Carvalho CAT, Govindjee RG, Govindjee S, Peters OA. Evidence for reduced fatigue resistance of contemporary rotary instruments exposed to body temperature. *J Endod* 2016;42(5):782-7.
21. Dosanjh A, Paurazas S, Askar M. The effect of temperature on cyclic fatigue of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *J Endod* 2017;43(5):823-6.
22. Grande NM, Plotino G, Silla E, Pedullà E, DeDeus G, Gambarini G, et al. Environmental temperature drastically affects flexural fatigue resistance of nickel-titanium rotary files. *J Endod* 2017;43(7):1157-60.
23. Plotino G, Grande NM, Bellido MM, Testarelli L, Gambarini G. Influence of temperature on cyclic fatigue resistance of ProTaper Gold and ProTaper Universal rotary files. *J Endod* 2017;43(2):200-2.
24. Melo M, Pereira E, Viana A, Fonseca A, Buono V, Bahia M. Dimensional characterization and mechanical behaviour of K3 rotary instruments. *Int Endod J* 2008;41(4):329-38.
25. Ninan E, Berzins DW. Torsion and bending properties of shape memory and superelastic nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2013;39(1):101-4.
26. Pedullà E, Benites A, La Rosa GM, Plotino G, Grande NM, Rapisarda E, et al. Cyclic fatigue resistance of heat-treated nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite and/or sterilization. *J Endod* 2018;44(4):648-53.
27. Bueno CSP, de Oliveira DP, Pelegrine RA, Fontana CE, Rocha DGP, da Silveira Bueno CE. Fracture incidence of WaveOne and Reciproc files during root canal preparation of up to 3 posterior teeth: a prospective clinical study. *J Endod* 2017;43(5):705-8.
28. Alaçam TE. Ankara: Özyurt Matbaacılık. 2012. Bölüm.29:1059-148.
29. Bergenholz G, Hörsted-Bindslev P, Reit C. Textbook of endodontology: John Wiley & Sons; 2013.
30. Haapasalo M, Endal U, Zandi H, Coil JM. Eradication of endodontic infection by instrumentation and irrigation solutions. *Endod Topics* 2005;10(1):77-102.
31. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin N Am* 1974;18(2):269-96.
32. Orstavik D. Essential endodontology: prevention and treatment of apical periodontitis: John Wiley & Sons; 2020.
33. Al-Omari M, Bryant S, Dummer P. Comparison of two stainless steel files to shape simulated root canals. *Int Endod J* 1997;30(1):35-45.
34. Grossman LI. A brief history of endodontics. *J Endod* 1982;8:S36-S40.
35. Maury J. Manuel du dentiste pour l'application des dents artificielles incorruptibles; suivi de la description de divers instrumens perfectionnés: Latour Gabon; 1820.
36. Metzger Z, Basrani B, Goodis HE. Instruments, materials, and devices. Pathways of the pulp 10th ed St Louis: Mosby 2011:223-82.
37. Oliet S, Sorin SM. Cutting efficiency of endodontic reamers. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1973;36(2):243-52.

38. Stenman E. Effects of sterilization and endodontic medicaments on mechanical properties of root canal instruments: Department of Dental Technology, University of Umeå; 1977.
39. Schäfer E. Root canal instruments for manual use: a review. *Endod Dent Traumatol* 1997;13(2):51-64.
40. Alaçam T. Kök kanal tedavisinde kullanılan aletler. İçinde: Alaçam T, editör *Endodonti*. 2012;3:355-404.
41. Hata G-i, Uemura M, Kato AS, Imura N, Novo NF, Toda T. A comparison of shaping ability using ProFile, GT file, and Flex-R endodontic instruments in simulated canals. *J Endod* 2002;28(4):316-21.
42. Svec TA. Instruments for cleaning and shaping. *Ingle's Endodontics 6th Ed* BC Decker Inc Hamilton. 2008:813-76.
43. Tepel J, Schäfer E, Hoppe W. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 3. Resistance to bending and fracture. *J Endod* 1997;23(3):141-5.
44. Buehler WJ, Gilfrich JV, Wiley R. Effect of low-temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. *J appl physics* 1963;34(5):1475-7.
45. Andreasen GF, Morrow RE. Laboratory and clinical analyses of nitinol wire. *Am J Orthod* 1978;73(2):142-51.
46. Thompson S. An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J* 2000;33(4):297-310.
47. Andreasen GF, Hilleman TB. An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. *J Am Dent Assoc* 1971;82(6):1373-5.
48. Civjan S, Huget EF, DeSimon LB. Potential applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. *J Dent Res* 1975;54(1):89-96.
49. Brantley W, Svec T, Iijima M, Powers J, Grentzer T. Differential scanning calorimetric studies of nickel titanium rotary endodontic instruments. *J Endod* 2002;28(8):567-72.
50. Hashem AAR, Ghoneim AG, Lutfy RA, Foda MY, Omar GAF. Geometric analysis of root canals prepared by four rotary NiTi shaping systems. *J Endod* 2012;38(7):996-1000.
51. Shen Y, Coil J, Zhou H, Zheng Y, Haapasalo M. H y F lex nickel–titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties. *Int Endod J* 2013;46(8):720-9.
52. Shen Y, Zhou H-m, Zheng Y-f, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod* 2013;39(2):163-72.
53. Zhou H, Peng B, Zheng YF. An overview of the mechanical properties of nickel–titanium endodontic instruments. *Endod Topics* 2013;29(1):42-54.
54. Ölander A. An electrochemical investigation of solid cadmium-gold alloys. *J Amer Chem Soc* 1932;54(10):3819-33.
55. Lyon KF. Endodontic instruments for root canal therapy. *Clinical techniques in small animal practice*. 2001;16(3):139-50.
56. Andreasen G, Wass K, Chan K. A review of superelastic and thermodynamic nitinol wire. *Quintessence Int* 1985;16(9):623-6.
57. Türkyilmaz A, Çetin EM. Endodontide Blue-wire ve Gold-wire Teknolojisi ile Üretilen Yeni Nesil Nikel Titanyum Eğeler. *Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi*.4(1):30-7.

58. Ruddle CJ, Machtou P, West JD. The shaping movement 5th generation technology. *Dent Today* 2013;32(4):94.
59. Bryant S, Dummer P, Pitoni C, Bourba M, Moghal S. Shaping ability of .04 and .06 taper ProFile rotary nickel–titanium instruments in simulated root canals. *Int Endod J* 1999;32(3):155-64.
60. Kramkowski TR, Bahcall J. An in vitro comparison of torsional stress and cyclic fatigue resistance of ProFile GT and ProFile GT Series X rotary nickel–titanium files. *J Endod* 2009;35(3):404-7.
61. Machtou P, Ruddle CJ. Advancements in the design of endodontic instruments for root canal preparation. *The Alpha Ome* 2004;97(4):8-15.
62. Schäfer E, Vlassis M. Comparative investigation of two rotary nickel–titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J* 2004;37(4):239-48.
63. Ruddle CJ. The ProTaper endodontic system: geometries, features, and guidelines for use. *Dent Today* 2001;20(10):60-7.
64. Boessler C, Paque F, Peters OA. The effect of electropolishing on torque and force during simulated root canal preparation with ProTaper shaping files. *J Endod* 2009;35(1):102-6.
65. Gutmann J, Gao Y. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel–titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *Int Endod J* 2012;45(2):113-28.
66. Metzger Z, Teperovich E, Zary R, Cohen R, Hof R. The self-adjusting file (SAF). Part 1: respecting the root canal anatomy—a new concept of endodontic files and its implementation. *J Endod* 2010;36(4):679-90.
67. Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J* 2008;41(4):339-44.
68. Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E. New thermomechanically treated NiTi alloys—a review. *Int Endod J* 2018;51(10):1088-103.
69. Valente NF, Oliveira JZPd, Valoura AVMDc, Hecksher F, Moreira EJJL, Silva EJJNL, editors. A new instrument for root canal system finishing after chemomechanical preparation: XP-Endo Finisher 2017.
70. Fife D, Gambarini G, Britto L. Cyclic fatigue testing of ProTaper NiTi rotary instruments after clinical use. *Oral Sur Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2004;97(2):251-6.
71. Bonaccorso A, Tripi TR, Rondelli G, Condorelli GG, Cantatore G, Schäfer E. Pitting corrosion resistance of nickel–titanium rotary instruments with different surface treatments in seventeen percent ethylenediaminetetraacetic acid and sodium chloride solutions. *J Endod* 2008;34(2):208-11.
72. Lopes HP, Elias CN, Vieira MV, Vieira VT, de Souza LC, Dos Santos AL. Influence of surface roughness on the fatigue life of nickel–titanium rotary endodontic instruments. *J Endod* 2016;42(6):965-8.
73. Lopes H, Elias C, Vieira M, Vieira V, Inojosa I, Ferreira L. Influence of the surface roughness on the torsional resistance of nickel–titanium rotary endodontic instruments. *Endod Prac Today* 2017;11:51-5.
74. Kuhn G, Tavernier B, Jordan L. Influence of structure on nickel–titanium endodontic instruments failure. *J Endod* 2001;27(8):516-20.
75. Bui TB, Mitchell JC, Baumgartner JC. Effect of electropolishing ProFile nickel–titanium rotary instruments on cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and cutting efficiency. *J Endod* 2008;34(2):190-3.

76. Tripi TR, Bonaccorso A, Condorelli GG. Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Sur Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2006;102(4):e106-e14.
77. Anderson ME, Price JW, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel–titanium endodontic instruments. *J Endod* 2007;33(10):1212-6.
78. Herold KS, Johnson BR, Wenckus CS. A scanning electron microscopy evaluation of microfractures, deformation and separation in EndoSequence and Profile nickel-titanium rotary files using an extracted molar tooth model. *J Endod* 2007;33(6):712-4.
79. Condorelli G, Bonaccorso A, Smecca E, Schäfer E, Cantatore G, Tripi T. Improvement of the fatigue resistance of NiTi endodontic files by surface and bulk modifications. *Int Endod J* 2010;43(10):866-73.
80. Lopes HP, Elias CN, Vieira VT, Moreira EJ, Marques RV, de Oliveira JCM, et al. Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of BioRace nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2010;36(10):1653-7.
81. Praisarnti C, Chang JW, Cheung GS. Electropolishing enhances the resistance of nickel-titanium rotary files to corrosion–fatigue failure in hypochlorite. *J Endod* 2010;36(8):1354-7.
82. Gambarini G, Grande NM, Plotino G, Somma F, Garala M, De Luca M, et al. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod* 2008;34(8):1003-5.
83. Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Clark WA, Kovarik L, Buie C, et al. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *J Endod* 2009;35(11):1589-93.
84. Shen Y, Zhou H-m, Zheng Y-f, Campbell L, Peng B, Haapasalo M. Metallurgical characterization of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2011;37(11):1566-71.
85. Pereira E, Peixoto I, Viana A, Oliveira I, Gonzalez B, Buono V, et al. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Int Endod J* 2012;45(5):469-74.
86. Braga LCM, Silva ACF, Buono VTL, de Azevedo Bahia MG. Impact of heat treatments on the fatigue resistance of different rotary nickel-titanium instruments. *J Endod* 2014;40(9):1494-7.
87. Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instruments. *J Endod* 2008;34(11):1406-9.
88. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J Endod* 2009;35(3):401-3.
89. Kim H-C, Yum J, Hur B, Cheung GS-P. Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files. *J Endod* 2010;36(1):147-52.
90. Higuera O, Plotino G, Tocci L, Carrillo G, Gambarini G, Jaramillo DE. Cyclic fatigue resistance of 3 different nickel-titanium reciprocating instruments in artificial canals. *J Endod* 2015;41(6):913-5.
91. Zhou H-m, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng Y-f, Haapasalo M. Mechanical properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *J Endod* 2012;38(11):1535-40.

92. Gavini G, Santos Md, Caldeira CL, Machado MEdL, Freire LG, Iglecias EF, et al. Nickel–titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. *Braz Oral Res* 2018;32.
93. Van der Vyver PJ, Vorster M. WaveOne® Gold reciprocating instruments: clinical application in the private practice: Part 1. 2017.
94. de Menezes SEAC, Batista SM, Lira JOP, de Melo Monteiro GQ. Cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold, ProDesign R and ProDesign Logic files in curved canals in vitro. *Iran Endod J* 2017;12(4):468.
95. Plotino G, Grande NM, Cotti E, Testarelli L, Gambarini G. Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of vortex nickel-titanium rotary files. *J Endod* 2014;40(9):1451-3.
96. Gao Y, Gutmann JL, Wilkinson K, Maxwell R, Ammon D. Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. *J Endod* 2012;38(3):398-401.
97. Nguyen HH, Fong H, Paranjpe A, Flake NM, Johnson JD, Peters OA. Evaluation of the resistance to cyclic fatigue among ProTaper Next, ProTaper Universal, and Vortex Blue rotary instruments. *J Endod* 2014;40(8):1190-3.
98. Kaval ME, Capar ID, Ertas H. Evaluation of the cyclic fatigue and torsional resistance of novel nickel-titanium rotary files with various alloy properties. *J Endod* 2016;42(12):1840-3.
99. You S-Y, Bae K-S, Baek S-H, Kum K-Y, Shon W-J, Lee W. Lifespan of one nickel-titanium rotary file with reciprocating motion in curved root canals. *J Endod* 2010;36(12):1991-4.
100. De-Deus G, Moreira E, Lopes H, Elias C. Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *Int Endod J* 2010;43(12):1063-8.
101. Pedullà E, Grande NM, Plotino G, Gambarini G, Rapisarda E. Influence of continuous or reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of 4 different nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2013;39(2):258-61.
102. Gambarini G, Glassman G. In vitro analysis of efficiency and safety of a new motion for endodontic instrumentation: TF Adaptive. *Roots*. 2013;3:12-5.
103. Peters OA, Boessler C, Paqué F. Root canal preparation with a novel nickel-titanium instrument evaluated with micro-computed tomography: canal surface preparation over time. *J Endod* 2010;36(6):1068-72.
104. Plotino G, Ahmed HMA, Grande NM, Cohen S, Bukiet F. Current assessment of reciprocation in endodontic preparation: a comprehensive review—part II: properties and effectiveness. *J Endod* 2015;41(12):1939-50.
105. Kharouf N, Pedullà E, Nehme W, Akarma K, Mercey A, Gros CI, et al. Apically extruded debris in curved root canals using a new reciprocating single-file shaping system. *J Endod* 2022;48(1):117-22.
106. Webber J. Shaping canals with confidence: WaveOne GOLD single-file reciprocating system. *Roots*. 2015;1(3):34-40.
107. Adıgüzel M, Capar ID. Comparison of cyclic fatigue resistance of WaveOne and WaveOne Gold small, primary, and large instruments. *J Endod* 2017;43(4):623-7.
108. Jafarzadeh H, Abbott PV. Ledge formation: review of a great challenge in endodontics. *J Endod* 2007;33(10):1155-62.
109. West JD. Cleaning and shaping the root canal system. *Pathways of the pulp*. 1994:179-218.

110. Southard DW, Oswald RJ, Natkin E. Instrumentation of curved molar root canals with the Roane technique. *J Endod* 1987;13(10):479-89.
111. Yousuf W, Khan M, Mehdi H. Endodontic procedural errors: frequency, type of error, and the most frequently treated tooth. *Int J Dent* 2015;2015.
112. Hülsmann M. Endodontide problemler: etiyoloji, tanı ve tedavi: Quintessence Yayıncılık; 2014.
113. Garg Nisha GA. Review of Endodontics and Operative Dentistry 2008.
114. Gürler K. Üç Farklı Tek Eğe Sisteminin Klinik Kullanım Sonrası Döngüsel Yorgunluk Direncinin Karşılaştırılması, T.C. Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Uzmanlık Tezi, 2021, Adana (Danışman: Doç. Dr. Adile Şehnaz YILMAZ)
115. Weine FS, Kelly RF, Bray KE. Effect of preparation with endodontic handpieces on original canal shape. *J Endod* 1976;2(10):298-303.
116. ELDEEB ME, BORAAS JC. The effect of different files on the preparation shape of severely curved canals. *Int Endod J* 1985;18(1):1-7.
117. Zmener O, Balbachan L. Effectiveness of nickel-titanium files for preparing curved root canals. *Dent Traumatol* 1995;11(3):121-3.
118. Fava LRG. The double-flared technique: an alternative for biomechanical preparation. *J Endod* 1983;9(2):76-80.
119. Royal JR, Donnelly JC. A comparison of maintenance of canal curvature using balanced-force instrumentation with three different file types. *J Endod* 1995;21(6):300-4.
120. Darcey J, Taylor C, Roudsari RV, Jawad S, Hunter M. Modern endodontic principles part 3: preparation. *Dent Update* 2015;42(9):810-22.
121. Seltzer S, Bender I, Smith J, Freedman I, Nazimov H. Endodontic failures—an analysis based on clinical, roentgenographic, and histologic findings: part I. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1967;23(4):500-16.
122. Yang G, Zhou X, Zhang H, Wu H. Shaping ability of progressive versus constant taper instruments in simulated root canals. *Int Endod J* 2006;39(10):791-9.
123. Di Fiore PM. A dozen ways to prevent nickel-titanium rotary instrument fracture. *J Am Dent Assoc* 2007;138(2):196-201.
124. Crump MC, Natkin E. Relationship of broken root canal instruments to endodontic case prognosis: a clinical investigation. *J Am Dent Assoc* 1970;80(6):1341-7.
125. Hülsmann M, Schinkel I. Influence of several factors on the success or failure of removal of fractured instruments from the root canal. *Dent Traumatol* 1999;15(6):252-8.
126. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod* 2000;26(3):161-5.
127. Yum J, Cheung GS-P, Park J-K, Hur B, Kim H-C. Torsional strength and toughness of nickel-titanium rotary files. *J Endod* 2011;37(3):382-6.
128. Cheung G, Peng B, Bian Z, Shen Y, Darvell B. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *Int Endod J* 2005;38(11):802-9.
129. Shen Y, Cheung GS-p, Bian Z, Peng B. Comparison of defects in ProFile and ProTaper systems after clinical use. *J Endod* 2006;32(1):61-5.
130. Peters OA, Barbakow F. Dynamic torque and apical forces of ProFile. 04 rotary instruments during preparation of curved canals. *Int Endod J* 2002;35(4):379-89.

131. Varela-Patiño P, Ibañez-Párraga A, Rivas-Mundiña B, Cantatore G, Otero XL, Martin-Biedma B. Alternating versus continuous rotation: a comparative study of the effect on instrument life. *J Endod* 2010;36(1):157-9.
132. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod* 2006;32(11):1031-43.
133. Yared G, Dagher FB, Machtou P. Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. *Int Endod J* 1999;32(2):115-9.
134. Kuhn G, Jordan L. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 2002;28(10):716-20.
135. Cheung GS. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endod Topics* 2007;16(1):1-26.
136. Li U-M, Lee B-S, Shih C-T, Lan W-H, Lin C-P. Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *J Endod* 2002;28(6):448-51.
137. Martin B, Zelada G, Varela P, Bahillo J, Magán F, Ahn S, et al. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J* 2003;36(4):262-6.
138. McGuigan M, Louca C, Duncan H. Endodontic instrument fracture: causes and prevention. *Br Dent J* 2013;214(7):341-8.
139. Kim H-C, Cheung GS-P, Lee C-J, Kim B-M, Park J-K, Kang S-I. 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. *J Endod* 2008;34(6):743-7.
140. Wei X, Ling J, Jiang J, Huang X, Liu L. Modes of failure of ProTaper nickel–titanium rotary instruments after clinical use. *J Endod* 2007;33(3):276-9.
141. Yared G, Bou Dagher F, Machtou P, Kulkarni G. Influence of rotational speed, torque and operator proficiency on failure of Greater Taper files. *Int Endod J* 2002;35(1):7-12.
142. Mesgouez C, Rilliard F, Matossian L, Nassiri K, Mandel E. Influence of operator experience on canal preparation time when using the rotary Ni-Ti ProFile system in simulated curved canals. *Int Endod J* 2003;36(3):161-5.
143. Yared G, Bou Dagher F, Machtou P. Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on ProFile failures. *Int Endod J* 2001;34(1):47-53.
144. Barbakow F, Lutz F. The 'Lightspeed' preparation technique evaluated by Swiss clinicians after attending continuing education courses. *Int Endod J* 1997;30(1):46-50.
145. Peters OA. Accessing root canal systems: knowledge base and clinical techniques. *Endod Pract Today* 2008;2(2).
146. Roda RS. Nonsurgical retreatment. *Pathways of the Pulp*. 2006:944-1010.
147. Peters OA, Peters CI, Schonenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *Int Endod J* 2003;36(2):93-9.
148. Iqbal MK, Kohli MR, Kim JS. A retrospective clinical study of incidence of root canal instrument separation in an endodontics graduate program: a PennEndo database study. *J Endod* 2006;32(11):1048-52.
149. Wu J, Lei G, Yan M, Yu Y, Yu J, Zhang G. Instrument separation analysis of multi-used ProTaper Universal rotary system during root canal therapy. *J Endod* 2011;37(6):758-63.
150. Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1971;32(2):271-5.

151. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2009;35(11):1469-76.
152. Rapisarda E, Bonaccorsob A, Tripib TR, Condorellic GG. Effect of sterilization on the cutting efficiency of rotary nickel-titanium endodontic files. *Oral Sur Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1999;88(3):343-7.
153. Zelada G, Varela P, Martín B, Bahillo JG, Magán F, Ahn S. The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments. *J Endod* 2002;28(7):540-2.
154. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Mitchell JC. Scanning electron microscope observations of new and used nickel-titanium rotary files. *J Endod* 2003;29(10):667-9.
155. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Nusstein JM, Daehn GS. Proposed role of embedded dentin chips for the clinical failure of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2004;30(5):339-41.
156. Cheung GS, Shen Y, Darvell BW. Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of a nickel–titanium rotary instrument in hypochlorite? *J Endod* 2007;33(10):1217-21.
157. Ruddle CJ. Single-file shaping technique: achieving a gold medal result. *Dent Today* 2016;35(1):98-101.
158. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2011;37(7):997-1001.
159. Erik CE, Özyürek T. Effects of etidronate, NaOCl, EDTA irrigation solutions and their combinations on cyclic fatigue resistance of nickel–titanium single-file rotary and reciprocating instruments at body temperature. *Odontology* 2019;107(2):190-5.
160. Huang X, Shen Y, Wei X, Haapasalo M. Fatigue resistance of nickel-titanium instruments exposed to high-concentration hypochlorite. *J Endod* 2017;43(11):1847-51.
161. Elnaghy A, Elsaka S. Effect of sodium hypochlorite and saline on cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold and Reciproc reciprocating instruments. *Int Endod J* 2017;50(10):991-8.
162. Keles A, Ozyurek EU, Uyanik MO, Nagas E. Effect of temperature of sodium hypochlorite on cyclic fatigue resistance of heat-treated reciprocating files. *J Endod* 2019;45(2):205-8.
163. Ertuğrul İF. Effect of sodium hypochlorite on the cyclic fatigue resistance: a scanning electron microscopy evaluation. *Microsc Res Tech* 2019;82(12):2089-94.
164. Hilfer PB, Bergeron BE, Mayerchak MJ, Roberts HW, Jeansonne BG. Multiple autoclave cycle effects on cyclic fatigue of nickel-titanium rotary files produced by new manufacturing methods. *J Endod* 2011;37(1):72-4.
165. Schäfer E. Effect of sterilization on the cutting efficiency of PVD-coated nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J* 2002;35(10):867-72.
166. Valois CR, Silva LP, Azevedo RB. Multiple autoclave cycles affect the surface of rotary nickel-titanium files: an atomic force microscopy study. *J Endod* 2008;34(7):859-62.
167. Mize SB, Clement DJ, Pruett JP, Carnes Jr DL. Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1998;24(12):843-7.

168. Silvaggio J, Hicks ML. Effect of heat sterilization on the torsional properties of rotary nickel-titanium endodontic files. *J Endod* 1997;23(12):731-4.
169. Viana A, Gonzalez B, Buono V, Bahia M. Influence of sterilization on mechanical properties and fatigue resistance of nickel–titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J* 2006;39(9):709-15.
170. Inan U, Aydin C, Demirkaya K. Cyclic fatigue resistance of new and used Mtwo rotary nickel-titanium instruments in two different radii of curvature. *Aust Endod J* 2011;37(3):105-8.
171. Aydin C, Inan U, Tunca YM. Comparison of cyclic fatigue resistance of used and new RaCe instruments. *Oral Sur Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010;109(3):e131-e4.
172. Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod* 2004;30(10):722-5.
173. Gambarini G. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *Int Endod J* 2001;34(5):386-9.
174. Yared G, Kulkarni G, Ghossayn F. An in vitro study of the torsional properties of new and used K3 instruments. *Int Endod J* 2003;36(11):764-9.
175. Zuolo ML, Walton RE. Instrument deterioration with usage: nickel-titanium versus stainless steel. *Quintessence Int* 1997;28(6).
176. Roland DD, Andelin WE, Browning DF, Hsu G-HR, Torabinejad M. The effect of preflaring on the rates of separation for 0.04 taper nickel titanium rotary instruments. *J Endod* 2002;28(7):543-5.
177. Sattapan B, Palamara JE, Messer HH. Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *J Endod* 2000;26(3):156-60.
178. Walsch H. The hybrid concept of nickel–titanium rotary instrumentation. *Dent Clin* 2004;48(1):183-202.
179. Gambarini G. Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation. *Dent Traumatol* 2000;16(3):95-100.
180. Patiño PV, Biedma BM, Liébana CR, Cantatore G, Bahillo JG. The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *J Endod* 2005;31(2):114-6.
181. Pedullà E, Plotino G, Grande N, Scibilia M, Pappalardo A, Malagnino V, et al. Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of M two instruments. *Int Endod J* 2014;47(6):514-9.
182. Lopes HP, Ferreira AA, Elias CN, Moreira EJ, de Oliveira JCM, Siqueira Jr JF. Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 2009;35(7):1013-6.
183. Gambarini G. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low-and high-torque endodontic motors. *J Endod* 2001;27(12):772-4.
184. Yared G, Kulkarni G. Failure of Profile Ni-Ti instruments used by an inexperienced operator under access limitations. *Int Endod J* 2002;35(6):536-41.
185. Kim H-C, Kwak S-W, Cheung GS-P, Ko D-H, Chung S-M, Lee W. Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc versus WaveOne. *J Endod* 2012;38(4):541-4.
186. Pedullà E, La Rosa GRM, Virgillito C, Rapisarda E, Kim H-C, Generali L. Cyclic fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments according to the angle of file access and radius of root canal. *J Endod* 2020;46(3):431-6.

187. Gündoğar M, Özyürek T. Cyclic fatigue resistance of OneShape, HyFlex EDM, WaveOne Gold, and Reciproc Blue nickel-titanium instruments. *J Endod* 2017;43(7):1192-6.
188. Alcalde MP, Tanomaru-Filho M, Bramante CM, Duarte MAH, Guerreiro-Tanomaru JM, Camilo-Pinto J, et al. Cyclic and torsional fatigue resistance of reciprocating single files manufactured by different nickel-titanium alloys. *J Endod* 2017;43(7):1186-91.
189. Cheung GS, Shen Y, Darvell BW. Effect of environment on low-cycle fatigue of a nickel–titanium instrument. *J Endod* 2007;33(12):1433-7.
190. Grande N, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino V, Somma F. Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel–titanium rotary systems. *Int Endod J* 2006;39(10):755-63.
191. Ullmann CJ, Peters OA. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2005;31(3):183-6.
192. Yao JH, Schwartz SA, Beeson TJ. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *J Endod* 2006;32(1):55-7.
193. Lopes HP, Elias CN, Vieira MV, Siqueira Jr JF, Mangelli M, Lopes WS, et al. Fatigue life of Reciproc and Mtwo instruments subjected to static and dynamic tests. *J Endod* 2013;39(5):693-6.
194. Hülsmann M, Donnermeyer D, Schäfer E. A critical appraisal of studies on cyclic fatigue resistance of engine-driven endodontic instruments. *Int Endod J* 2019;52(10):1427-45.
195. Zhao D, Shen Y, Peng B, Haapasalo M. Effect of autoclave sterilization on the cyclic fatigue resistance of thermally treated Nickel–Titanium instruments. *Int Endod J* 2016;49(10):990-5.
196. Gluskin A, Brown D, Buchanan L. A reconstructed computerized tomographic comparison of Ni–Ti rotary GT™ files versus traditional instruments in canals shaped by novice operators. *Int Endod J* 2001;34(6):476-84.
197. Fangli T, Maki K, Kimura S, Nishijo M, Tokita D, Ebihara A, et al. Assessment of mechanical properties of WaveOne Gold Primary reciprocating instruments. *Dent Mater J* 2019;38(3):490-5.
198. Özyürek T. Cyclic fatigue resistance of Reciproc, WaveOne, and WaveOne Gold nickel-titanium instruments. *J Endod* 2016;42(10):1536-9.
199. Falakaloğlu S, Uygun A. Cyclic Fatigue Resistance of One G, WaveOne Gold Glider, T-Endo MUST and VDW. ROTATE Glide Path Instruments at Root Canal Temperature. *J Dent Mater Tech* 2021;10(4):193-7.
200. Bertrand MF, Lupi-Pégurier L, Medioni E, Muller M, Bolla M. Curved molar root canal preparations using HERO 642 rotary nickel–titanium instruments. *Int Endod J* 2001;34(8):631-6.
201. Rhodes J, Ford TP, Lynch J, Liepins P, Curtis R. Micro-computed tomography: a new tool for experimental endodontology. *Int Endod J* 1999;32(3):165-70.
202. Campos JM, del Rio C. Comparison of mechanical and standard hand instrumentation techniques in curved root canals. *J Endod* 1990;16(5):230-4.
203. Hübscher W, Barbakow F, Peters OA. Root-canal preparation with FlexMaster: canal shapes analysed by micro-computed tomography. *Int Endod J* 2003;36(11):740-7.
204. Gomes MS, Vieira RM, Böttcher DE, Plotino G, Celeste RK, Rossi-Fedele G. Clinical fracture incidence of rotary and reciprocating NiTi files: A systematic review and meta-regression. *Aust Endod J* 2021;47(2):372-85.

205. Cohen S, Burns R. Pathways of the pulp 8th ed. St Louis Mosby. 2002;2.
206. Verma P, Love R. A Micro CT study of the mesiobuccal root canal morphology of the maxillary first molar tooth. *Int Endod J* 2011;44(3):210-7.
207. Lambrianidis T. Introduction: Prevalence of Fractured Instruments. *Management of Fractured Endodontic Instruments*: Springer; 2018. p. 1-29.
208. Inan U, Gonulol N. Deformation and fracture of Mtwo rotary nickel-titanium instruments after clinical use. *J Endod* 2009;35(10):1396-9.
209. Peng B, Shen Y, Cheung G, Xia T. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: longitudinal examination. *Int Endod J* 2005;38(8):550-7.
210. Dederich DN, Zakariasen KL. The effects of cyclical axial motion on rotary endodontic instrument fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1986;61(2):192-6.
211. Pedullà E, Lizio A, Scibilia M, Grande N, Plotino G, Boninelli S, et al. Cyclic fatigue resistance of two nickel–titanium rotary instruments in interrupted rotation. *Int Endod J* 2017;50(2):194-201.
212. De-Deus G, Vieira VTL, da Silva EJN, Lopes H, Elias CN, Moreira EJ. Bending resistance and dynamic and static cyclic fatigue life of Reciproc and WaveOne large instruments. *J Endod* 2014;40(4):575-9.
213. Tobushi H, Nakahara T, Shimeno Y, Hashimoto T. Low-cycle fatigue of TiNi shape memory alloy and formulation of fatigue life. *J Eng Mater Technol*. 2000;122(2):186-91.
214. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Effect of environment on fatigue failure of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2012;38(3):376-80.
215. Elnaghy A, Elsaka S. Mechanical properties of ProTaper Gold nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J* 2016;49(11):1073-8.
216. Shen Y, Tra C, Hieawy A, Wang Z, Haapasalo M. Effect of torsional and fatigue preloading on HyFlex EDM files. *J Endod* 2018;44(4):643-7.
217. Klymus ME, Alcalde MP, Vivan RR, Só MVR, de Vasconcelos BC, Duarte MAH. Effect of temperature on the cyclic fatigue resistance of thermally treated reciprocating instruments. *Clin Oral Investig* 2019;23(7):3047-52.
218. Cunningham WT, Balekjian AY. Effect of temperature on collagen-dissolving ability of sodium hypochlorite endodontic irrigant. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1980;49(2):175-7.
219. de Hemptinne F, Slaus G, Vandendael M, Jacquet W, De Moor RJ, Bottenberg P. In vivo intracanal temperature evolution during endodontic treatment after the injection of room temperature or preheated sodium hypochlorite. *J Endod* 2015;41(7):1112-5.
220. Shen Y, Huang X, Wang Z, Wei X, Haapasalo M. Low environmental temperature influences the fatigue resistance of nickel-titanium files. *J Endod* 2018;44(4):626-9.
221. Alfawaz H, Alqedairi A, Alsharekh H, Almuzaini E, Alzahrani S, Jamleh A. Effects of sodium hypochlorite concentration and temperature on the cyclic fatigue resistance of heat-treated nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2018;44(10):1563-6.
222. Plotino G, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G, Castagnola R, Rossetti A, et al. Cyclic fatigue of Reciproc and Reciproc Blue nickel-titanium reciprocating files at different environmental temperatures. *J Endod* 2018;44(10):1549-52.
223. Gündoğar M, Özyürek T, Yılmaz K, Uslu G. Cyclic fatigue resistance of HyFlex EDM, Reciproc Blue, WaveOne Gold, and Twisted File Adaptive

- rotary files under different temperatures and ambient conditions. *J Dent Res Dent Clin Dent Pros* 2019;13(3):166.
224. Shen Y, Hieawy A, Huang X, Wang Z-j, Maezono H, Haapasalo M. Fatigue resistance of a 3-dimensional conforming nickel-titanium rotary instrument in double curvatures. *J Endod* 2016;42(6):961-4.
 225. Pedullà E, Grande N, Plotino G, Palermo F, Gambarini G, Rapisarda E. Cyclic fatigue resistance of two reciprocating nickel–titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite. *Int Endod J* 2013;46(2):155-9.
 226. Bulem ÜK, Kececi AD, Guldaz HE. Experimental evaluation of cyclic fatigue resistance of four different nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite and/or sterilization. *J Appl Oral Sci* 2013;21:505-10.
 227. Palma PJ, Messias A, Cerqueira AR, Tavares LD, Caramelo F, Roseiro L, et al. Cyclic fatigue resistance of three rotary file systems in a dynamic model after immersion in sodium hypochlorite. *Odontology* 2019;107(3):324-32.
 228. Gavini G, Caldeira CL, Akisue E, de Miranda Candeiro GT, Kawakami DAS. Resistance to flexural fatigue of Reciproc R25 files under continuous rotation and reciprocating movement. *J Endod* 2012;38(5):684-7.
 229. Pirani C, Paolucci A, Ruggeri O, Bossù M, Polimeni A, Gatto MRA, et al. Wear and metallographic analysis of WaveOne and reciproc NiTi instruments before and after three uses in root canals. *Scanning* 2014;36(5):517-25.
 230. Pirani C, Ruggeri O, Cirulli PP, Pelliccioni GA, Gandolfi MG, Prati C. Metallurgical analysis and fatigue resistance of WaveOne and ProTaper nickel–titanium instruments. *Odontology* 2014;102(2):211-6.
 231. Uslu G, Özyürek T, Yılmaz K, Plotino G. Effect of dynamic immersion in sodium hypochlorite and EDTA solutions on cyclic fatigue resistance of WaveOne and WaveOne Gold reciprocating nickel-titanium files. *J Endod* 2018;44(5):834-7.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Mustafa Ercan	Uyruğu	T.C.
Soyadı	TURGAY	Tel no	
Doğum tarihi		e-posta	

Eğitim Bilgileri

Mezun olduğu kurum		Mezuniyet yılı
Lise	Antalya Lisesi	2012
Lisans/Yüksek Lisans	Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2019
Doktora		

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (yıl-yıl)
Arş. Gör.	Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2019-2023

Yabancı Dilleri	Sınav türü	Puanı

Proje Deneyimi

Proje Adı	Destekleyen kurum	Süre (Yıl-Yıl)

Burslar-Ödüller:

Yayınlar ve Bildiriler: