



T.C.

SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**ROTASYON VE RESİPROKASYON HAREKETİYLE ÇALIŞAN
TEK EĞE SİSTEMLERİNİN KÖK KANALLARININ
ŞEKİLLENDİRİLMESİ VE YENİLENMESİNDE ÇOKLU
KULLANIMLARININ DÖNGÜSEL YORGUNLUK
DAYANIMINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Arş. Gör. Dt. Sevgi ERKAN

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Prof. Dr. Ayşe Diljin KEÇECİ

**Bu Tez Süleyman Demirel Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri
Koordinasyon birimi tarafından TDH-2021-8395 numarası ile desteklenmiştir.**

ISPARTA - 2021

KABUL ve ONAY

Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına;

Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi **Endodonti Anabilim Dalı Başkanlığı Uzmanlık Programı** çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi:

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Ayşe Diljin KEÇECİ
Süleyman Demirel Üniversitesi,
Diş Hekimliği Fakültesi, Endodonti Anabilim Dalı, Isparta

Üye : Prof. Dr. Bulem ÜREYEN KAYA
Süleyman Demirel Üniversitesi,
Diş Hekimliği Fakültesi, Endodonti Anabilim Dalı, Isparta

Üye : Prof. Dr. Bahar ÖZÇELİK
Hacettepe Üniversitesi,
Diş Hekimliği Fakültesi, Endodonti Anabilim Dalı, Ankara

ONAY: Bu uzmanlık tezi, Fakülte Yönetim Kurulu'nca belirlenen yukardaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Timuçin BAYKUL
Dekan

BEYAN

“Rotasyon ve Resiprokasyon Hareketiyle Çalışan Tek Eğe Sistemlerinin Kök Kanalları Şekillendirmesi ve Yenilenmesinde Çoklu Kullanımlarının Döngüsel Yorgunluk Dayanımına Etkisinin İncelenmesi” adlı Uzmanlık tezi, Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Lisansüstü Tez Önerisi 24.05.2021-2021.09 tarih ve sayılı Endodonti AD kurul kararını takiben yapılmıştır.

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 çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Hazırlayan

Arş. Gör. Dt. Sevgi ERKAN

Danışman

Prof. Dr. Ayşe Diljin KEÇECİ

TEŞEKKÜR

Tezim ve uzmanlık eğitimim boyunca, bilgi birikimi ve deneyimini esirgemeyen, akademik ve klinik tecrübelerini paylaşarak daha iyisi olmam için beni hep cesaretlendiren, bana hep güvenen ve güçlü durmamı sağlayan, sıkıştığım her konuda yanımda olduğunu hissettiren, kısa ve zorlu zamanlarda gece gündüz çalışarak büyük işler başardığımız danışman hocam, Prof. Dr. Ayşe Diljin KEÇECİ'ye,

Uzmanlık eğitimim süresince değerli bilgilerini benden esirgemeyen, danıştığım her konuda büyük bir özveriyle bana yol gösteren, moralimin düştüğü anlarda beni hep motive eden, tez jürimde bulunan Prof. Dr. Bulem ÜREYEN KAYA'ya,

Uzmanlık eğitimime akademik ve klinik tecrübeleriyle katkıda bulunan Anabilim dalı başkanımız Prof. Dr. Murat MADENE

Lisans eğitimimde bana endodontiyi sevdiren, bilgi ve tecrübesiyle beni aydınlatan ve tez jürimde olmasından onur duyduğum hocam hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fak. Endodonti Abd başkanı Prof. Dr. Bahar ÖZÇELİK'E

Tezimin biyoistatistik çalışmalarını gece gündüz büyük bir özveri ve sabırla derleyen, sonuçlandıran canım babam Doç. Dr. Neşat ERKAN'a

Başta; üç sene boyunca her an her anımda yanımda olan, hiçbirzaman unutmayacağım birbirinden güzel anılar biriktirdiğim, buradaki hayatımı sevmemi sağlayan ailemden farksız eşkıdemlilerim İsen GÜLEÇ, Tuna YOLÜÇ ve BerkeKÜÇÜK ve kıdemlim Mustafa POLAT'a,

Geç tanışsak da hemen kaynaştığımız, kısa zamanda birçok güzel anılar biriktirdiğim, kliniğe geldikleri andan itibaren pozitif enerjileri ile neşe saçan, birlikte çalışmaktan büyük keyif aldığım tüm asistan arkadaşlarıma,

Çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum endodonti anabilim dalında bulunan hemşirelerimiz ve personellerimize,

Hayatım boyunca yanımda olduklarını hep hissettiren, desteklerini, ilgilerini hiç eksik etmeyen, her zaman daha iyi yerlerde olmamı sağlayan, bugünlere gelmemdeki asıl kahramanlarım olan canım ailem dedem, annem, babam ve ablama,

Sevgi dolu yaklaşımları ile her zaman, bugün de, yanımda olduklarını hissettiren Ankara ve Antalyadaki tüm arkadaşlarıma,

Ve son olarak stresli tez dönemimde beni hep motive eden canım kedim BONBON'a

Tüm kalbimle sonsuz saygı, sevgi ve teşekkürlerimi sunarım.

ÖNSÖZ

Kök kanal tedavisinde kullanılan eğelerin kırılma dayanımlarını incelemek, klinik şartlarda kullanılabilirliği daha yüksek ve kırılma olasılığı daha düşük olan eğeleri seçmek için döngüsel yorgunluk deneyleri yapılmaktadır. Standardizasyonu sağlamak adına bu çalışmalar çekilmiş dişler yerine bu çalışmalar için üretilen paslanmaz çelik kanallarda, hiç kullanılmamış eğeler ile yapılmaktadır.

Çalışmamızda rotasyonel ve resiprokal hareketle çalışan iki farklı eğenin preparasyon ve retreatment işlemleri sonrası döngüsel yorgunluk dayanımları karşılaştırılmıştır. Literatürde, eğelerin primer preparasyon ve retreatment işlemlerinde kullanımları sonrası döngüsel yorgunluk dayanımlarındaki değişimi karşılaştıran çalışma bulunmamaktadır. Yapılan çalışmalarda primer preparasyon ve retreatment işlemleri ayrı ayrı karşılaştırılmıştır. Ayrıca çalışmamızda eğelerin hem primer preparasyon hem de retreatment gruplarında çoklu kullanımları sonrası döngüsel yorgunluk dayanımlarındaki değişim değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda eğelerin klinik kullanım sonrası kaçınıcı kullanımda döngüsel yorgunluk dayanımlarının belirgin şekilde azaldığının belirlenmesi ve primer preparasyon ile retreatment işlemlerinin eğelerin kırılma dirençlerine olan etkilerinin karşılaştırılması amaçlanmıştır.

ÖZET

Rotasyon ve Resiprokasyon Hareketiyle Çalışan Tek Eğe Sistemlerinin Kök Kanallarının Şekillendirilmesi ve Yenilenmesinde Çoklu Kullanımlarının Döngüsel Yorgunluk Dayanımına Etkisinin İncelenmesi

Amaç: Bu çalışmanın amacı, rotasyon hareketiyle çalışan HyFlex EDM ve resiprokasyon hareketiyle çalışan WaveOne Gold tek eğe sistemlerinin, çekilmiş dişlerdeki primer preparasyon ve retreatment işlemlerinde çoklu kullanımlarının döngüsel yorgunluk dayanımlarına olan etkisinin incelenmesidir.

Gereç ve Yöntem: Hyflex EDM (HEDM) ve WaveOne Gold (WOG) eğelerinin her birinden 84 adet olmak üzere toplam 168 eğe çalışmada kullanılmıştır. Kontrol grubu 12 yeni WaveOne Gold ve 12 yeni HyFlex EDM eğesinden oluşturulmuştur. Deney grubu ise (N=12), çekilmiş alt molar dişlerde her eğe türü için primer preparasyon ve retreatment ana grupları olacak şekilde; 1 kullanım, 2 kullanım ve 3 kullanım alt gruplarına ayrılmıştır. Toplam 144 dişte primer preparasyon işlemi uygulanmış, sonrasında aynı dişlerde dolum işlemi gerçekleştirilerek retreatment deneyine hazırlanmıştır. 60° kurvatür açısı, 5mm kurvatür yarıçapı, 16mm kanal boyuna sahip paslanmaz çelik kanalda, dinamik olarak tasarlanmış (hız=3mm/sn) özgün test düzeneğinde, vücut sıcaklığında (36° ± 1°) döngüsel yorgunluk testleri gerçekleştirilmiştir. Eğelerin kırılma zamanı (sn) dijital kronometre ile kaydedilmiş ve kırılana kadar attıkları tur sayısı (KAT) hesaplanmıştır. Kırılan parçaların uzunlukları kaydedilmiş ve belirlenen örnekler SEM’de incelenerek kırılma tipleri belirlenmiştir.

Bulgular: WaveOne Gold eğesinin primer preparasyon grubunda; WOG-PP3 grubu kırılma zamanı (213,83sn ± 24,3) ve KAT sayısı (1049) açısından diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulunmuş (p<0,05), diğer WOG-PP grupları arasında kırılma zamanı ve KAT sayısı açısından fark izlenmemiştir (p>0,05). WaveOne Gold eğesinin retreatment grubunda; WOG-RT2 ve WOG-RT3 grupları WOG-0 ve WOG-RT1 gruplarından anlamlı derecede daha düşük kırılma zamanı (177,08sn ± 23,25 / 162,17sn ± 24,32) ve KAT sayısı (1032 / 945) göstermiş, WOG-0 ile WOG-RT1 arasında ve WOG-RT2 ile WOG-RT3 arasında anlamlı farklılık oluşmamıştır (p>0,05). HyFlex EDM eğesinin primer preparasyon grubunda ise gruplar arasında kırılma zamanı ve KAT sayısı açısından anlamlı fark bulunmamıştır (p>0,05). HyFlex EDM eğesinin retreatment grubundaki kullanımları kıyaslandığında HEDM-RT3 grubu diğer gruplardan anlamlı derecede düşük kırılma zamanı (239,92sn ± 30,27) gösterirken (p<0,05), diğer gruplar arasında anlamlı fark gözlenmemiştir (p>0,05). KAT sayıları kıyaslandığında HEDM-0 grubu ile HEDM-RT1 grubu arasında anlamlı farklılaşma gözlenmezken (p>0,05), HEDM-RT2 ve HEDM-RT3 grubundan anlamlı derecede daha yüksek KAT sayısı değeri (2549) göstermiştir (p<0,05). HEDM-RT1 ve HEDM-RT2 arasında KAT sayısı açısından anlamlı fark gözlenmezken (p>0,05), HEDM-RT3 her iki gruptan da anlamlı derecede daha düşük KAT sayısı değeri (1999) göstermiştir (p<0,05). Primer preparasyon ve retreatment işlemleri her eğe markası için kendi içerisinde kıyaslandığında kırılma zamanı ve KAT sayıları retreatment grubunda anlamlı düzeyde daha düşük değerler göstermiştir (p<0,05). Yapılan işlem gözetilmeksizin eğeler kıyaslandığında ise HyFlex EDM eğesinin, WaveOne Gold eğesinden anlamlı düzeyde daha yüksek

yorgunluk dayanımı gösterdiği bulunmuştur ($p<0,05$). SEM görüntülerinde tüm örneklerde gevrek (brittle) kırık tipi gözlenmiştir.

Sonuç: Bu çalışmanın sınırları dahilinde, WOG eğesinin primer preparasyon işlemlerinde üç kullanımdan itibaren, retreatment işlemlerinde ise iki kullanımdan itibaren tekrar bu amaçlarla kullanılmalarının riskli olabileceği bulunmuştur. HEDM eğelerinin ise primer preparasyon işlemi adına çalışma sınırları içerisinde böyle bir sınırdan bahsedilemezken, retreatment grubu için 3. Kez kullanım sonrası riskin olduğu gözlenmiştir. Genel olarak eğelerin retreatment sonrası döngüsel yorgunluk dayanımı primer preparasyon işleminden daha fazla azalmıştır ($p<0,05$).

Anahtar Kelimeler: Döngüsel yorgunluk, dinamik test dizaynı, HyFlex EDM, WaveOne Gold, Primer Preparasyon, Retreatment



ABSTRACT

The Examination of the Effect of Multiuse of Single File Systems Working with Rotation and Reciprocation Systems during Shaping and Retreatment Procedure of the Root Canals on the Cyclic Fatigue Resistance

Aim: The aim of this study was to examine the effect of multiuse of single file systems such as HyFlex EDM working with rotational movement and WaveOne Gold working with reciprocational movement on cyclic fatigue resistance during primary preparation and retreatment procedures in the extracted teeth.

Material and Methods: 168 new files, 84 from HyFlex EDM and 84 from WaveOne Gold files have been used in this study. The control group was created from 12 new WaveOne Gold and 12 new HyFlex EDM file systems. The experimental group (n=12) was divided into 1-use, 2-use and 3-use subgroups as primary preparation and retreatment for each file in extracted lower molars. Primary preparation procedure was applied in a total 144 teeth as 1-use, 2-use and 3-use. Following obturation of the same teeth, retreatment procedure was applied. All files' cyclic fatigue strength measurements were performed in a dynamic original test design (speed=3mm/sn) in stainless steel canal with a curvature angle of 60°, curvature radius of 5mm and a canal length of 16mm in body temperature ($36^{\circ} \pm 1^{\circ}$). The fracture time (s) of the files was recorded by a digital stopwatch and the number of cycles until fracture (NCF) was calculated. The length of the fractured fragments (mm) was recorded and selected samples were examined on SEM to determine the fracture types.

Results: In the primary preparation group of WaveOne Gold file, the WOG-PP3 group was statistically lower than the other groups in terms of fracture time ($213,83\text{sn} \pm 24,3$) and NCF count (1049) ($p < 0,05$), while there was no significant difference in fracture time and NCF count among the other groups ($p > 0,05$). In the retreatment groups of WaveOne Gold file, WOG-RT2 and WOG-RT3 groups have shown lower values of fracture time ($177,08\text{sn} \pm 23,25$ / $162,17\text{sn} \pm 24,32$) and NCF counts (1032 / 945), while no significant difference was found among the groups WOG-0 and WOG-RT1; WOG-RT2 and WOG-RT3 ($p > 0,05$). There was no significant difference in fracture time and NCF counts among the groups in the primary preparation of the HyFlex EDM file ($p > 0,05$). When the usages of HyFlex EDM file in the retreatment group were compared; it is seen that HEDM-RT3 group shows lower fracture time ($239,92\text{sn} \pm 30,27$) than the other groups ($p < 0,05$), but no difference was found among the others ($p > 0,05$). When the NCF counts were compared, HEDM-0 group has not shown any differences from HEDM-RT1 group ($p > 0,05$), whereas it showed significantly higher values of NCF (2549) than the HEDM-RT2 and HEDM-RT3 groups ($p < 0,05$). Regardless of the difference among the files, when the primary preparation and retreatment procedures were compared, the fracture time and NCF values were significantly lower in the retreatment group ($p < 0,05$). It was found that the retreatment process lowered the cyclic fatigue strength more. Regardless of the procedure type; when the files were compared; it was found out that HyFlex EDM files shows higher resistance fatigue than the WaveOne Gold files. SEM images showed in all samples brittle fracture type.

Conclusions: Within the limits of this study, it was found that it may be risky to reuse WOG files for these purposes after three uses in primary preparation and after two uses in retreatment. While such a limit could not be mentioned within the study limits for the primary preparation of HEDM files, it was observed that there was a risk after the third use for the retreatment. In general, the cyclic fatigue strength of the files after retreatment decreased more than that of after primary preparation ($p < 0.05$).

Keywords: Cyclic fatigue test, dynamic test, HyFlex EDM, primer preparation, retreatment, WaveOne Gold



İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
BEYAN.....	i
TEŞEKKÜR	ii
ÖNSÖZ.....	iii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	viii
TABLolar DİZİNİ	xii
ŞEKİLLER DİZİNİ	xiii
RESİMLER DİZİNİ	xiv
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	xvii
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Kök Kanallarının Şekillendirilmesinde Hedefler.....	3
2.2. Kök Kanal Şekillendirilmesinde Kullanılan Eğeler.....	5
2.3. Nikel Titanyum Alaşımlar ve Genel Özellikleri	7
2.4. Geleneksel ve İşlem Görmüş Nikel Titanyum Eğeler.....	10
2.4.1. 1. Jenerasyon Eğeler	10
2.4.2. 2. Jenerasyon Eğeler	11
2.4.3. 3. Jenerasyon Eğeler	11
2.4.4. 4. Jenerasyon Eğeler	12
2.4.5. 5. Jenerasyon Eğeler	14
2.5. Ni-Ti Eğelerin Üretiminde Kullanılan Güncel Yöntemler.....	15
2.5.1. M-Wire Ni-Ti Alaşımlar	15
2.5.2. R-Faz Ni-Ti Alaşımlar	15
2.5.3. Controlled Memory (CM) Wire Ni-Ti Alaşımlar	16
2.5.4. Gold ve Blue Isıl İşlem Görmüş Ni-Ti Enstrümanlar	16
2.5.5. Elektriksel Deşarj İşlemi Yapılan Ni-Ti Enstrümanlar	17
2.5.6. Max Wire Ni-Ti Enstrümanlar	18
2.6. Kök Kanal Preparasyonunda Kullanılan NiTi Aletlerin Hareket Tipleri.....	19
2.6.1. Devamlı Rotasyon Hareketi	19
2.6.2. Resiprokal Hareket.....	20

2.6.3. Kombine Hareket	20
2.6.4. Eksentrik Döner Hareket.....	20
2.6.5. Transaksiyel Hareket.....	20
2.7. Çalışmamızda Kullanılan Nikel Titanyum Döner Alet Sistemleri	21
2.7.1. WaveOne Gold Primary	21
2.7.2. HyFlex EDM One File	21
2.8. Kök Kanal Tedavisinin Yenilenmesi	22
2.9. Kök Kanal Tedavisi Yenilenmesi Sırasında Ortaya Çıkan Sorunlar	24
2.10. Ni-Ti Eğelerde Görülen Kırılmalar	24
2.11. Döngüsel Yorgunluğu Etkileyen Faktörler	26
2.11.1. Alet Tasarımı.....	26
2.11.2. Fabrikasyon İşlemleri.....	27
2.11.3. Preparasyon Tekniği	28
2.11.4. Kurvatür Açısı ve Yarıçap	29
2.11.5. Tork Kontrollü Motor Kullanımı	31
2.11.6. Dönme Hızı	31
2.11.7. Kullanım Sayısı.....	32
2.11.8. Sterilizasyon ve Dezenfeksiyon Etkisi.....	33
2.12. Eğelerin Kırılma Dayanımlarını İnceleyen Test Düzenekleri.....	34
2.12.1. Torsiyonel Yorgunluğa Bağlı Kırılmayı İnceleyen Test Düzenekleri ...	34
2.12.2. Döngüsel Yorgunluk Dayanımının Değerlendirildiği Test Düzenekleri	34
2.12.2.1. Eğri Metal ve Cam Tüp Düzeneği	35
2.12.2.2. Oluklu Blok Düzeneği	36
2.12.2.3. Eğimlendirilmiş Düzleme Karşı Çevirme Düzeneği.....	36
2.12.2.4. Dönen Eğeleri 3 Noktada Eğimlendiren Düzenek	37
2.12.2.4. Metal Yapay Kanal Kullanan Düzenekler	37
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	45
3.1. Dişlerin Toplanması ve Seçilmesi.....	47
3.2. Dişlerin Standardizasyonu ve Kök Kanallarının Şekillendirilmesi	49
3.3. Çalışmada Kullanılacak Eğelerin Seçilmesi ve Operasyon Mikroskobunda İncelenmesi	53
3.4. Örnek Büyüklüğünün Hesaplanması ve Grupların Oluşturulması.....	53
3.5. Eğelerin Kanal Şekillendirmesi (Primer Preparasyon) İşlemlerinde Kullanılması	56

3.6. Primer Preparasyonu Tamamlanmış Kanalların Standardizasyonu ve Obturasyonu	57
3.7. Eğelerin Kanal Yenilenmesi (Retreatment) İşlemlerinde Kullanılması.....	60
3.8. Paslanmaz Çelik Kanalin Hazırlanması	63
3.9. Dinamik Döngüsel Yorgunluk Dayanımı Test Düzeneğinin Hazırlanması....	64
3.10. Döngüsel Yorgunluk Testinin Yapılması.....	64
3.11. Kırık Yüzeylerin Taramalı Elektron Mikroskobu'nda (SEM) İncelenmesi .	67
3.12. İstatistiksel Analizlerin Yapılması	68
4. BULGULAR	69
4.1. WaveOne Gold (WOG) Eğesine Ait Bulgular	69
4.1.1. WOG Primer Preparasyon Uygulamalarına Ait Sonuçlar	69
4.1.2. WOG Retreatment Uygulamalarına Ait Sonuçlar	70
4.1.3. WOG Tüm Uygulamalara Ait Sonuçlar.....	71
4.1.4. WOG Primer Preparasyon ve Retreatment Ortalama Değerlerinin Kıyaslanması	73
4.2. HyFlex EDM (HEDM) Eğesine Ait Bulgular	74
4.2.1. HEDM Primer Preparasyon Uygulamalarına Ait Sonuçlar	74
4.2.2. HEDM Retreatment Uygulamalarına Ait Sonuçlar	76
4.2.3. HEDM Tüm Uygulamalara Ait Sonuçlar	77
4.2.4. HEDM Primer Preparasyon ve Retreatment Ortalama Değerlerinin Kıyaslanması	79
4.3. WOG ve HEDM Eğelerinin Primer Preparasyon Gruplarının Kıyaslanması .	80
4.4. WOG ve HEDM Eğelerinin Retreatment Gruplarının Kıyaslanması	81
4.5. WOG ve HEDM Eğelerinin Tüm Döngüsel Yorgunluk Dayanımları Sonuçları	82
4.6. Eğelerde Meydana Gelen Deformasyon Bulguları	84
4.7. SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) Bulguları	86
5.TARTIŞMA	92
5.1. Diş Seçiminin Değerlendirilmesi	92
5.2. Döngüsel Yorgunluk Test Düzeneğinin Değerlendirilmesi	93
5.3. Eğelerin Döngüsel Yorgunluk Dayanımına Ait Sonuçların Değerlendirilmesi	99

SONUÇ ve ÖNERİLER.....	118
KAYNAKÇA	121
EKLER.....	144
Ek-1. Etik Sonuç Belgesi	144
ÖZGEÇMİŞ.....	147



TABLolar DİZİNİ

Sayfa

Tablo 1. Endodontide kullanılan bazı Ni-Ti enstrümanlar ve metalürjik özellikleri	19
Tablo 2. 1997-2021 yılları arasında yapılan döngüsel yorgunluk dayanımı çalışmaları ve test dizaynları	39
Tablo 3. Kullanım sonrası döngüsel yorgunluk dayanımını inceleyen çalışmalar....	41
Tablo 4. Deney kurgusu tablosu	46
Tablo 5. Eğelerin çalışma gruplarına göre dağılımı	55
Tablo 6. WOG primer preparasyon uygulamalarına ait döngüsel yorgunluk dayanımı sonuçları	69
Tablo 7. WOG retreatment uygulamalarına ait döngüsel yorgunluk dayanımı sonuçları	71
Tablo 8. WOG eğesine ait tüm test gruplarının döngüsel yorgunluk dayanımı sonuçları	72
Tablo 9. WOG eğesinin PP ve RT test gruplarındaki toplam döngüsel yorgunluk değerlerinin ortalama sonuçları.	74
Tablo 10. HEDM primer preparasyon uygulamalarına ait döngüsel yorgunluk dayanımı sonuçları	75
Tablo 11. HEDM retreatment uygulamalarına ait döngüsel yorgunluk dayanımı sonuçları (Her sütunda üs konumundaki aynı harfler $p<0.05$ anlamlılık düzeyinde benzer sonuçları, farklı harfler ise farklı istatistiksel sonuçları göstermektedir).	77
Tablo 12. HEDM eğesine ait tüm test gruplarının döngüsel yorgunluk dayanımı sonuçları	78
Tablo 13. HEDM eğesinin PP ve RT test gruplarındaki toplam döngüsel yorgunluk değerlerinin ortalama sonuçları.....	80
Tablo 14. WOG ve HEDM eğesinin primer preparasyon gruplarının karşılaştırılması.	81
Tablo 15. WOG ve HEDM eğesinin retreatment gruplarının karşılaştırılması.....	82
Tablo 16. WOG ve HEDM eğelerinin döngüsel yorgunluk dayanımlarının karşılaştırılması	83
Tablo 18. HyFlex EDM ile yapılmış döngüsel yorgunluk çalışmaları ve sonuçları ..	99
Tablo 19. WaveOne Gold ile yapılmış döngüsel yorgunluk çalışmaları ve sonuçları	104

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Kurvatür açısını belirlemede kullanılan Schneider yöntemi	29
Şekil 2. Kurvatür açısını belirlemede kullanılan Pruett yöntemi	30
Şekil 3. WaveOne Gold primer preparasyon test grubu kırılma zamanları grafiği ...	70
Şekil 4. WaveOne Gold retreatment grubu kırılma zamanları grafiği.....	71
Şekil 5. WaveOne Gold eğesine ait tüm grupların kırılma zamanı grafiği.....	73
Şekil 6. WaveOne Gold eğelerinin her iki test grubundaki ortalama kırılma zamanları çizgisel grafiği.....	74
Şekil 7. HyFlex EDM primer preparasyon test grubu kırılma zamanı grafiği.....	76
Şekil 8. HyFlex EDM retreatment test grubu kırılma zamanı grafiği.....	77
Şekil 9. HyFlex EDM eğesine ait tüm grupların kırılma zamanı grafiği.....	79
Şekil 10. HyFlex EDM eğelerinin her iki test grubundaki ortalama kırılma zamanları çizgisel grafiği.....	80
Şekil 11. Bütün test gruplarının kırılma zamanları grafiği	84

RESİMLER DİZİNİ

Resim 1. A) Çalışmada kullanılan periodontal sebeple çekilmiş çürüksüz dişler B) Çalışmaya dahil edilmeyen aşırı eğimli köklere sahip diş örneği.....	47
Resim 2. Her diştten alınan mezio-distal (A) ve buko-lingual (B) açıdan radyografiler.....	48
Resim 3. 4 kanala sahip olduğu için çalışmadan çıkarılan dişe ait meziyo-distal (A) ve buko-lingual (B) açıdan çekilen radyografiler.....	48
Resim 4. AUTOCAD programı kullanılarak dişlerin eğim açılarının ve uzunluklarının, kurvatür yarıçapı ve kurvatürün apikale uzaklığının ölçülmesi.	49
Resim 5. Kanal ağızları direkt görülecek şekilde açılan geleneksel giriş kavitesi	49
Resim 6. Protaper Universal SX.....	50
Resim 7. Koronal genişletmeden sonra dişlerin görünümü.....	50
Resim 8. Apikal açıklık kontrolünün #10 K-File (Dentsply Maillifer, İsviçre) el eğesi ile sağlanması.....	51
Resim 9. Çalışma boyunun röntgen filminden belirlenmesi	51
Resim 10. Çalışma boyunun standardizasyonu için gerekli durumlarda referans tüberküllerin mollenmesi.....	51
Resim 11. #15 Glide Path 0.2/0.16mm (Dentsply Maillifer, İsviçre)	52
Resim 12. Şekillendirme işlemi öncesi kullanılan eğeler.....	52
Resim 13. Bütün dişleri silikon kalıplara gömülmesi.....	52
Resim 14. WaveOne Gold (Primary 25/0.7) ve mikroskop görüntüsü Zeiss OPMI PROErgo	53
Resim 15. Hyflex EDM (One File 25/~) ve mikroskop görüntüsü Zeiss OPMI PROErgo	53
Resim 16. Örnek büyüklüğünün G*Power 3.1.9.7 ve Stata 16.0 yazılımı kullanılarak belirlenmesi	54
Resim 17. A) Çalışmada kullanılan WaveOne Gol eğe sistemi (B) WaveOne Gold eğe sisteminin VDW Silver Endomotoru'nda uygun program seçilerek (WAVEONE ALL) primer preparasyon işleminde kullanılması.....	56
Resim 18. Çalışmada kullanılan HyFlex EDM eğe sistemi (A) HyFlex EDM eğe sisteminin VDW Silver Endomotoru'nda uygun rpm ve tork değerlerinde (500 rpm / 250 gcm tork) primer preparasyon işleminde kullanılması (B)	57
Resim 19. A) Reciproc Blue 25/0.8 (VDW, Münih, Almanya) eğesi (B) Reciproc Blue eğe sisteminin VDW Silver Endomotoru'nda uygun program seçilerek (RECİPROC ALL) kanal standardizasyonu adına final preparasyon işleminde kullanılması	58

Resim 20. A) F2 Protaper guta-perka B) AH Plus Jet.....	59
Resim 21. (A) Kök kanal dolgusu tamamlanan dişin okluzal fotoğrafı (B) meziyo-distal röntgen filmi	59
Resim 22. Dişlerin nemli ortamda vücut sıcaklığında ($36^{\circ}\pm 1^{\circ}$) bekletilmesi	60
Resim 23. WaveOne Gold Primary 25/0.7 kök kanal dolgusunun uzaklaştırılması .	61
Resim 24. Hyflex EDM One File 25/~ ile kök kanal dolgusunun uzaklaştırılması ..	61
Resim 25. Kök kanal dolgusunun uzaklaştırılması sonrası giriş kavitesinin görünümü.....	62
Resim 26. Çalışmaya dahil edilmeyen, işlem sırasında kırılan WaveOne Gold (A) ve Hyflex EDM (B) eğelerinden örnekler	62
Resim 27. Alet kırılan ve çalışmadan çıkarılan dişin radyografisi	63
Resim 28. Deneyde kullanılan paslanmaz çelik kanal blok (A) , Kurvatür dizaynı (B)	63
Resim 29. Dinamik Döngüsel Yorgunluk Test Düzeneği	64
Resim 30. A) Dinamik Döngüsel Yorgunluk Deney Ortamı, B) Sıcaklık, hız ve mesafenin ayarlandığı panel.	65
Resim 31. Kırılma anının kaydedildiği dijital kronometre	66
Resim 32. Testlerin video kamera ile kaydedilmesi	66
Resim 33. Eğelerin kırılan parçalarının uzunluklarının ölçüldüğü kumpas	67
Resim 34. Kırık yüzeylerin incelendiği SEM cihazı	67
Resim 35. WaveOne Gold eğesinin primer preperasyon grubunda 3.kullanımı sonrası oluşan deformasyonun mikroskop görüntüsü	85
Resim 36. WaveOne Gold eğesinin primer preperasyon grubunda 2. Kullanım sonrası oluşan deformasyonun mikroskop görüntüsü	85
Resim 37. A) Hiç kullanılmamış WaveOne Gold eğesinin X250 büyütmedeki SEM görüntüsü B) WaveOne Gold eğesinin primer preperasyonda 3.kullanım sonucu oluşan deformasyonun X250 büyütmedeki SEM görüntüsü	85
Resim 38. A) Hiç kullanılmamış HyFlex EDM eğesinin X250 büyütmedeki SEM görüntüsü B) HyFlex EDM eğesinin primer preperasyonda 2.kullanım sonucu oluşan deformasyonun X250 büyütmedeki SEM görüntüsü	86
Resim 39. Hiç kullanılmamış WaveOne Gold eğesinin X500 ve X1000 büyütmedeki SEM görüntülerinde fleksural kırılmalar kırmızı okla gösterilmiştir	86
Resim 40. WaveOne Gold eğesinin primer preparasyon grubundaki 1. Kullanım grubunun X1000 ve X3000 büyütmelerdeki fleksural kırılma görülen SEM görüntüleri	86
Resim 41. WaveOne Gold eğesinin primer preparasyon grubundaki 2. Kullanım grubunun X500 ve X1000 büyütmeledeki SEM görüntüleri	87

Resim 42. WaveOne Gold eğesinin primer preparasyon grubundaki 3. Kullanım grubunun X500 ve X1000 büyötmelerdeki SEM göröntüleri	87
Resim 43. WaveOne Gold eğesinin retreatment grubundaki 1. Kullanım grubunun X500 ve X1000 büyötmelerdeki SEM göröntüleri	87
Resim 44. WaveOne Gold eğesinin retreatment grubundaki 2. Kullanım grubunun X1000 ve X3000 büyötmelerdeki SEM göröntüleri	88
Resim 45. WaveOne Gold eğesinin retreatment grubundaki 3. Kullanım grubunun X500 ve X1000 büyötmelerdeki SEM göröntüleri	88
Resim 46. Hiç kullanılmamış HyFlex EDM eğesinin X500 ve X1000 büyötmelerdeki SEM göröntüleri	88
Resim 47. HyFlex EDM eğesinin primer preparasyon grubundaki 1. Kullanım grubunun X500 ve X1000 büyötmelerdeki SEM göröntüleri	89
Resim 48. HyFlex EDM eğesinin primer preparasyon grubundaki 2. Kullanım grubunun X500 ve X1000 büyötmelerdeki SEM göröntüleri.....	89
Resim 49. HyFlex EDM eğesinin primer preparasyon grubundaki 3. Kullanım grubunun X1000 ve X3000 büyötmelerdeki SEM göröntüleri	89
Resim 50. HyFlex EDM eğesinin retreatment grubundaki 1. Kullanım grubunun X1000 ve X3000 büyötmelerdeki SEM göröntüleri	90
Resim 51. HyFlex EDM eğesinin retreatment grubundaki 2. Kullanım grubunun X500 ve X1000 büyötmelerdeki SEM göröntüleri	90
Resim 52. HyFlex EDM eğesinin retreatment grubundaki 3. Kullanım grubunun X1000 ve X3000 büyötmelerdeki SEM göröntüleri	90
Resim 53. Paslanmaz çelik yapay kanalın kurvatör dizaynı.....	96

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

NİTi	: Nikel Titanyum
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu
NAOCI	: Sodyum Hipoklorit
EDM	: Elektriksel Deşarj ile İşleme
HEDM	: HyFlex EDM
WOG	: WaveOne Gold
WOG-0	: WaveOne Gold Sıfır Kullanım
HEDM-0	: HyFlex EDM Sıfır Kullanım
CM	: Şekil Hafızası
DOM	: Dental Operasyon Mikroskobu
RPM	: Hız birimi
GCM	: Tork birimi
KAT	: Kırılana Kadar Atılan Tur
PP	: Primer Preparasyon
PP1	: Primer Preparasyon 1 Kullanım
PP2	: Primer Preparasyon 2 Kullanım
PP3	: Primer Preparasyon 3 Kullanım
RT	: Retreatment
RT1	: Retreatment 1 Kullanım
RT2	: Retreatment 2 Kullanım
RT3	: Retreatment 3 Kullanım
SN	: Saniye
MM	: Milimetre
ADA	: American Dental Association
ISO	: International Standart Organization
°C	: Santigratderece
°	: Derece
TF ADAPTIVE	: Twisted File Adaptive
EDTA	: Etilen Diamin Tetraasetik Asit
HEBP	: Etidronik Asit

AS	: Ostenit başlangıç Sıcaklığı
AF	: Ostenit Bitiş sıcaklığı
MS	: Martensit Başlangıç Sıcaklığı
MF	: Martensit Bitiş Sıcaklığı
DSC	: Diferansiyel Taramalı Kalorimetre
DK	: Dakika
SAF	: Self Adjusting File
PTN	: Protaper Next
NTDES	: Nikel Titanyum Döner Eğe Sistemleri
ANSI	: American National Standart Institute



1. GİRİŞ ve AMAÇ

Endodontik tedavinin başarı kriterleri arasında kök kanalının preparasyonu, dezenfeksiyonu, obturasyonu ve ilgili dişin üst restorasyonu oldukça büyük öneme sahiptir. Kanal preparasyonu sonrası yapılan dezenfeksiyon ve obturasyon aşamaları, preparasyon aşamasının yeterli ve uygun yapılmasına bağlıdır. Bu sebeple endodontik tedavilerin en önemli basamağını preparasyon aşamasının sorunsuz yapılması oluşturmaktadır.

Kök kanallarının preparasyonunda birbirinden farklı birçok materyal kullanılıyor olmasına rağmen en güvenli ve optimal preparasyon işlemi Ni-Ti eğeler ile sağlanmıştır (Peters ve ark. 2004). Ni-Ti kök kanal aletlerinin preparasyon aşamasında öneminin anlaşılması ile birçok firma değişik tasarım ve konseptte sahip kök kanal eğeleri üretmeye başlamıştır (Yoneyama ve Kobayashi 2008).

Endodontik tedavi esnasında kanalların eğimli bölgelerinde preparasyon işlemi yapılırken kullanılan paslanmaz çelik eğeler orijinal şekillerine dönme eğilimi gösterirler (Viana ve ark. 2010). Bu eğilim preparasyon esnasında kök kanallarında lateral kuvvetler oluşturmaktadır ve bu kuvvetler anatomik kanal formundan uzak bir preparasyonun yapılmasına sebep olmaktadır. Bu ve bunun gibi olası komplikasyon ve preparasyon hataları, Ni-Ti eğelerin, paslanmaz çelik eğelerin yerini almasını beraberinde getirmiştir. Apikal daralımın bozulması, basamak, zip, transportasyon gibi komplikasyonlar Ni-Ti eğelerin daha sıklıkla kullanılmaya başlanması ile önemli derecede azalmıştır (Ruis ve ark. 2016). Tüm avantajlarına rağmen Ni-Ti eğeler de tıpkı paslanmaz çelik eğeler gibi plastik deformasyona uğrayıp kırılabilmektedirler (Pruett ve ark. 1997). Eğelerde meydana gelen kırılmalar iki şekilde meydana gelmektedir. Preparasyon sırasında eğenin uç kısmının bir noktada sıkışması ve sıkıştığı bu noktada rotasyon hareketine devam etmesi torsiyonel kırılmalara sebep olmaktadır. (Martín ve ark. 2003). Diğer bir kırılma türü olan fleksüral kırılma ise kanalın en kurvatürlü bölgesinde eğelerin bir tarafında gerilme diğer tarafında sıkışma kuvvetlerinin sürekli tekrar etmesi sonucu meydana gelen kırılma türüdür (Parashos ve Messer 2006). Düz kanallarda eğelerde sadece torsiyonel stres oluşurken, kurvatürlü kanallarda hem torsiyonel hem de döngüsel yorgunluk stresi oluşmaktadır. Tüm bu bilgiler ışığında klinikte kullanılan eğelerin en önemli kırılma sebeplerinin

döngüsel yorgunluk ile meydana gelen kırıklar olduğu bulunmuştur (Ya Shen ve ark. 2006).

Ni-Ti eğelerin kullanım sayıları eğelerde yorgunluk, sürekli korozyon ve aşınmalara sebep olduğu için döngüsel yorgunluk dayanımlarını yüksek oranda azaltmaktadır (Plotino ve ark. 2006). Yapılan çalışmalarda eğelerin preparasyon ve retreatmentteki kullanım sayılarının artmasının döngüsel yorgunluk dayanımını azalttığı bulunmuştur (Svec ve Powers 2002, Yared ve ark. 2000, Özyürek ve ark. 2018, Gambarini ve ark. 2018, Şerefoğlu ve ark. 2019). Çalışmalarda belirli standartlar sağlanamadığı için preparasyon ve retreatment işlemlerinin döngüsel yorgunluğa tam olarak ne kadar etki ettiği karşılaştırılamamıştır.

Bu çalışmanın amacı, resiprokasyon ve rotasyon sistemiyle çalışan eğelerin primer preparasyon ve retreatment işlemlerinde çoklu kullanımları sonrası döngüsel yorgunluk dayanımlarındaki değişikliklerin belirlenmesi ve karşılaştırılmasıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kök Kanallarının Şekillendirilmesinde Hedefler

Pulpa dokusunun herhangi bir sebeple (çürük, travma, aşınma) enfekte olduğu durumlarda, ilgili dişin ağızda tutulabilmesi adına enfekte pulpa dokusunun çıkarılması, kök kanallarının dezenfeksiyonu ve uygun obturasyonunun sağlanması gerekmektedir (Yoneyama ve ark. 2009). Endodontik tedavinin amacı, kök kanallarının, kanal girişinden apikal daralıma kadar üç boyutlu dezenfekte edilmesi, şekillendirilmesi ve sızdırmaz bir şekilde obturasyonudur. Kök kanal tedavisi ile elde edilecek başarı birçok faktöre bağlı iken, preparasyon yöntemi ve kullanılan aletler de başarıya etki eden kritik faktörlerdendir (Edgar Schafer 1997).

Kök kanallarının şekillendirilmesi ve dezenfeksiyonu, kök kanal tedavisinin en önemli aşamalarındandır. Mekanik preparasyon ile enfekte dokuları uzaklaştırmak, kanalların anatomik formunu koruyarak solüsyonların ve lubrikantların apikale ulaşmasını sağlamak ve obturasyon için uygun boşluğu oluşturmak amaçlanmaktadır (Peters ve ark 2011). Kök kanal preparasyonu, sonraki aşamaların da uygun bir şekilde ilerlemesinde (kanal dezenfeksiyonu ve obturasyonu) büyük önem taşımaktadır (Peters ve ark. 2001).

Schilder; 1974 yılında kök kanallarının dezenfeksiyonu ve şekillendirilmesi işlemleri esnasında dikkat edilmesi gereken kuralları mekanik kurallar ve biyolojik kurallar olmak üzere ikiye ayırmıştır,

Mekanik kurallar;

1. Apikalden koronale kadar devam eden anatomik forma uygun koniklik sağlanmalı,
2. Apikal foramen bu konik formun en dar yerini oluşturmalı,
3. Kök kanal preparasyonu ilgili dişin orijinal kanal şeklini bozmamalı,
4. Apikal foramenin konumu ve büyüklüğü korunmalı,
5. Apikal açılım kök kanal tedavisi aşamalarının sorunsuz ilerlemesine izin verebilecek kadar dar olmalıdır.

Biyolojik kurallar;

1. Şekillendirme anatomik kök kanalı sınırları içinde gerçekleştirilmeli
2. Oluşan debris apikal foramenden periapikal dokulara doğru itilmemeli
3. Kök kanal boşluğundaki tüm patolojik dokular uzaklaştırılmalı
4. İntrakanal medikamentler için yeterli ve gerekli boşluk yaratılmalıdır (H. Schilder 1974).

Hülsmann (2005) ise 2005 yılında kök kanal preparasyonunun hedeflerini şu şekilde açıklamıştır;

- Mevcut vital ve nekrotik pulpa dokusunun kök kanalından uzaklaştırılması,
- Aktif kök kanalı irrigasyonu ve kanal içi medikament kullanımı için yeterli ve gerekli boşluğun oluşturulması,
- Apikal foramenin anatomisinin, konumunun ve bütünlüğünün korunması,
- Kök kanallarının ve apikal foramenin iyatrojenik hasarlardan korunması,
- Kök kanal obtürasyonunun daha kolay yapılmasının sağlanması,
- Apikaldeki dokuların mümkün olduğu kadar irritasyon ve enfeksiyondan korunması
- Dişin uzun süre fonksiyonunu yerine getirmesini sağlamak için kök dentininin mümkün olduğu sınırlarda korunması (Hülsmann ve ark. 2005).

Günümüzde tüm bunlara ek olarak, dişlerde daha az madde kaybı yaratmak ve kırılmaya daha dirençli olmalarını sağlamak adına Minimal İnvaziv Endodonti yaklaşımı popülerlik kazanmıştır. Yapılan bazı çalışmalarda mininal invaziv kavitenin geleneksel kavitelere kıyasla daha yüksek kırılma direnci gösterdiği bulunmuştur (De Gregorio ve ark. 2013).

Bazı araştırmacılar tarafından kök kanallarının etkili irrigasyonu için düz kanalların #30/0.6, eğri kanalların ise #40/0.6 apikal çap ve genişliğine kadar genişletilmesi gerektiği bildirilmiştir (De Gregorio ve ark. 2013). Ancak kök kanallarının daha düşük apikal açısı ve genişlikteki preparasyonlarında dişlerin daha yüksek kırılma direnci gösterdiği bulunmuştur (S. Burklein ve E. Schafer 2015). Bu sebeple kanalların aşırı preparasyonu yerine minimal preparasyona ek olarak; lazer, ultrasonik aktivasyon, SAF, GentleWave (ses dalgası) gibi yardımcı sistemlerle kök

kanallarının dezenfeksiyonuna destek sağlanması önerilmiştir (Marending ve ark. 2014).

2.2. Kök Kanal Şekillendirilmesinde Kullanılan Eğeler

Kök kanal sisteminin şekillendirilmesinde kullanılan aletler imal edildikleri materyal, kesit yüzeyleri ve kesme etkinlikleri gibi birçok etkene göre sınıflandırılmaktadırlar (Peters ve ark. 2017).

İlk kök kanal eğesi Edward Maynard tarafından 1833 yılında, yuvarlak bir tel yüzeyine çentikler atılarak imal edilmiş ve kök kanal sisteminden pulpanın çıkarılması için kullanılmıştır (Hsu ve Kim 2000). Kök kanal eğelerinin standardizasyonu için 1929 yılında Trebitsch ve 1958 yılında Ingle tarafından belli standartlar önerilse de endodontik aletler için ISO spesifikasyonları 1974'ten sonra yayımlanmıştır (Hülsmann 1996). Endodontide kullanılan el aletleri I.S.O. (Uluslararası Standartlar Organizasyonu) tarafından 3630-1 nolu standartlarla gruplandırılmıştır.

ISO 3630-1: Kök kanal aletleri;

Tip 1: Standart ebatlı aletler: % 2'lik koniklik açısına sahiptirler.

Tip 2: Konikleştirilmiş aletler: % 2'den farklı koniklik açısına sahiptirler.

Tip 3: Şekilli aletler: Ark şeklindedirler.

Tip 4: Konik olmayan aletler: Tek şekilleri vardır.

Tip 5: Farklı koniklikleri olan aletler: Bir koniklikten daha farklı başka ölçüde koniklik açılarını da bünyesinde bulundurlar (Alaçam T, 2012).

Paslanmaz çelik alaşımlar kullanılarak K-tipi eğeler, hedström eğeler ve reamerlar üretilmiştir (Schäfer 1997). Reamerlar, üçgen bir telin spiral şeklinde burulmasıyla üretilirler. Reamerlar her 1 mm'lik kısımlarında 1/2 veya 1 kesici kenar bulundurmaları sebebiyle diğer eğelere kıyasla daha az kesici kenara sahiptirler. Enstrümanın sertliği boyut artışıyla doğru orantılı olduğundan, bu enstrümanlar kurvatürlü kanallarda apikal transportasyona daha sık sebep olmaktadır. Reamerların kesme etkinliklerinin diğer eğelere kıyasla az olması rutin kullanımının günümüzde önerilmemesine sebep olmuştur (Gutmann ve Gao 2012).

K tipi eğeler enine kesiti üçgen veya kare olan telin, saat yönünün tersine burulmasıyla üretilmiştir. Bu eğelerle preparasyon işlemi, saat yönünde çeyrek tur rotasyon, akabinde vertikal yönde çekme hareketi şeklinde önerilmektedir (Schafer 1997). Bu çalışma şekli eğenin kanalın merkezinde kalmasını sağlayarak transportasyon gibi istenmeyen kanal içi komplikasyonların önüne geçmektedir (Shahravan ve ark. 2018).

H tipi eğeler (hedström) ise enine kesiti yuvarlak olan paslanmaz çelik tellerin burulmasıyla üretilmiştir. H tipi eğelerin kırılmaya karşı dirençlerinin daha az olması ve dişlerde daha fazla anatomik komplikasyona sebep olmaları, kurvatürlü kanallarda kullanımlarını kısıtlamıştır (Schafer 1997). Bu üç kanal aletinin çalışma prensiplerindeki farklar kesit yüzeylerinden ve kesme açılarından kaynaklanmaktadır. Reamerların kesme açısı yaklaşık olarak 10° - 30° arasında iken, K-tipi eğelerin kesme açısı yaklaşık olarak 25° - 40° arasında ve H-tipi eğelerin kesme açısı ise yaklaşık 60° - 65° arasındadır. Bu sebeple reamer ve K-tipi eğeler esas olarak rotasyon hareketi ile kullanılırlarken; H-tipi eğeler çevresel eğeleme hareketi ile kullanılmaktadır (Young ve ark. 2007).

Paslanmaz çelik alaşımdan üretilmiş kanal aletlerinin kalınlıkları arttıkça sertlikleri de artmaktadır. Bu nedenle eğenin kalınlığı arttıkça kanal iç duvarlarında zip, strip perforasyon ve transportasyon gibi komplikasyonların görülme olasılığı da artmaktadır (Thompson 2000). Paslanmaz çelikten üretilmiş kök kanal eğelerinin yol açabileceği problemler şu şekilde sıralanmıştır;

1. İdeal kök kanal boşluğunu elde etmek için sırasıyla ve çok fazla kök kanal aleti kullanılması gerekmekte bu durum da tedavi süresini uzatmaktadır.
2. Preparasyonun her zaman istenilen şekilde bitirilememesi kök kanal dolumunu da zorlaştırmaktadır.
3. Eğelerin apikal çaplarının artmasıyla birlikte esneklikleri azalmakta, bu durum preparasyon sırasında kök kanalında transportasyon oluşma olasılığını artırmaktadır.
4. Gates glidden frezlerle yapılan koronal genişletme sonrası çok fazla madde kaybı yaşanmaktadır (Ingle 1961).

Preparasyon esnasında karşılaşılan bütün bu problemlerin önüne geçebilmek adına daha esnek kök kanal eğelerinin kullanılması gerektiği gündeme gelmiştir (Dolan ve Craig 1982). Bu durum üreticileri nikel-titanyum ve titanyum-alüminyum gibi daha esnek yapıda metal alaşımlar kullanmaya yöneltmiştir (Tepel ve ark. 1997). Nikel titanyum eğelerle yapılan preparasyonun, geleneksel paslanmaz çelik eğelerle yapılan preparasyona kıyasla komplikasyon ve istenmeyen etkilere çok daha az sebep olduğu bulunmuştur (Soni ve ark. 2016).

2.3. Nikel Titanyum Alaşımlar ve Genel Özellikleri

1960'ların başlarında Maryland'taki Birleşik Devletler Deniz Kuvvetleri laboratuvarında W.E. Buehler tarafından manyetik olmayan, dayanıklı, su geçirmez ve sudan etkilenmeyen bir alaşım olan nikel-titanyum alaşımı keşfedilmiştir (Buehler ve ark. 1963). Alaşıma, yapısına katılan metallerin isimlerinden esinlenilerek nitinol adı verilmiştir: 'ni' nikel, 'ti' titanyum ve 'nol' Naval Ordnance Laboratory için kullanılmıştır (Buehler ve ark. 1963; Baumann, 2004).

NiTi alaşımlar, diş hekimliğinde, ilk kez 1971 yılında, düşük elastikiyet modülü, şekil hafızası etkisi ve süper esnekliği nedeniyle ortodontik tellerin üretiminde Hilleman ve Andreasen tarafından kullanılmıştır. Endodontide ise Civjan ve ark. (1975) kanal eğelerinin NiTi alaşımlardan üretilmesini kavramsallaştırmışlardır. Akabinde, Walia ve ark. (1988) ortodontik telin işlenmesi 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 enstrümanlarının 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 reamerlar ve K tipi eğeler bükme (çevirme) işlemiyle üretilirler. NiTi eğeler ise genellikle bükülme yerine kesilerek üretilmektedir. Paslanmaz çelik aletlere göre daha düşük elastik modüle ancak daha yüksek basma ve çekme dayanımına sahiptirler. Bu özellikler materyalin daha sağlam ve daha esnek hale gelmesini sağlamaktadır. Ayrıca paslanmaz çelik

aletlerden farklı olarak NiTi alaşımlar şekil hafızası ve süperelastik özellik göstermektedirler. Bu özellikler ve alaşımın kristal yapısındaki değişim, NiTi alaşımların endodontideki ve diğer bazı dental disiplinlerdeki başarısının temel taşlarını oluşturmaktadır (Thompson, 2000).

Kök kanal tedavilerinde kullanılan NiTi alaşımlar yapılarında yaklaşık olarak %56 nikel ve %44 titanyum içerirler. Bazı NiTi alaşımlarda nikelin %2'si veya daha azı yerine kobalt kullanılabilir. Sonuçta ortaya çıkan kombinasyon bire bir atomik orandır ve bu sebeple diğer metallerde olduğu gibi bu alaşımlar da farklı kristallografik yapılarda bulunabilirler. Kristalografik düzenlemesinde ve mekanik özelliklerinde eşsiz ve oldukça önemli değişikliklere neden olan atomik bağlanma türünü değiştirme yeteneğine sahiptirler. Bu yetenekleri sayesinde NiTi alaşımların bulunabildiği üç farklı fazdan bahsetmek mümkündür:

Östenit Fazı: NiTi alaşımlar daha yüksek sıcaklıklarda ve düşük stres altında daha kararlı oldukları bu fazda bulunurlar. Östenit faza bu sebeple ana faz da denmektedir. Bu fazda kompleks bir gövde merkezli “kübik kafes” yapısı mevcuttur. Atomlar yoğun ve düzenli dizilmişlerdir. Alaşım bu formda daha güçlü ve serttir (Hashem AAR ve ark. 2012).

Martensit Fazı: NiTi alaşımlar östenit fazın aksine daha düşük sıcaklıklarda ve yüksek stresler altında bu fazda bulunurlar. Bu faza yavru faz da denmektedir. Alaşım bu fazda düşük simetri gösteren monoklinik kristal bir yapıya sahiptir. Martensit fazda alaşım daha yumuşaktır ve daha kolay deforme olabilmektedir (Brantley WA ve ark. 2010).

Ara faz (R Fazı): Isıtma prosedüründe martensit ve östenit; soğutma prosedüründe ise östenit ve martensit fazları arası geçişte var olan, rombohedral yapıya sahip bir ara fazdır. R-faz çok dar bir sıcaklık aralığı içerisinde gerçekleşir. Bu fazda alaşım, östenit ve martensit fazlarından daha düşük elastik modülüne sahiptir. Alaşım R fazında daha yumuşaktır ve kolayca deforme olabilir.

Martensit fazdaki NiTi ısıtılmaya başlandığında östenit faz dönüşümü başlar ve başladığı sıcaklık östenit dönüşüm başlangıç sıcaklığı adını alır (As), faz dönüşümünün tamamlandığı sıcaklık ise östenit bitiş sıcaklığı (Af) adını alır ve transformasyon 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 bitiş sıcaklıkları tanımlanır (M_s/M_f). R fazı bu dönüşüm arasında gerçekleşir. Niti alaşımın bu farklı özelliği endodontik enstrüman üretiminde devrim yaratmıştır.

Martensitik fazdaki NiTi alaşım birçok uygulama için benzersiz özelliklere sahiptir (Davis JR 2000). Martensitik fazdaki enstrümanlar kolayca deforme olabilir ve şekilleri değişebilir. Ancak alaşım transformasyon sıcaklığının üzerinde bir sıcaklığa eriştiğinde tekrar eski şeklini alır. NiTi alaşımdan yapılmış bir kanal eğesi, şekillendirme esnasında strese maruz kalması sebebi ile martensit faza geçiş yapar. Eğe kanaldan çıkarıldığında ise orjinal şekline geri döner, maruz kaldığı stres ortadan kalkar ve tekrar östenit faza geçilmiş olur (Otsuka K ve Ren X 2000; Thompson 2000). Eğelerin üzerinde meydana gelen bu geçişler ve değişimler 'şekil hafızası' olarak adlandırılır. Şekil hafızasına sahip alaşımlar (SM), artan ısı veya stres vasıtasıyla yüksek deformasyona maruz kaldıktan sonra orijinal şekillerine geri dönebilmek gibi eşsiz bir kabiliyete sahiptir. SM kavramı ilk kez Olander tarafından 1932 yılında kadmiyum-altın alaşımların incelenmesi sırasında tanımlanmıştır (Ölander A. 1932). Östenit ve martensit fazlar arası geri dönüşümlü faz değişiklikleri önemli olduğu kadar faz dönüşüm sıcaklıkları da alaşımın yapısal ve mekanik özellikleri üzerine oldukça etkilidir ve üretim sürecinde bu etkiden faydalanılmaktadır (Yoneyama T ve Kobayashi C 2009). Şekil hafızasına sahip tüm alaşımlar termal enerjinin alınması veya serbest bırakılması ile kafes yapısında veya atomik düzenlemelerinde değişim gösterirler.

Düşük germe yükleri altında süperelastik NiTi alaşımlar normal elastik davranış gösterirler. Yüksek germe yükleri altında ise belirli yük miktarının üzerine çıkıldığında süperelastik 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.

Paslanmaz çelik materyallerde plastik deformasyon oluşmadan önce atomlar çok küçük miktarlarda birbirlerine karşı hareket edebilirler ve buna Hookean elastisitesi denir (Shabalovskaya S ve ark 2008). Bakır-çinko, bakır-alüminyum, altın-

kadmiyum ve nikel-nobium gibi diğ er bazı alaşımlarda da süper elastik özellikler mevcuttur ancak nikel-titanyum en yüksek biyouyumluluğa sahip materyaldir ve korozyona m kemm l dayanıklılık gösterir (Buehler WJ ve Wang FE 1968).

2.4. Geleneksel ve İşlem Görmüş Nickel Titanyum Eğeler

NiTi eğe sistemleri, en zor kanal anatomilerinde dahi kırılmaya karşı direnç gösterirken, aynı zamanda etkin bir şekilde preparasyon yapmak için tasarım konusunda bir devrim geçirmiştir. Yeni bir NiTi eğe sistemi üretilirken klinik prosedürler ve ideal çalışma parametreleri dikkate alınarak tasarlanmaktadır. Endodonti pratiğinde 1990’lardan itibaren kullanılan NiTi eğe sistemleri, hem fonksiyon hem tasarım özellikleri açısından günümüze kadar devamlı değişim göstermiş olup, bu özelliklerine göre 5 jenerasyon altında toplanmıştır (Young ve ark 2007).

2.4.1. 1. Jenerasyon Eğeler

NiTi döner eğe sistemleri ilk kez 1992 yılında Dr. John McSpadden tarafından 0.02 taper açısı ile Quantec eğe sistemleri adı ile tasarlanmıştır. Kök kanal tedavisine yeni bir yaklaşım kazandırmasına rağmen, bu eğelerin kırılmaya karşı direnci ile ilgili klinik problemler gözlenmiştir (Haapasalo ve ark. 2013). İlerleyen zamanlarda, 1994 yılında, pasif radyal alanlara sahip 0.04 taper açılı eğe sistemi serisi ve daha sonra 0.06 taper açılı “ProFile Sistemi” ve “Orifice Shaper” sistemi tanıtılmıştır (Bryant ve ark. 1999, Ruddle ve ark. 2013).

Daha sonra geliştirilen LightSpeed eğeler de bu grup içerisinde bulunmaktadır (Young ve ark 2007). Lightspeed eğeler uzun ince gövdesi, kesici olmayan şaft kısmı ve kısa kesici uç kısmıyla üretilen diğ er eğe sistemlerinden ayırt edilebilir bir tasarıma sahiptir. Bu eğelerin şaft çapının ince ve NiTi alaşımından üretilmiş olması esnekliklerini arttırmıştır. Kesici olmayan uzun şaft kısmı aletin kanal içerisinde merkezde kalmasını kolaylaştırarak çok fazla dentin kaldırmadan daha büyük çapta apikal preparasyon yapılmasını kolaylaştırır (Seina SE ve Wildev WL 2005).

2.4.2. 2. Jenerasyon Eğeler

2001 yılında piyasaya sürülen 2. jenerasyon eğelerinin farkı, birinci jenerasyon eğelerinin sahip olduğu nötral ya da negatif kesme kenarlarının yerini radyal alansız aktif kesici kenarların almasıdır (Haapsala ve ark 2013). Ayrıca bu jenerasyonda, kök kanal preparasyonun tamamlanmasında daha az sayıda eğe kullanılması amaçlanmıştır. Eğelerin kesme açısı, birinci jenerasyon eğelerden daha düşük tutulmuş ve bu özellik kullanım sırasında vidalanma etkisinin büyük ölçüde azalmasını sağlamıştır. Daha sonra geliştirilen pozitif kesme açısı tasarımına sahip K3 gibi ikinci jenerasyon eğelerin, kesme etkinlikleri 1. jenerasyondan daha yüksektir. 1. jenerasyon olan Quantec ile 2. jenerasyon olan K3 eğeleri arasındaki belirgin farklar; K3'ün benzersiz enine kesit tasarımı, daha yüksek kesme etkinliği ve pozitif kesme açısıdır. ProTaper (Dentsply Maillefer, Ballaques, İsviçre), K3 (SybronEndo, Orange CA, Amerika), Mtwo (VDW, Münih, Almanya), EndoSequence ve BioRaCe (FKG; Dentaire, La Chaux-de-Fonds, İsviçre) eğe sistemleri bu seri içerisinde yer almaktadır (Haapsala ve ark. 2013).

2.4.3. 3. Jenerasyon Eğeler

3. jenerasyon eğelerde, termal işlem uygulanarak NiTi alaşımlarının dönüşüm sıcaklıkları üzerinde uyarlamalar yapılmış, NiTi döner eğe sistemlerinin kırılmaya karşı dirençlerinin artırılması amaçlanmıştır (Liu ve ark. 1999). 2007'den bu yana NiTi alaşımların mikro yapısını optimize etmek için, birkaç yeni termomekanik işlem ve üretim teknolojisi geliştirilmiştir.

2007 yılında NiTi eğeler üzerinde bir takım ısıtma işlemleri yapılarak M-wire teknolojisini tanımlanmıştır. M-wire alaşımı, geleneksel NiTi telinden yapılan endodontik enstrümanlara göre daha esnek ve yorulmaya karşı daha dayanıklı hale getiren fiziksel ve mekanik özelliklere sahiptir (Pereira ve ark. 2012). ProFile X eğeleri, yeni M-wire NiTi alaşımı kullanılarak üretilen ilk ticari endodontik döner eğe sistemidir. M-wire fazda üretilen diğer sistemlerden bazıları ise; ProFile Vortex, ProFile Vortex Blue' (Dentsply Maillefer, Ballaques, İsviçre) dur. ProFile Vortex ve klasik ProFile eğelerinin taper açısı ve apikal çap boyutları aynı olmasına karşın, enine kesitindeki farklılık en önemli ayırtıcı özelliklerden biridir (Haapsala ve ark 2013).

M-wire'dan üretilen ve şekil hafızası özelliği olan ProFile Vortex Blue eğeleri, geleneksel süper elastik NiTi alaşımlarda görülmeyen mavi renkli titanyum oksit tabakası içermektedir (Plotino ve ark. 2014). Eğe üzerindeki titanyum oksit tabakası sayesinde, ProFile Vortex Blue'nun gerek aşınma direncinin gerekse kırılmaya karşı direnç ve esneklik değerlerinin ProFile Vortex'den daha yüksek olduğu yapılan çalışmalarda bulunmuştur (Ye J. Ve ark. 2012).

2008 yılında SybronEndo firması, paslanmaz çelik K tipi eğeler ve reamerların üretildiği tekniklere benzer bir şekilde, R fazında bükülerek üretilen Twisted File (TF) eğeleri piyasaya sürmüştür (Haapsalo ve ark. 2013). Bu şekilde R fazdaki alaşımdan üretilen NiTi döner eğeleri TF ve K3XF'(SybronEndo, Orange CA, Amerika Birleşik Devletleri) dir (Zhou ve ark. 2012).

K3 döner eğe sistemlerinin tasarımı SybronEndo tarafından güncellenmiş ve 2011'den bu yana K3XF adı altında piyasaya sürülmüştür (Gutmann JL ve Gao Y. 2012). Üretici firma, K3XF'nin üçüncü radyal alana ve değişken açılara sahip olması sayesinde, eğenin esneklik kabiliyetinin ve döngüsel yorgunluğa karşı direncinin yüksek olduğunu iddia etmektedir. TF eğelerinin üretimi aşamasında, alaşımların nanokristal yapısında değişiklikler meydana getirilerek iç stresler elimine edilmektedir ve yüzey özelliklerini iyileştirmek amacıyla deoksidasyon işlemi uygulanmaktadır.

2010 yılında, esnek özelliklere sahip olan NiTi alaşımı CM-wire (Control Memory) piyasaya sürülmüştür. CM NiTi eğeleri özel bir termomekanik işlem kullanılarak üretilen eğelerdir. Bu işlem sayesinde CM NiTi eğeler son derece esnektirler. Zhou ve ark. (2012), CM NiTi tellerinin yapı ve mekanik özelliklerini inceledikleri bir çalışmada, CM-wire eğelerin geleneksel süper elastik eğelere oranla daha az nikel içerdiğini belirtmişlerdir. CM-wire'den üretilen döner eğe sistemleri; Hyflex CM (Coltene-Whaledent, Allstetten, İsviçre) ve Typhoon CM' (Clinician's Choice Dental Products, New Milford, Amerika)dir. 2011 yılında tanıtılan bu eğeler üçgen kesite sahiptirler (Haapsalo ve ark. 2013).

2.4.4. 4. Jenerasyon Eğeler

4. jenerasyon eğelere kadar piyasada bulunan NiTi döner eğe sistemleri, kök kanal sisteminde devamlı rotasyon hareketi yaparak preparasyon yapmışlardır. Son

zamanlarda ise, resiprokal hareket, NiTi alaşımların ve endodontik tork kontrol motorlarının tanıtımıyla popülerlik kazanmıştır (Kim ve ark. 2014). Resiprokasyon hareketi 1958 yılından beri paslanmaz çelik eğeler için klinik olarak kullanılan, saat yönüne ve tersine, ileri-geri tekrarlayan hareket için tanımlanan çalışma şeklidir. Başlangıçta tüm pistonlu motorlar saat yönünde ve saat yönünün tersi yönde 90°'lik eşit açıyla resiprokasyon hareketi yapmaktayken, zamanla daha farklı ve küçük rotasyon açıları kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde rotasyon hareketini 30°'lik açılar yaparak tamamlayan M4 (SybronEndo, Orange CA, Amerika), Endo-Eze AET (Ultradent, South Jordan, UT, Amerika) ve Endo- Express (Essential Dental Systems, NJ, Amerika) gibi pistonlu motor sistemleri bulunmaktadır (Haapsalo ve ark. 2013).

2008 yılında Yared, #25/0.08 ProTaper F2 eğesini saat yönünde 144° ve tersi yönde 72° olmak üzere eşit olmayan açılarla resiprokasyon hareketi yaparak kullanmıştır. Bu gelişme, alet kırılmalarını azaltmayı amaçlamakla birlikte, tek ege sistemlerine öncülük etmiştir (Yared G. 2008). Bu özel teknik çok ilgi uyandırır da, ProTaper F2 eğeleri bu şekilde kullanılmak üzere tasarlanmamıştır.

2011 yılında M-wire'dan üretilen Reciproc (VDW, Münih, Almanya) ve WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) eğeleri resiprokal hareket ile çalışan tek ege sistemleri olarak piyasaya sürülmüştür (Saber ve ark. 2014).

WaveOne, saat yönünde ve tersi yönde eşit olmayan açılarla resiprokasyon hareketi yaparak çalışan, ikinci ve üçüncü jenerasyon eğelerin tasarım özelliklerinin birleşimini temsil eden ege sistemidir. Saat yönünün tersi yönündeki açısı, saat yönündeki açının beş katıdır ve ege sisteminin elastik limit sınırının aşılması dikkate alınarak tasarlanmıştır. Stratejik olarak üç resiprokasyon hareketinden sonra, ege 360° veya bir tam tur rotasyonu tamamlamış olacaktır. Bu yeni resiprokasyon hareketi, bir egenin kanalın içinde daha kolay ilerlemesine, kesme etkinliğinin artmasına ve kök kanalından etkili bir şekilde debrisin kanal dışına çıkmasına olanak tanımaktadır (Yared G. 2008). WaveOne, hem tek ege sistemi hem de tek kullanımlık eğelerdir.

Reciproc döner ege sistemleri, 13 mm veya daha uzun bir şafta sahip diğer birçok enstrümandan farklı olarak 11mm'lik kısa bir şafta sahiptir. Enine kesitin tasarımı S şeklindedir. Saat yönünde ve tersi yöndeki rotasyon açıları farklı

değerlerdedir. Bu rotasyon derecelerine bağlı olarak enstrüman vidalanma etkisi olmadan kök kanallarında kolayca ilerler (Haapsalo ve ark. 2013).

Self-Adjusting File (SAF; ReDent-Nova, Raanana, İsrail), 120 mm kalınlığında NiTi kafeslerden oluşan 1,5 veya 2,0 mm çapında sıkıştırılabilir, ince duvarlı sivri bir silindir olarak tasarlanmış, içi boş eğe sistemidir. SAF, ileri-geri çalışma sistemi ile dakikada 3000 ile 5000 titreşim yaparken, özel bir irrigasyon cihazı (VATEA, ReDent-Nova), bir silikon tüp ile, eğe üzerine bağlanır ve düşük bir değerde irriganın sürekli akışını sağlar (Metzger ve ark. 2010).

2.4.5. 5. Jenerasyon Eğeler

Ni-Ti döner alet sistemlerinin 5. jenerasyonunda kütle ve rotasyon merkezi, eğeler üzerinde alınan bir kesitte asimetrik olacak şekilde dizayn edilmiştir. Bu tasarımın mevcut olduğu döner eğe sistemlerinin ticari örnekleri; Revo-S (Micro-Mega, Besançon, Fransa) ProTaper Next (PTN; Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre)'dir (Haapsalo ve ark. 2013). Tek eğe sistemi olarak piyasaya sürülen OneShape (Micro-Mega, Besançon, Fransa) ve TRUShape 3D Conforming eğeler (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) de “offset” (asimetrik) tasarıma sahip beşinci jenerasyon eğelerdir (Çapar İD. ve Arslan H. 2016).

Asimetrik tasarıma sahip Revo-S eğelerinin çalışmaları esnasında yaptıkları yılanı, salınma hareketi dentin penetrasyonunu kolaylaştırır ve vidalanma etkisini hayli azaltır bu sayede eğe üzerine gelecek torsiyonel stresler azalır.

PTN; tek bir egede hem artan hem de azalan bir taper açısına sahip olması, M-wire alaşımından üretilmiş olması ve offset tasarıma sahip olması olmak üzere farklı özellikleri bulunan döner eğe sistemleridir. PTN eğelerinin bu özellikleri, kök kanal preparasyonu sırasında dentin debrisinin lateral olarak sıkıştırılması ve kanal içerisine hapsedilmesi olasılığını azaltmaktadır (Haapsalo ve ark. 2013).

Rotasyon hareketi ile çalışan OneShape eğesinin ise yatay kesitleri eğe boyunca varyasyon göstermektedir. Eğenin 3 adet kesici kenardan oluşan dizaynı, orijinal kanal anatomisine uygun şekillendirme yapılmasına olanak sağlar. Kanal eğesinin 2 kesici kenara sahip olan bölgesi, koronal kısımda optimal preparasyonu ve koronal yönde debris çıkışını sağlamak adına özel tasarlanmıştır.

Yakın zamanda, FKG Dentaire firması başka bir termomekanik işlem görmüş ve klinik uygulamada hem şekil bellek etkisini hem de süper esnekliği birleştiren ilk endodontik enstrüman olan Max-Wire adlı NiTi alaşımı tanıtmıştır. Max-Wire'dan yapılmış sadece iki enstrüman vardır; XP-endo Shaper ve XP-endo Finisher. Bu enstrümanlar, oda sıcaklığında M fazında (martensitik fazda) nispeten düz iken, kök kanal sistemi içerisinde A fazına (ostenit faz) geçişi sayesinde eğimli şekillerine dönüşürler. Üretici firma; bu özelliği sayesinde kök kanal anatomisindeki düzensizliklere yüksek uyum potansiyeli ile kompleks kök kanal morfolojilerinin preparasyonuna olanak sağladığını iddia etmektedir (Zupanc ve ark. 2018).

2.5. Ni-Ti Eğelerin Üretiminde Kullanılan Güncel Yöntemler

2.5.1. M-Wire Ni-Ti Alaşımlar

Daha esnek ve döngüsel yorgunluğa dirençli Ni-Ti alaşımı üretmek için 2007 yılında Sportswire LLC (Langley, OK, USA) yeni bir termomekanik işlem prosedürü geliştirmiştir. Yeni geliştirilen bu prosedürle üretilen Ni-Ti alaşımı M-Wire olarak adlandırılmıştır. M-wire Ni-Ti alaşımlar östenit fazın yanında az miktarda **Martensit** ve **R-faz** içerirler. Martensit faz ve R- fazın elastik modülünün östenit fazdan daha düşük olduğu bilinen bir gerçektir. M-wire alaşımların gelişmiş süper-elastik özellikleri bu iki fazı içermesiyle açıklanabilir (Johnson ve ark. 2008). Yapılan çalışmalarda M-wire Ni-Ti alaşımlarının döngüsel yorgunluğa direncinin, geleneksel Ni-Ti alaşımlardan daha iyi olduğu gözlenmiştir (Johnson ve ark. 2008, Larsen ve ark. 2009, Al-Hadlaq ve ark. 2010, Gao ve ark. 2010, 2012, Pereira ve ark. 2013).

2.5.2. R-Faz Ni-Ti Alaşımlar

2008 yılında, M-wire tanıtıldıktan kısa bir süre sonra SybronEndo (Orange,CA,USA) farklı bir üretim prosedürüyle Twisted File olarak adlandırılan yeni bir Ni-Ti döner eğe sistemi geliştirmiştir. Twisted file'ın üretim prosedürü; R-faz ısıtma işlemi, özel metal tel bükümü ve farklı yüzey özellikleri barındıran 3 yeni metod içerir (Larsen ve ark. 2009). Çeşitli çalışmalarda R-faz enstrümanlar ısıtma işlemi görmeyen geleneksel Ni-Ti enstrümanlarla karşılaştırıldığında döngüsel yorgunluğa karşı üstün direnç ve üstün esneklik gösterdiği sonucuna varılmıştır (Gambarini ve ark. 2008,

Larsen ve ark. 2009, Kim ve ark. 2010, Pedulla ve ark. 2011, 2012, Rodrigues ve ark.2011, Bhagabati ve ark. 2012, Bouska ve ark. 2012, Perez-Higueras ve ark. 2013, Üreyen Kaya ve ark. 2013, Aminsobhani ve ark. 2015, Ersoy ve ark. 2016 Gambarini ve ark. 2008, Hou ve ark. 2011, Shen ve ark. 2013, Choi ve ark. 2016). Gelişmiş esneklik özelliklerinin bir sonucu olarak; R-faz Ni-Ti alaşımlar geleneksel Ni-Ti alaşımlarla kıyaslandığında, kök kanalının merkezinde kalma özellikleri daha belirgindir ve daha az apikal transportasyona sebep olmaktadır (El Batouty ve Elmallah 2011, Hashem ve ark.2012, Reddy ve ark.2014, Rejula ve ark. 2017). R-faz alaşımlar M-wire alaşımlarla benzer döngüsel yorgunluk direnci gösterirler (Bouska ve ark. 2012, Higuera ve ark. 2015).

2.5.3. Controlled Memory (CM) Wire Ni-Ti Alaşımlar

CM wire Ni-Ti alaşımları 2010 yılında ne oda sıcaklığı ne de vücut sıcaklığında süper-elastik özellik göstermeyen ilk termomekanik ısıtılabilir Ni-Ti alaşımı olarak tanıtılmıştır (Zhou ve ark. 2012). HyFlex CM ve Typhoon CM, CM teknolojisi ile üretilip piyasaya sürülmüş eğelerdir. Modifiye edilmiş faz içeriği sayesinde CM Wire enstrümanlar martensit oryantasyon sonucu şekil değiştirebilirler (Shen ve ark.2013).

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, Östenitik Ni-Ti enstrümanlarının aksine CM Wire Ni-Ti enstrümanlar kurvatürlü 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 (Shen ve ark. 2011)

2.5.4. Gold ve Blue Isıl İşlem Görmüş Ni-Ti Enstrümanlar

Dentsply Sirona, NiTi CM alaşımları için 2010 yılında yeni bir ısıtılabilir Ni-Ti alaşımı geliştirmiştir (Shen ve ark. 2013), bu yöntem ile alet; tekrarlayan ısıtma

soğutma işlemlerine tabi tutulmaktadır ve bu işlem sonrası alet yüzeyinde titanyum oksit adı verilen, eğeye esneklik ve dayanıklılık sağlayan bir tabaka oluşmaktadır. Yüzeyde oluşan titanyum oksit tabakasının kalınlığı, Ni-Ti döner aletlerin rengini belirlemektedir (Gavini ve ark. 2018a). Bu aletlerin fabrikasyon işlemleri sonrası tekrar tekrar ısıtılıp soğutulmasından oluşan ısı işlem sayesinde, martensit ve austenit fazları arasında yeni bir faz geçiş noktası belirlenir ve bu sayede gelişmiş fiziksel ve mekanik özelliklere sahip eğeler üretilir (Van Der Vyer ve ark. 2017). Dentsply, eğelere yapılan bu ısı işlemlerin, döngüsel yorgunluk dayanımını ve eğelerin esnekliğini artırdığını öne sürmüştür (de Menezes ve ark. 2017).

2011 yılında Dentsply Tulsa Dental (USA) tarafından ayırt edici mavi renge sahip ilk endodontik enstrüman olan ProFile Vortex Blue tanıtılmıştır. Halihazırda piyasada iki farklı firmanın ürettiği gold ve blue ısı işlem görmüş Ni-Ti enstrümanlar sıklıkla kullanılmaktadır. Bunlardan ikisi devamlı rotasyon hareketi ile (ProFile Vortex Blue; ProTaper Gold, Dentsply Sirona), ikisi de resiprokal hareketi ile (Reciproc Blue, VDW; WaveOne Gold, Dentsply Sirona) çalışmaktadır. Bu enstrümanlar değişebilen şekil hafıza (controlled memory effect) özelliği gösterirler (Plotino ve ark. 2014). Tüm gold ve blue ısı işlem görmüş enstrümanlar geleneksel Ni-Ti ve M Wire enstrümanlarla kıyaslandığında gelişmiş esneklik ve döngüsel yorgunluk direnci gösterirler (Gao ve ark. 2012, Nguyen ve ark. 2014, Plotino ve ark. 2014,2017 Duke ve ark. 2015, Hieawy ve ark. 2015, Elnaghy ve Elsaka 2016, 2017, Kaval ve ark. 2016). Bu gelişim martenisit yapılarına atfedilebilir. Yapılan çalışmalarda sadece Hyflex EDM enstrümanlar ProTaper Gold, WaveOne Gold ve Reciproc Blue ile kıyaslandığında döngüsel yorgunluğa daha dirençli bulunmuştur (Kaval ve ark. 2016).

2.5.5. Elektriksel Deşarj İşlemi Yapılan Ni-Ti Enstrümanlar

Coltene/Whaledent CM Wire dan üretilen başka bir dönen Ni-Ti sistemi Hyflex EDM'i tanıtmıştır. Hyflex EDM elektriksel deşarj işleme prosedürü ile üretilen ilk enstrümandır (Pirani ve ark. 2016). Üreticiye göre bu yenilikçi işleme süreci Ni-Ti enstrümanların yüzey özelliklerini güçlendirir ve bunun sonucu olarak yüksek kırılma direnci ve gelişmiş kesme etkinliği gözlenir. Hyflex EDM'in diğer enstrümanlarla karşılaştırıldığı bir çok çalışmada, Hyflex CM, M-Wire ve geleneksel NiTi

enstrümanlara göre döngüsel yorgunluk direncinin arttığı kanıtlanmıştır (Kaval ve ark.2016, Pedulla ve ark.2016, Pirani ve ark. 2016, Goo ve ark. 2017, Gundogar ve Ozyurek 2017, Iacono ve ark. 2017). Hyflex EDM'in esnekliği ise diğer CM Wire enstrümanlarla benzer bulunmuştur (Goo ve ark. 2017, Iacono ve ark. 2017). Ayrıca Hyflex EDM'in orijinal kök kanalıyla oldukça uyumlu bir kanal preparasyonu oluşturduğu rapor edilmiştir (Ozyurek ve ark. 2017, Pinheiro ve ark. 2017, Venino ve ark.2017).

2.5.6. Max Wire Ni-Ti Enstrümanlar

Kısa bir süre önce FKG tarafından Max Wire (Martensite-Austenite-electropolish-fileX) olarak adlandırılan termomekanik ısıl işlem görmüş yeni bir enstrüman tanıtılmıştır. Max Wire klinik uygulamada hem şekil hafıza hem de süperelastik özelliği aynı anda gösterebilen tek Ni-Ti enstrümandır. Şu anda kullanımda Max Wire'dan yapılan iki enstrüman bulunmaktadır (XP-endo Shaper ve XP-endo Finisher, FKG Dentaire). Bu enstrümanlar kanal içerisinde sıcaklık değişimleri sonucu özel faz geçişleri sayesinde çalışmaları sırasında kavisli bir şekil alırlar. Bu sayede kanal içerisinde şekil hafıza özelliği gösterirler (M-faz dan Östenit faza dönüşüm). Max Wire. enstrümanların kavisli şekilleri sayesinde kanal düzensizliklerine uyum sağladıkları ve karmaşık kök kanal morfolojilerinin preparasyonunda oldukça etkili oldukları iddia edilmektedir.

XP Endo Finisher; Hyflex CM, Vortex Blue ve iRaCe ile kıyaslandığında döngüsel yorgunluğa karşı daha dirençli bulunmuştur (Elnaghy ve Elsaka 2017, Silva ve ark. 2018). XP Endo Finisher'ın döngüsel yorgunluğa dirençli olmasında düşük koniklik açısının da (0,01) etkili olduğu göz ardı edilmemelidir. Küçük çaptaki alet boyutunun döngüsel yorgunluk direncini arttıran önemli bir parametre olduğu bilinmektedir (Melo ve ark. 2008, Ninan ve Berzins 2013).

Tablo 1. Endodontide kullanılan bazı Ni-Ti enstrümanlar ve metalürjik özellikleri (bu çalışmada kullanılan enstrümanlar kırmızı ile belirtilmiştir)

Alaşım	Faz içeriği	Ni-Ti sistem
Konvansiyonel Ni-Ti Enstrümanlar	Östenitik faz, Süperelastisite	Mtwo, OneShape, ProFile, ProTaper Universal
Elektropolisaj işlemi yapılan Ni-Ti Enstrümanlar	Östenitik faz, Süperelastisite	RaCe, BioRaCe, iRace, F360, F6 Skytaper
R-Faz Ni-Ti Enstrümanlar	Östenitik faz, Süperelastisite	Twisted File, Twisted File Adaptive, K3XF
M-Wire Ni-Ti Enstrümanlar	Östenitik fazla beraber R-Faz ve Martensitik faz içeriği	ProFile, Vortex, ProFile GT Series X, ProTaper Next, Reciproc, WaveOne
Controlled Memory (CM) Wire ve Elektriksel deşarj İşlemi uygulanan Ni-Ti Enstrümanlar	Martensitik faz yanında az miktarda Östenitik faz ve R-fazı	HyFlex CM, THYPOON Infinite, V-Taper 2H Hyflex EDM
Gold ve Blue Isıl İşlem Uygulanmış Ni-Ti Enstrümanlar	-Şekil hafıza -Süperelastisite -Yüksel döngüsel yorgunluk dayanımı	ProTaper Gold WaveOne Gold ProFile Vortex Blue WaveOne Gold Reciproc Blue
Max Wire Ni-Ti Enstrümanlar	20 °C Martensit 35°C Östenit	XP-endo Finisher XP-endo Shaper

2.6. Kök Kanal Preparasyonunda Kullanılan NiTi Aletlerin Hareket Tipleri

2.6.1. Devamlı Rotasyon Hareketi

Döner aletlerin piyasaya sürülmesiyle, kök kanal tedavisinin süresini ve hekim üzerindeki stres önemli ölçüde azalmıştır. 1980'lerin sonunda ortaya çıkan devamlı rotasyonel hareket günümüzde halihazırda birçok kanal eğerinde kullanılmaktadır. Bu hareket tipinde, endomotor veya redüksiyonlu mikromotor yardımı ile eğerlere sürekli tam rotasyon hareketi yaptırılmaktadır (Gavini ve ark. 2018).

2.6.2. Resiprokal Hareket

Resiprokal harekette eğeler belirlenen açılarda hem saat yönünde hem de saatin tersi yönünde hareket etmektedirler (Gavini ve ark. 2018). Kanal preparasyonu sırasında eğelerin kırılması, eğeler adına yeni hareket arayışlarına sebep olmaktadır. Resiprokal hareket bu amaçla geliştirilen hareketlerden biridir.

Resiprokasyon hareketinin birbirinden farklı çeşitleri bulunmaktadır; saat yönü ve tersinde $150^{\circ}/30^{\circ}$, $370^{\circ}/50^{\circ}$ ve $90^{\circ}/90^{\circ}$ gibi farklı açılarda resiprokal hareketler ve buna uygun üretilmiş sistemler mevcuttur. Yapılan çalışmalarda resiprokal hareketin ege üzerindeki torsiyonel stresi azalttığı, bunun da devamlı rotasyonel harekete kıyasla daha az kırılmaya sebep olduğu bulunmuştur (Pedullà ve ark. 2013).

2.6.3. Kombine Hareket

Bazı sistemlerde her iki hareketin avantajlarından faydalanabilmek adına rotasyonel ve resiprokal sistem birlikte kullanılmaktadır. 2016 yılında tanıtılan Genius sistemi, genişletme işlemini resiprokal hareket ile başlatmakta, rotasyonel hareket ile bitirmektedir. Bu sayede kanallarda apikale ilerlemek daha güvenli hale gelirken, aynı zamanda apikalden daha az miktarda debris ekstrüzyonu hedeflenmektedir (Gavini ve ark. 2018).

SybronEndo kombine hareketle kullanılan TF Adaptive egesini tanıtmıştır. Bu hareketin aletin kesme etkinliğini etkilemediği, döngüsel yorgunluk direncini ise artırdığı bulunmuştur (Duarte ve ark. 2018).

2.6.4. Eksentrik Döner Hareket

Bazı sistemler aletlerin tasarım özelliklerinden dolayı eksentrik veya asimetrik dönerler. Bu sistemlere asimetrik kesime sahip olan ProTaper Next ve XP-Endo Shaper eğeler örnek verilebilir (Gavini ve ark. 2018).

2.6.5. Transaksiyel Hareket

2010 yılında ReDent-Nova (Ra'anana, İsrail) tarafından, mevcut sistemlerden farklı tasarım ve kinematiğe sahip SAF (Self-Adjusting File) geliştirilmiştir. Bu ege,

Ni-Ti alaşımdan yapılmış, içi boş silindirik ağ örgüsüne sahip bir enstrümandır. Bu sistemde gagalama hareketi çevresel eğeleme ile birleştirilmiştir (Peters ve ark. 2010).

2.7. Çalışmamızda Kullanılan Nikel Titanyum Döner Alet Sistemleri

2.7.1. WaveOne Gold Primary

Tek kullanımlık resiprokal sistemlerin tanıtılması, kök kanallarının preparasyonu için yeni bakış açıları ortaya koymuştur. Resiprokal hareketin, devamlı rotasyon hareketine kıyasla aleti daha düşük stres değerlerine maruz bıraktığı ve alet ömrünü artırdığı bildirilmiştir (Alcalde ve ark. 2017, Plotino ve ark. 2015). 2015 yılında yeni bir resiprokal sistem olan WaveOne Gold sistemi WaveOne sisteminden farklı olarak Gold-Wire adı verilen yeni bir ısıl işlem prosedürü ile üretilmiştir (Alcalde ve ark. 2017). Bu aletlere fabrikasyon işlemi sonrası ısıl işlem uygulanarak martensit ve östenit faz arasında yeni bir faz geçiş noktası belirlenir, bu sayede yüksek mekanik özelliklere sahip eğeler üretilir (Van der Vyver ve ark. 2017). WaveOne Gold Primary eğenin, WaveOne Primary eğeye göre %50 daha yüksek döngüsel yorgunluk direnci ve %80 daha yüksek esnekliğe sahip olduğu bildirilmiştir (Webber Julian 2015).

WaveOne Gold, WaveOne'a kıyasla tasarım, boyut ve koniklik açısından da bazı farklılıklara sahiptir. WaveOne, daha büyük boyut ve konikliğin yanı sıra dışbükey üçgen kesit tasarımına sahipken WaveOne Gold, iki kesici kenarı bulunan bir paralel kenar kesit tasarımına sahiptir ve bu sistemde 20/0.7 (Small), 25/0.7 (Primary), 35/0.6 (Medium) ve 45/0.5 (Large) olmak üzere dört farklı eğe bulunmaktadır (Mehmet Adıgüzel ve İsmail Davut Çapar 2017). Herhangi bir kanalın tamamen şekillendirilmesi için gereken tek eğe genellikle Primary 25/0.07 egedir. WaveOne Gold sistemi, saat yönünün tersine 170° ve saat yönünde 50° dönerek toplam üç siklusta 360° dönüşü tamamlamaktadır (Webber Julian 2015).

2.7.2. HyFlex EDM One File

Coltene / Whaledent, CM Wire'dan üretilen bir NiTi döner eğe sistemi olan Hyflex EDM'i piyasaya sürmüştür. Hyflex EDM elektrik boşaltımı ile işleme (EDM) yöntemi ile üretilen ilk endodontik alettir (Zupanc ve ark 2018). EDM prosedürü,

çoklu klinik uygulamalardan sonra bile aletin bütünlüğünden ödün vermeyen krater benzeri bir yüzey oluşumunu sağlamaktadır. EDM işlemi sonucunda eğe yüzeyinin sertleşmesi, kesme etkinliğini artırmaktadır. Eğenin şekil hafızası özelliği kanal preparasyonu sırasında eğenin aşırı strese maruz kalmasını önlemektedir (Pirani ve ark. 2016).

HyFlex EDM One File (25/~), apikal 4 mm'de 0.08 sabit taper açısı göstermekte iken bu açı koronal bölgede kademeli olarak 0.04'e kadar düşmektedir. Alet çalışan bölümü boyunca; apikal kısımda dikdörtgen, orta ve koronal kısımda ise trapezoidal (ikizkenar yamuk) kesit yapısına sahiptir (Azim ve ark. 2018).

2.8. Kök Kanal Tedavisinin Yenilenmesi

Bugüne kadar yapılan çalışmalarda kök kanal tedavisinin başarı oranı %90'lara kadar ulaşmaktadır (Ricucci, Russo, Rutberg, Burleson, & Spångberg, 2011). Bu yüksek orana rağmen %14-%15 arası oranında başarısızlık da söz konusudur. (Ng, Mann, Rahbaran, Lewsey, & Gulabivala, 2007; Torabinejad ve ark., 2007). Birçok faktör kanal tedavisi başarısızlığına sebep olabilmektedir. İlk tedavinin bir veya birçok yönden yetersizliğine bağlı olarak gelişen mikrobiyal enfeksiyon, kök kanal sisteminin ortograt yoldan tekrar enfekte olması, kök kanal sisteminin yetersiz dezenfeksiyonu ve obturasyonu, başarısız olmuş apikal rezeksiyon vakaları sebepler arasında sayılabilir (Sedgley CM ve Wagner R., 2003). Gözden kaçmış kanallar, bulunamamış ekstra kanallar, koronal sızıntı, vertikal kırık, hatalı post uygulamaları, taşkın veya kısa kanal dolguları, basamak oluşumu, perforasyonlar, transportasyonlar, alet kırıkları gibi sebepler de başarısızlık nedeni olabilirler (Ruddle CJ, 1997).

Başarısızlık durumları kök kanal tedavilerinin yenilenmesini gerektirmektedir. Bu işlem daha önce kanal tedavisi yapılmış dişlerden dolum materyallerinin çıkarılması, tekrar şekillendirme ve dezenfeksiyon prosedürlerinin uygulanması ve kanalın ideal bir şekilde doldurulması şeklindedir ve "retreatment" olarak adlandırılır. Birçok farklı yöntemle (el aletleri, ısı taşıyıcı aletler, ultrasonik aletler, lazerler ve çözücüler) yapılabilen bu işlem, son dönemlerde NiTi eğelerin, paslanmaz çelik aletlere kıyasla daha esnek olmaları ve kırılmaya karşı dayanımlarının yüksek olması sebebi ile kök kanal dolgu maddelerinin uzaklaştırılmasında sıklıkla tercih edilmesini sağlamıştır. Ni-ti eğeler retreatment işlemi esnasında kullanılmaları sırasında ısı ve

sürtünme ile guta perkanın şekil değiştirmesini ve kanal içerisinden uzaklaştırılmasını sağlarlar. İşlem esnasında parçalanmış ve şekil değiştiren guta parçalarının bol irrigasyon ile kanaldan uzaklaştırılması kolaylaştırılır. Tüm bu prosedürlerin uygulanamayacağı durumdaki dişler için ise endodontik cerrahi veya çekim düşünülmelidir (Chandler & Chellappa, 2019).

Kök kanal tedavisi tekrarında kanal dolgusunun yenilenmesi, primer endodontik tedavi ile aynı amaçlara sahiptir:

- Kök kanal dolgusunun tüm enfekte bileşenlerinin ve nekrotik doku artıklarının uzaklaştırılması,
- Kök kanallarının yeniden şekillendirilmesi,
- Kök kanal sisteminin dezenfeksiyonu,
- Tüm kök kanal sisteminin doldurulması,
- Koronal enfeksiyonun önlenmesi (Kim S, ve ark. 2006)

Retreatment Endikasyonları

Kanal tedavisinin yenilenmesi işleminin gerekliliğine karar verirken gerekli bulgular;

- Yeterli yapılamamış kanal dolgusu mevcutsa,
- Yeterli yapılmış kanal dolgusu 30 günden fazla süre ağız ortamına açık kalmış ve tükürük ile kontamine olmuşsa,
- Kanal tedavisi 4 yıl önce yapılmış ancak halihazırda periapikal bölgede lezyon izleniyorsa,
- Periapikal bölgede yeni olduğu gözlenen radyolusent alanlar varsa
- Periapikal bölgede takipler sonucu gitgide artan radyolusensi izleniyorsa
- Ağrı, basınç artışı, şişlik gibi semptomlar ve dişte fonksiyon kaybı varsa,

Retreatment işleminde öncelikli hedef, kök kanal sistemini mevcut bakterilerden arındırmaktır. Bu sebeple kök kanal sisteminin tüm bölgelerine, dallanmalarına ulaşıp yeterli eliminasyonun yapılabilmesi adına daha önce yapılmış kanal dolgu materyallerinin tamamı kök kanal sisteminden uzaklaştırılmalıdır (Wilcox 1989; do Nascimento Menezes, Carneiro, ve do Vale 2019).

2.9. Kök Kanal Tedavisi Yenilenmesi Sırasında Ortaya Çıkan Sorunlar

Retreatment sırasında transportasyon, strip, lateral ve koronal perforasyonlar, çalışma boyu kaybı, basamak oluşumu, kanalın tıkanması, alet kırıkları, dolgu materyallerinin apikalden taşması, vertikal kök kırıkları, dentinal defektler, flare-up gibi komplikasyonlar gelişebilir (Chong 2004).

Kanal tedavi tekrarı sırasında alet kırılması en sık karşılaşılan komplikasyonlardan birisidir. Aletlerin kullanım prensiplerine uygun kullanılmaması, eğelerin gereğinden fazla kullanımı, aletin fazla strese maruz kalması, aşırı eğimli kanallar, aletin kuru kanallarda kullanılması, deforme olmuş aletlerin tekrar kullanılması kırılmalarına yol açan faktörlerdir (Gürsoy 2007).

Kırılan kanal aletlerinin, kanal içerisinde zamanla korozyona uğrama ihtimali ve tedavinin ideal olarak tamamlanmasını engelleyebilmesi, tedavinin başarısına etkisinin incelenmesinde göz önünde bulundurulması gereken durumlardır (Iqbal, Kohli, ve Kim 2006).

Kök kanalının zorlu ve karmaşık anatomisi, kanal aletlerinde stres birikimine ve aletlerin kırılmasına neden olan en önemli faktörlerdendir. Dar ve eğimli kök kanallarında bu olasılığın fazla olduğu gösterilmiştir (Hulsmann ve Schinkel 1999).

Kırılan kanal aleti, kök kanalının şekillendirilmesinin, dezenfeksiyonunun ve obturasyonunun ideal şekilde tamamlanmasına izin vermezken mikrobiyal ortamın elimine edilmesine de engel olur (Souter ve Messer 2005).

2.10. Ni-Ti Eğelerde Görülen Kırılmalar

Geleneksel eğelere kıyasla daha esnek ve dayanıklı olmalarına rağmen Ni-Ti eğeler de preparasyon sırasında kırılabilmektedir (Parashos ve Messer 2006). Ni-Ti alaşımların birçok avantajına rağmen preparasyon sırasında kırılmaları günümüzde büyük bir sorun olarak karşımıza çıkmaktadır (Condorelli ve ark. 2010).

Paslanmaz çelik eğeler kanal içerisinde kırılmadan önce plastik deformasyon göstermektedirler ancak Ni-Ti eğelerin herhangi bir deformasyon ve yorgunluk belirtisi göstermeden kırılabildikleri belirtilmiştir (Sattapan ve ark. 2000). Bu sebeple

Ni-Ti eğelerin kullanım öncesi deformasyonlarının değerlendirilememesi, işlem sırasında kırılabilirmeleri adına net bir fikir vermeyecektir (Pruett ve ark. 1997).

Alaşım ve tasarıma bağlı olmaksızın bütün kanal aletleri kök kanal preparasyonu esnasında strese maruz kalırlar ve elastik limitin aşıldığı noktalarda kırılabilirler. Enstrüman kırıklarından sorumlu 2 mekanizma vardır: torsiyonel kırılma ve döngüsel yorgunluğa bağlı fleksural kırılma (Pedullà ve ark. 2015).

Torsiyonel kırılma

Ni-Ti kanal aleti kanal içerisinde rotasyon hareketi sırasında, uç kısmından veya gövdesinden bir noktada sıkışabilir. Torsiyonel kırılma; sıkışma sonrası rotasyon hareketinin sürdürülmesi sonucu elastik limitin aşılması ile meydana gelen kırılma şeklidir (Martín ve ark. 2003) (Sattapan ve ark. 2000). Düz kanallarda meydana gelen alet kırıkları çoğunlukla bu mekanizmayla gerçekleşir (Pruett ve ark. 1997). Torsiyonel kırılma gösteren aletler incelendiğinde genellikle gevşeme, düzleşme veya bükülme gibi plastik deformasyon özellikleri göstermişlerdir (Dioguardi ve ark. 2019).

Fleksural kırılma

Kullanılan enstrümanların eğimli kanallar içerisinde çalışmaları sırasında iç yüzeyleri sıkışma dış yüzeyleri ise gerilme kuvvetlerine maruz kalmaktadır. Tekrarlayan gerilme ve sıkışma kuvvetleri aletlerde döngüsel yorgunluk oluşmasına sebep olmaktadır (Kuhn ve Jordan 2002, Topçuoğlu ve ark. 2020). Kök kanalının genişletilmesi esnasında, özellikle kanalın en kurvatürlü kısmında meydana gelen, tekrarlayan gerilme-sıkışma döngüsü enstrümanın döngüsel yorgunluğunu zaman içerisinde arttırmakta ve alet kırığına neden olan en önemli faktörlerden biri olmaktadır. (Parashos ve Messer 2006). Döngüsel yorgunluk dayanımının aşılması sonucu meydana gelen kırıklarda torsiyonel kırılmaların aksine herhangi bir plastik deformasyon işareti görülmeden kırılma meydana gelmektedir (Ya Shen ve ark. 2006, Kim ve ark. 2020). Deformasyonların gözle görülememesi ve kalıcı olması önceden tespit edilebilmesini oldukça zorlaştırır (Sattapan ve ark., 2000).

Alet kırıklarının birincil sebebinin döngüsel yorgunluk olduğunu bulan çalışmalar (Li ve ark. 2002, Parashos ve Messer 2006, Cheung ve Gary 2007, Gianluca Plotino ve ark. 2009) olduğu gibi, torsiyonel kırılmaların daha sıklıkla gerçekleştiğini

iddia eden çalışmalar da (Condorelli ve ark. 2010, Peng ve ark. 2005, Cheung ve ark. 2005, Song ve ark. 2019) vardır.

2.11. Döngüsel Yorgunluğu Etkileyen Faktörler

Kök kanalları içerisinde Ni-Ti döner aletlerin kırılma riskleri, tedavinin ilerleyişini ve başarı şansını değiştirebileceği için önemsenmesi gereken bir sorundur. Meydana gelen alet kırıkları kök kanal sisteminde blokaja neden olur, ideal şekillendirme ve optimum dezenfeksiyonu engeller (Schrader ve ark.1999).

Birçok vakada NiTi döner eğelerde gerekleşen kırılmalar aşırı (Gambarini, 2001) veya hatalı kullanım sonucu (Sattapan ve ark., 2000) görölmektedir ki bu durumun engellenmesinde yeterli ve doğru eğitimin önemi vurgulanmaktadır (Mesgouez ve ark., 2003; Yared ve ark., 2000). Bunun dışında Ni-Ti döner eğelerin kırılmasına sebep olan faktörler aşağıdaki gibi sıralanabilir ve tüm bu özellikler NiTi döner eğe sistemlerinin güvenli kullanımı ve performanslarını etkilemesi açısından önemli olmaktadır (Gambarini ve ark., 2011).

2.11.1. Alet Tasarımı

Hem alet tasarımı hem de yatay kesit alanı, mekanik yüklenme esnasında meydana gelen stresin dağılımını etkilemektedir. Bu durum eğenin, döngüsel ve torsiyonel strese maruz kaldığı noktada kırılmaya olan direncini etkileyebilir. Kesit alanının büyümesi ile eğeler torsiyonel kuvvetlere karşı daha dirençli fakat döngüsel yorgunluğa karşı daha az dirençli hale gelmektedir (Haikel ve ark., 1999; Parashos & Messer, 2006; Pruett ve ark., 1997). Bu sebeple direkt olarak büyük çaplı aletlerin klinik uygulamada daha güçlü veya daha güvenli olduğu düşünölmemelidir (Pruett ve ark., 1997; Yared ve ark., 1999)

Değişken taper açılı eğelerin kanal duvarlarına olan temasının, sabit taper açılı eğelere kıyasla daha az olması torsiyonel ve döngüsel kırılmaya karşı dirençlerini arttırmıştır (Yared ve ark. 2003).

2.11.2. Fabrikasyon İşlemleri

Ni-Ti eğelerin üretimleri aşamasında, bir takım fabrikasyon işlemleri sırasında çatlaklar ve oluklar ile karakterize edilen yüzey düzensizlikleri meydana gelir (Alapati ve ark. 2005). Ni-Ti eğelerin üretimi ve işlenmesi sırasında meydana gelen oksit parçacıkları, enstrümanın içinde hapsolür ve gren sınırlarında zayıflamalara yol açabilir. NiTi döner ege sistemlerinde, bazı yüzey boşluklarının, alaşım içerisinde bulunan oksijen, azot, karbon ve hidrojenin çözünmesi sonrası çökelti oluşturmaları ile meydana geldiği düşünülmektedir. Bir çalışmada, Ni-Ti ege, atomik kuvvet mikroskobu kullanılarak incelenmiş ve taper açısı fazla olan eğelerin üzerindeki düzensizliklerin daha fazla olduğu bildirilmiştir. Bu defektli yüzeyler, kök kanal preparasyonu sırasında stres yoğunluğunun arttığı alanlardır ve ege üzerinde çatlak oluşmasına sebep olurlar (Valois ve ark. 2005). Çatlakların yönü genellikle eğenin uzun eksenine yaklaşık olarak dik açıdadır. Plastik deformasyona uğramış bölgelerde görülen bu tür aksiyal çatlaklar, torsiyonel yükün gerilimi nedeniyle oluşabilir (Alapati ve ark. 2005). Gerilme ve sıkıştırma gibi kalıcı stresler, işlenmiş yüzeylere çok yakın yerlerde meydana gelir ve enstrümanın yorulma ömrü üzerinde önemli bir etki yaratır (Shaw ve ark. 2005). Kök kanal preperasyonu sırasında enstrümanların oto-reverse hareketi sonrası, yüklenen mevcut stresin boşaltılması, ostenitik ve martensitik fazlar arasında alaşımın tekrarlı dönüşümüne yol açmaktadır. Bu dönüşüm alaşımın mekanik özelliklerinde olumsuz değişikliklere neden olabilir. Ni-Ti alaşımının fazlar arasındaki hafif değişikliği mekanik özelliklerinde büyük değişikliklere neden olabilir (Miyai ve ark.2006).

İyon implantasyonu uygulanması Ni-Ti alaşım yüzeylerinin aşınmaya karşı daha dirençli hale gelmesini sağlamaktadır (Rapisarda ve ark. 2001). Eğelerin yüzey özelliğini değiştirmenin bir başka yolu ise nitrür ile kaplamaktır. Kaplama sonrası aletin yüzeyinde biriken sert, ince titanyum nitrit filminin, yıpranmaya ve aşınmaya dirençli olduğu ve tekrarlanan kullanımdan sonra kesici kenarların yüzey düzgünlüğünü ve bütünlüğünü koruduğu gösterilmiştir (Schafer, 2002).

Elektropolisaj işlemi sonrası NiTi enstrümanın daha pürüzsüz bir yüzey elde etmesi yüksek döngüsel yorgunluk direncine sahip olmasına fayda sağlamaktadır (Suresh, 1998; Collins, 1993). Ancak döner aletlerin yüzey işlemlerinin eğelerin

kırılmasını önlemede herhangi bir yararlı etkisi olup olmadığı dental literatür açısından belirsizdir. Bazı çalışmalar, elektropolisaj işlemi ile NiTi enstrümanların döngüsel yorgunluk direncinin arttığını belirtmiştir (Anderson ve ark., 2007). Bazı çalışmalar ise elektropolisajın yararlı bir etkisinin olmadığını göstermiştir (Cheung ve ark., 2007; Bui ve ark., 2008; Herold ve ark., 2007). Ayrıca, düşük döngüsel yorgunluk direncinin yumuşak bir yüzey (Schijve, 2001) yerine çoğunlukla saf malzemenin özelliklerine bağlı olduğu ve elektropolisaj işleminin yüzey üzerindeki mikroçatlakların ilerlemesini engellemediği belirtilmiştir (Herold ve ark., 2007).

2.11.3. Preparasyon Tekniği

Alet kırılmalarını minimuma indirmek için, nikel titanyum döner aletler kullanılmadan önce kök kanallarında, uygun enstrümanlarla ön genişletme yapılması gerekmektedir. (Peters ve ark. 2003). Ön genişletme sağlanması, döner eğe sistemlerine rehber bir yol sağlayacak ve eğe üzerinde oluşabilecek çatlakları ve torsiyonel stresleri azaltacaktır (Blum ve ark. 2003).

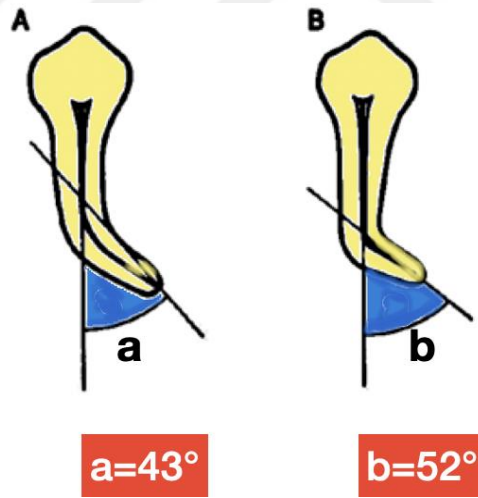
Eğelerin kanal içerisinde “pecking (gagalama)” hareketiyle kullanılmasının genelde eğelerin yorulma ömrünü arttırdığı gösterilmiştir (Colombo ve ark., 1999, Griffiths ve ark., 1999). Çünkü bu hareket sırasında döngüsel yük yalnızca belirli bir noktada lokalize olmak yerine enstrümanın belirli bir uzunluğuna yayılmaktadır. Ayrıca, pecking hareketi sırasında 'fırçalama hareketi' olarak adlandırılan lateral kuvvet uygulamasının, küçük boyutlu eğeler üzerinde olumsuz etki gösterdiği, büyük boyutlu (MTwo, boyut 25, 0.06 koniklik) eğelerin yorulma direnci üzerinde belirgin bir etkisi olmadığı görülmektedir (Powell ve ark., 1986).

Koronal preparasyondan sonra apikal preparasyonun sağlandığı crown-down tekniği, şekillendirme ve dezenfeksiyon sırasında çalışma boyunun korunması açısından tercih edilen bir preparasyon tekniğidir (Gambill ve ark. 1996). Bu preparasyon tekniğinde koronal 1/3'lük kısım daha önce genişletildiğinden eğe üzerinde oluşabilecek stres ve alet kırılmaları da azalacaktır (Gambarini ve ark. 2000).

2.11.4. Kurvatür Açısı ve Yarıçap

Ni-Ti döner aletlerin döngüsel yorgunluk dirençleri, dönme hızı, preparasyon yapılan kanalların kurvatür açısı, kurvatür yarıçapı, kanal uzunluğu gibi faktörlere bağlıdır (Martin ve ark. 2003). 1986 yılında Dederich ve Zakariasen, kurvatürlü kanallarda rotasyonel hareket prensibiyle çalışan endodontik motor kullanarak K tipi paslanmaz çelik eğelerin döngüsel yorgunluk dayanımlarını incelemiştir (Zakariasen ve ark.1986). Yaptıkları çalışma sonucunda metal yorgunluğunun ve elastik limitin aşılmasının önemini vurgulamışlardır.

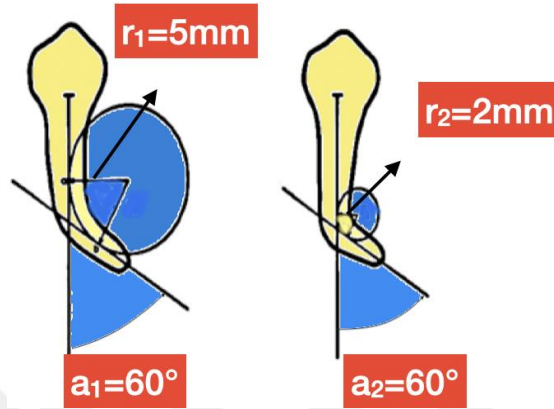
1971’de Schneider tarafından tanıtılan yöntem kullanılarak kanal eğriliği kavramı tanımlanmıştır. Ancak, bu yöntemde kanal eğriliğini tanımlamak için sadece tek bir parametre kullanılmıştır. Schneider kök eğrilik derecesini belirlemek için, kanalın uzun eksenine paralel bir çizgi çizmiş, Apikal foramenden birinci çizginin kanalın uzun eksenini terk etmeye başladığı noktaya ikinci bir çizgi daha çekmiştir. Bu iki çizginin kesiştiği noktada oluşan, ölçülebilir açı ‘kök eğriliği açısı’ olarak tanımlanmaktadır (Şekil 1) (Schneider, 1971).



Şekil 1. Kurvatür açısını belirlemede kullanılan Schneider yöntemi (1971)
(Çizim: Uzm. Dt. M. POLAT)

Schnedier’in bu tanımlamasından sonra 1997 yılında Pruett ve ark. (1997) tarafından “kurvatür açısı” ve “kurvatür yarıçapı” parametreleri kullanılarak daha doğru bir eğrilik ölçüsü belirlenmiştir (Pruett ve ark. 1997). Bu eğrilik ölçümünde de Schneider yönteminde olduğu gibi kanalın koronal düz kısmının uzun eksenı boyunca düz bir çizgi çizilir. İkinci çizgi ise kanalın apikal düz kısmının uzun eksenı boyunca

izilir. Çekilen bu çizgilerin her birinde kanal eğriliğinin sonlandığı ve başladığı birer sapma noktası bulunmaktadır. Kanalın kurvatürlü bölümü, bu iki noktaya teğet bir daire ile temsil edilir. Kurvatür açısı, bu iki nokta arasındaki çember yayının merkez açısıdır. Bu çizgilerin uzunluğu dairenin yarıçapıdır ve milimetre cinsinden tanımlanan kanal eğriliğinin yarıçapını tanımlar (Şekil 2).



Şekil 2. Kurvatür açısını belirlemede kullanılan Pruett yöntemi (1977)
(izim: Uzm. Dt. M. POLAT)

Kurvatür yarıçapının azalması veya artması kanal anatomisindeki ani yön değişimlerini ve sapmaları ifade eder (Plotino ve ark. 2009). Kurvatür yarıçapının azalması ve açısının artması eğelerin daha fazla gerilme ve sıkışma kuvvetine maruz kalması sonucu kırılmasına neden olur (Zelada ve ark. 2002). Kurvatür yarıçapındaki azalma, eğelerin torsiyonel kuvvetlere karşı direncini benzer şekilde azaltır (Best ve ark. 2004). Eğelerin üzerinde oluşan gerilme ve sıkışma kuvvetlerindeki ana etkenin kurvatür açısı olduğu düşünülse de kurvatür yarıçapının çok daha önemli olduğu yapılan çalışmalarla kanıtlanmaktadır (Pruett ve ark. 1997; Cheung ve ark. 2009; Plotino ve ark. 2009).

Preperasyon sırasında eğelerin üzerinde oluşan sıkışma ve gerilme kuvvetleri genellikle kurvatürün şekline ve operatörün uyguladığı kuvvete bağlıdır. Daha keskin kurvatürlü kanallar daha fazla stres yaratır; aynı kurvatür açılı kanallarda büyük çaplı ve rijit enstrümanlar daha küçük enstrümanlara kıyasla daha fazla stres yaşayacaktır. Kök kanalının eğimli bölümünün uzunluğunun hesaplanmasında Pruett ve ark. (1997) tarafından tanımlanan kurvatür yarıçapı parametresi kullanılır (Pruett ve ark. 1997).

2.11.5. Tork Kontrollü Motor Kullanımı

Kök kanal enstrümantasyonu sırasında endodontik motor tarafından oluşturulan tork, preoperatif kanal genişliğine, diş hekimi tarafından uygulanan apikal kuvvete, aletin çapına, kesit tasarımına, enstrümanın tekrarlanan kullanımına, üretim sürecine ve enstrüman ile kök kanal duvarları arasındaki temas alanına bağlıdır (Turpin ve ark. 2000). Yüksek torklu bir motor kullanılırsa, alete özgü tork limiti (kırılma sınırı) genellikle aşıldığından, kanal içerisinde alet kırma riski artar. Gambarini (2000) her bir enstrümanın çapı ve boyutu için belirli bir tork değerinin (elastikiyet sınırına yakın) ayarlanması ve stresin bu alete özgü tork sınırına ulaşması durumunda motorun durdurulması gerektiğini bildirmiştir (Gambarini G. 2000). Alet kırılması, maksimum tork sınırının altında çalışan düşük torklu bir endodontik motorun kullanılmasıyla önlenir. Bu tür tork kontrollü motorlar, tork değerine ulaşıldığında aletin dönüşünü durdurmak ve tersine çevirmek için tasarlanmıştır, bu sayede alet kırılması önlenir. Bununla birlikte, oto-reverse fonksiyonunun sık sık devreye girmesi alet üzerinde torsiyonel kırılma riskini artırır (Cheung GS. 2009). Iqbal ve ark. (2006) yaptıkları retrospektif bir klinik çalışmada, tork kontrolü olan ve olmayan motorlarla kullanılan eğeler arasında alet kırılması açısından önemli bir fark olmadığını açıklamışlardır (Iqbal ve ark. 2006). Yared ve Kulkarni (2004), endodontik motordan tork çıkışını değerlendirmiş ve çeşitli tork kontrollü motorların doğruluğunu incelemişlerdir (Yared ve Kulkarni 2004). Gerçek torkun önceden belirlenmiş tork değerinden saptığını ve çeşitli NTDES'nin aletlerin kırılmasında rapor edilen torktan daha yüksek olduğu sonucuna varmışlardır.

2.11.6. Dönme Hızı

Döner ege sistemlerinin optimal hızı, üretici firmanın önerilerine göre enstrümanlar arasında farklılık göstermektedir. Kök kanalında, çalışma boyuna güvenli bir şekilde ilerlenebilmesi için önerilen optimum hızı kullanmak önemlidir. Bir enstrümanın kesitsel tasarımları, kor çapı, taper açısı, heliks açısı, alaşımı ve uç dizaynı gibi bir çok faktör kök kanalları içerisinde ilerlemesini etkilemektedir. Bu yüzden, enstrümanın kullanılabileceği optimal hızı belirlemek için tüm bu faktörler göz önünde bulundurulmalıdır (McSpadden JT. 2007).

Dönme hızının, eğerin kırılma ömrü üzerine etkisini inceleyen çalışmalarda fikir ayrılıkları mevcuttur. Pruett ve ark. (1997) paralel gövdeye sahip LightSpeed eğeler ile yaptıkları bir çalışmada 750 ve 2000 rpm arasındaki rotasyon hızlarının döngüsel yorgunluk direncine herhangi bir etkisinin olmadığını belirtmişlerdir. Diğer çalışmalar ise 200 ya da 350 rpm ile çalışılan eğeler ile karşılaştırılmış, 100 rpm'de kullanılan eğelerin en uzun yorulma ömrüne sahip olduğunu ve eğe kırılmasının ve deformasyonunun daha az olduğunu göstermiştir (Herold ve ark., 2007; Martin ve ark., 2003). De-Deus ve ark. (2010) ProTaper F2 eğerinin rotasyon hızlarını karşılaştırdıkları bir çalışmada ise hızın az olduğu gruplarda, eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerinin arttığı bildirilmiştir. Bir başka çalışmada, daha yüksek rotasyon hızlarında daha az deformasyon görüldüğü bildirilmiştir (Daugherty ve ark., 2001). Ancak bu çalışmada kanallarda ön genişletme yapılmamıştır ve eğeler daha fazla sürtünme yüküne ve torsiyonel strese maruz kalmıştır (Sextro, 2007). Lopes ve ark. (2009) yaptıkları bir çalışmada yüksek rpm'de dönen eğelerin ısısının düşük rpm'de dönen eğelere göre daha fazla arttığını bulmuşlardır. Ni-Ti alaşımarının kullanım ömrü sıcaklıktan olumsuz etkilenmektedir; sıcaklık yükseldikçe yüzey gerilimi artış gösterir ve yorgunluk süresi kısalmıştır (Tobushi ve ark. 2000).

Bazı çalışmalar sonucunda ise aletlerin çalışma hızının kırılma döngüsü sayısını etkilemediği görülmüştür, ancak daha yüksek hızlar kırılmadan önce maksimum siklus sayısına erişmek için gereken süreyi azaltmaktadır (Walsch, 2004; Canalda-Sahli ve ark., 1996; Miyai ve ark., 2006). Diğer çalışmaların (Arens ve ark., 2003, Yared ve ark., 2001, Mandel ve ark., 1999) farklı sonuçlar elde etmesinin sebebi farklı operatörler, değişken test koşulları ve farklı enstrüman çeşitleri olabilir. Tüm bu görüş ayrılıkları neticesinde, rotasyon hızının net etkisi şu anda belirsizdir (Parashos ve Messer, 2006).

2.11.7. Kullanım Sayısı

NiTi enstrümanların kullanım sonrası plastik deformasyonlarının gözle fark edilememesi, kırılmalarının ön görülememesine sebep olmaktadır. (Zuolo ve Walton, 1997). Yorgun aletler ise tekrar kullanıldığında, yüzey çatlaklarıyla ilişkili kırıklar ortaya çıkabilir (Pruett ve ark., 1997). Bu nedenle NiTi eğelerin bir kere kullanılması önerilmiştir (Arens ve ark., 2003).

Ni-Ti enstrümanlarının klinik kullanım sürelerinin uzaması döngüsel yorgunluğa karşı direnci önemli ölçüde azaltır (Plotino ve ark., 2006). Svec ve Powers (2002), tek kullanımdan sonra dahi tüm Ni-Ti enstrümanların mekanik ve yüzey özelliklerinde bozulma gerçekleştiğini belirtmiştir. Ancak, bazı çalışmalar, döner NiTi aletlerin beş kez kullanılabileceğini veya dört molar dışın preparasyonunu sıkıntı olmadan tamamlayabileceğini bildirmiştir (Yared ve ark., 2000; Peters ve Barbakow, 2002). Üreticiler ise eğimli bir kanalın preparasyonundan sonra, aletlerin tekrar kullanılmamasını tavsiye etmektedir (Jodway ve Hulsmann, 2006). Belirtilen farklı görüşler, NiTi eğelerin kullanım sayısının enstrümanın tasarımı, mekanik özellikleri, kanal konfigürasyonu ve hekimin becerisi gibi çeşitli değişkenlere bağlı olduğunu göstermektedir. Bu sebeple enstrümanların kırılmamaları için kesinlikle bir kez kullanılmaları gerektiği literatür tarafından desteklenmemekte ancak kırılma sıklığını azaltmak adına en iyi fikir olarak görülmektedir (Parashos ve ark., 2006).

2.11.8. Sterilizasyon ve Dezenfeksiyon Etkisi

Kök kanal tedavisinin kemomekanik preparasyon aşamasında kullanılan enstrümanların, bireyler arası çapraz enfeksiyon riskini önlemek amacıyla sterilizasyonlarının tam olarak yapılması gerekmektedir (Fishelberg G. ve Pawluk JW. 2004). Sterilizasyon prosedürlerinin, Ni-Ti eğelerin mikroyapısı ve mekanik özellikleri üzerine etkilerini inceleyen birçok çalışma yapılmıştır. Ancak etkisi, literatürde hala bir fikir birliğine ulaştırılamadığı için belirsizdir. (Serene ve ark., 1995; Melo ve ark., 2002; Svec ve Powers, 2002; Mize ve ark., 1998; Rapisarda ve ark., 1999; Hilt ve ark., 2000). Ni-Ti enstrümanların korozyona uğraması potansiyel olarak mekanik özelliklerini etkileyebilir ve kırılmaya yol açabilir. Yapılan bir araştırmada; enstrümanların temizliğinde ve kök kanal preparasyonu sırasında lubrikasyon ve dezenfeksiyon amaçlı kullanılan sodyum hipoklorit (NaOCl) irrigasyon solüsyonu, eğelerin mekanik özelliklerini etkilediği ve kırılmaya yatkınlıklarını artırdığı bulgulanmıştır (Linsuwanont ve ark. 2004). Haikel ve ark. (1998) ise yaptıkları çalışmada NaOCl'nin, enstrümanların mekanik özelliklerinde ve kesme etkinliğinde herhangi bir değişime neden olmadığını belirtmişlerdir. Mize ve ark. (1998) sterilizasyonun NTDES'e üzerine olan etkisini inceledikleri bir çalışmada; buhar sterilizasyonu uygulanmış eğelerin kırılma dirençleri üzerinde anlamlı bir fark

gözlemlemediklerini bildirmişlerdir. Melo ve ark. (2002) tarafından yapılan bir çalışmada beş defa kuru-ısı sterilizasyonu uygulanmış, Ni-Ti eğelerinin mikroyapısındaki sertlik artışından dolayı yorulmaya karşı direncin arttığı rapor edilmiştir. Hilfer ve ark. (2011) ise sterilizasyon sonrası eğelerin mikroyapısındaki sertlikte artış, yüzey yapısında deformasyonlar ve esneklikte azalma gibi değişiklikler belirtmişlerdir.

2.12. Eğelerin Kırılma Dayanımlarını İnceleyen Test Düzenekleri

NiTi aletlerin torsiyonel ve döngüsel yorgunluğa karşı dayanımlarının incelenmesi adına birçok çalışma yapılmış ve çeşitli laboratuvar testleri geliştirilmiştir.

2.12.1. Torsiyonel Yorgunluğa Bağlı Kırılmayı İnceleyen Test Düzenekleri

Torsiyonel yorulma, eğelerin çalışmaları sırasında apikal veya uç kısımlarının sıkışması sonucu meydana gelen gerilmelerden meydana gelmektedir. Torsiyonel kırılmalar ile ilgili deneyler ISO/ANSI'ne göre paslanmaz eğelerin yada reamerların apikal 3 mm 'lik kısmının sabitlenip daha sonra ege veya reamerın saat yönünde veya saat yönünün tersinde kırılana kadar döndürüldüğü test düzeneklerinde yapılmaktadır (International Organization for Standardization 2008). Günümüzde yapılan hemen hemen bütün torsiyonel stres çalışmaları bu şekilde yapılmaktadır. Torsiyonel kırılmaya maruz kalan eğelerin SEM görüntüleri diğer kırıklara göre tipiktir. Kırıgın olduğu kısmın komşu oluklarında plastik deformasyon oluşurken kırık merkezinde ise fibröz, pürüzsüz ve mikro gözenekli bir yapı mevcuttur (Luebke ve Brantley 1991, Serracchiani ve ark. 2020).

2.12.2. Döngüsel Yorgunluk Dayanımının Değerlendirildiği Test Düzenekleri

Döngüsel yorgunluk; kurvatürlü kanallarda eğelerin sürekli dönmesi sonucu oluşan deformasyon olarak tanımlanmaktadır (Sattapan ve ark. 2000). Bu deformasyon zamanla eğelerde kırılma meydana getirmektedir. Klinikteki kırılmaların %41-90 arasının döngüsel yorgunluktan olduğu düşünülmektedir (Sattapan ve ark. 2000, Cheung ve ark. 2005). Kırılmaların yüksek oranda döngüsel yorgunluktan kaynaklandığının düşünülmesi bu konu hakkında fazla miktarda çalışma yapılmasını

beraberinde getirmiştir (Kim ve ark. 2012, Kaval ve ark. 2016, E. Silva 2020, Pedullà ve ark. 2020, Elnaghyve ark. 2020). Döner NiTi enstrümanların döngüsel yorgunluk dirençlerinin ölçülebilmesi için 5 metod önerilmiştir:

1. Eğri metal ve cam tüp düzeneği
2. Oluklu blok düzeneği
3. Eğimlendirilmiş düzleme karşı çevirme düzeneği
4. Dönen bir eğeyi 3 noktada eğimlendiren düzenek
5. Metal yapay kanalların kullanıldığı düzenek

2.12.2.1. Eğri Metal ve Cam Tüp Düzeneği

Ni-Ti eğeler ilk üretildiğinde sıkışmadan rahatça dönebilecekleri metal tüplerde döngüsel yorgunluk testine tabi tutulmuşlar ve paslanmaz çelik eğelere göre daha yüksek döngüsel yorgunluk dayanımı göstermişlerdir (Cheung ve Darvell 2007). Ancak eğri metal tüp yönteminde yapılan döngüsel yorgunluk çalışmalarında eğenin yörünge ve açısını belirlemede zorluklar yaşanması sonuçların güvenilirliğini etkilemiştir. Pruett ve ark. (1997) ise enstrümanların aynı boyutta eğilmelerini sağlamak için eğri metal tüplerin kurvatür yarıçaplarını standardize etmiş ve LightSpeed eğelerini test etmişlerdir. Kanal kurvatür yarıçapının yorgunluk ömrü üzerine aletin kavislendirildiği açıdan daha büyük öneme sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Bazı araştırmacılar ise paslanmaz çelik yerine cam tüp kullanmışlardır (Anderson ve ark., 2007; Barbosa ve ark., 2007). Eğri metal veya cam tüp düzeneği tasarımının bazı limitasyonları vardır. Tüplerin (cam ve metal) iç çapının enstrümanın çapından oldukça yüksek olması nedeni ile enstrüman yapay kanallar yapılırken belirlenen maksimum kurvatür açısı, kurvatür yarıçapı ve kurvatür noktası parametrelerine uymadan ön görülemeyen bir yörüngeyi takip etmektedir. Ayrıca aynı tüp, eğelerin farklı boyutlarını test etmek için kullanıldığı takdirde, küçük numaralı eğeler, tüp içerisinde daha gevşek hareket edecekler ve daha az gerilmeye uğrayacaklardır. Bu sebeple aynı test düzeneklerinde küçük çaplı eğelerin, büyük çapa sahip eğelerden döngüsel yorgunluğa karşı daha dirençli olduğunun bulunduğu bildirilmiştir (Bahia & Buono, 2005; Cheung, 2006). Tüm bu limitasyonlar ışığında

aynı veya farklı marka eğeler arasında kıyaslanabilir, güvenilir ve tutarlı sonuçlar elde etmek zor olmaktadır.

2.12.2.2. Oluklu Blok Düzeneği

Bu düzenek 1991 yılında Haikel ve ark. tarafından ilk olarak paslanmaz çelik eğelerin döngüsel yorgunluk dayanımlarını test etmek için tasarlanmıştır. İçbükey sertleştirilmiş çelik blok ve dışbükey sertleştirilmiş çelik silindirin bir arada tutulduğu ve sabitlendiği, enstrümanın kurvatürünü bu şekilde sağlayan yapay kanallar kullanılmıştır. İçbükey blokta hareket halindeki enstrümana rehber olması için V formunda açılan çentik, yarıçap ve kurvatür açısı oluşturmuştur (Ullmann ve Peters 2005). Daha sonra Ni-Ti eğelerin kullanılmaya başlanmasıyla içinde Ni-Ti eğelerin de döngüsel yorgunluk dayanımlarının test edilebilmesine olanak verecek şekilde modifiye edilmiştir (Haikel ve ark. 1999).

Bu düzeneğin en önemli limitasyonu, test edilen eğenin kanal formunu simüle eden V şeklindeki oluğa tam uyumlu olmaması durumunda, gerçek kurvatür çapının değişmesiyle ege yüzeyindeki stress ve eğenin ömrünün etkilenme olasılığıdır (Cheung, 2007).

2.12.2.3. Eğimlendirilmiş Düzleme Karşı Çevirme Düzeneği

Li ve ark. tarafından 2002 yılında tasarlanan bu yöntemde, eğelerin uç kısmı önceden belirlenmiş bir açıya göre üretilmiş blok üzerine, dik bir düzlemde hareket edecek şekilde yerleştirilmekte, eğimli yüzeyin açısına göre kurvatür açısı hesaplanarak dönüşleri sağlanmaktadır (Li ve ark. 2002). Eğimli sert yüzey üzerine eğeyi sabitleyebilmek adına küçük çentikler açılmıştır. Bu test metodunun en büyük avantajı oldukça kolay uygulanabilir olmasıdır. Bu avantajına rağmen farklı çap ve koniklik açısına sahip eğelerin kullanıldığı ve kıyaslandığı çalışmalarda, metal bloğun açısı sabit kaldığından, test edilen NiTi eğelerin bükülme açısı değişmekte ve bu durum test sonuçlarını etkilemektedir (Cheung, 2007; Low ve ark., 2006). Eğelerin düzleme karşı durmaları sonucu oluşan kurvatür açısı eğimli düzlemin açısıyla uyumlu bulunmamıştır, tüm bu olumsuzluklar sebebi ile literatürde çok fazla kullanım şansı bulamamıştır (Low ve ark. 2006).

2.12.2.4. Dönen Eğeleri 3 Noktada Eğimlendiren Düzenek

İlk olarak Cheung ve ark. (2007) tarafından kullanılan bu düzenekte planlanan hareket, eğenin 2mm çapa sahip 3 adet paslanmaz çelik silindirik pin yardımıyla sıkıştırılması ile oluşturulmaktadır (Fife ve ark. 2004). Eğenin hareket ederken belirlenen yörüngeden ayrılmasını engellemek için son pin üzerine ‘v’ şeklinde bir oluk açılmıştır. Aynı test yöntemi farklı açılarda iki pin ile tekrarlanarak farklı çalışmalarda kullanılmıştır. Döngüsel yorgunluk deneylerinde kullanılsa dahi bu yöntemde hem farklı eğelere hem de aynı eğe üzerindeki farklı açılara sahip kısımlara pinlerin uyguladığı sıkışma ve gerilme kuvvetlerinin aynı olmaması eğelerin orijinal formundan sapmalarına sebep olmaktadır (Plotino ve ark. 2009).

2.12.2.4. Metal Yapay Kanal Kullanan Düzenekler

İlk olarak Larsen ve ark. (2009) eğelerin döngüsel yorgunluk dirençlerini inceleyebilmek amacıyla, 60° kurvatür açısına, 3 mm kurvatür yarıçapına ve 1,5 mm kanal iç çapına sahip yapay metal kanallar kullanmışlardır. Çalışma boyu, düzeneğin üzerindeki akrilik parçaya kırmızı mürekkeple işaretlenerek belirlenmiştir. Günümüz çalışmalarında da genellikle paslanmaz çelikten üretilmiş yapay kanallar kullanılmaktadır (Gündoğar & Özyürek, 2017; Alcalde, 2017; De Menezes ve ark., 2017; Şerefoğlu ve ark. 2019). Kanalların üzeri ise test edilen enstrümanın kanal içi hareketinin gözlenebilmesi ve kırılma anının tespit edilebilmesi için şeffaf akrilik bir kapak ile kapatılmaktadır. Test düzeneğindeki geniş çaplı yapay kanallar, eğenin hareketi boyunca yörüngeden sapabilmesine ve her seferinde aynı yörüngeyi takip edememesine sebep olmuştur. Bazı çalışmalarda bu sorun test edilecek eğenin çap ve konikliğine uygun olarak üretilmiş metal yapay kanallar kullanılarak aşılmaya çalışılmıştır (Grande ve ark., 2006; Plotino ve ark., 2007; Plotino ve ark., 2006). Bu şekilde eğenin test sırasında hep aynı yörüngeyi takip etmesi sağlanmıştır.

Metal yapay kanalların kullanıldığı döngüsel yorgunluk çalışmalarında kanalların iç çapları eğelerin genişliğine uygun yapılmazsa, eğelerin döngüsel yorulma dayanımları ölçülürken kurvatür açısı değişmekte ve testin sonuçları etkilenmektedir (Cheung ve Gary 2007). 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 (Grande ve ark. 2006). Ancak bu durum eğelerin çalışma

sırasında aşırı ısınmasına sebep olmaktadır. Bu nedenle, ısınmanın önüne geçilebilmesi için kanallarda kayganlaştırıcı ajanlar kullanılmaktadır (Grande ve ark., 2006; Plotino ve ark., 2006; Ullmann & Peters, 2005).

Günümüze kadar yapılmış ve yapılmakta olan döngüsel yorgunluk testleri, statik veya dinamik olarak tasarlanmaktadır. Statik test düzeneklerinde eğe, aksiyel (ileri-geri) hareket yapmadan, sabit bir uzunlukta rotasyon hareketi yapar. Dinamik test düzeneklerinde ise eğe kanal içerisinde rotasyon hareketini sürdürürken aynı zamanda aksiyel yönde hareket etmektedir. Bu aksiyel hareketin eğelerin döngüsel yorgunluk direncini anlamlı derecede artırdığı bildirilmiştir (Li ve ark., 2002; Ray ve ark., 2007; Yao ve ark., 2006). Statik düzeneklerde eğe aksiyel yönde hareket etmediği için basınç ve gerilmelerden kaynaklanan stres değişiklikleri eğenin tek bir bölgesinde yoğunlaşmaktadır. Dinamik düzeneklerde ise eğenin kanal kurvatürü boyunca aksiyel hareketi, stresin eğenin shaftı boyunca dağılmasını sağlar. Böylelikle stresin tek bir noktada yoğunlaşması önlenir ve klinik koşullar gerçeğe daha yakın yansıtılır. (Lopes ve ark., 2013; Rodrigues ve ark., 2011).

Tablo 2. 1997-2021 yılları arasında yapılan döngüsel yorgunluk dayanımı çalışmaları ve test dizaynları

Yazar/Yıl	Test Dizaynı	Tüp (yapay kanal) Çapı ve Uzunluğu	Kurvatür Açısı	Yapıldığı sıcaklık	Lubrikant
Pruett ve ark./1997	Statik	0.83mm	30°,45°,60°		
Li ve ark. /2002	Statik Dinamik		45°,48°		Yağ
Plotino ve ark /2006	Statik		60°		Sentetik Yağ
Ray ve ark./2007	Dinamik				
Gabarini ve ark. /2008	Statik		60°		
Lopes ve ark./2013	Statik Dinamik	1.4mm-19mm	90°		Gliserin
Oscar Faciola Pessoa /2013	Statik		40°		
Pedulla ve ark./2014			60°		
Elnaghy ve ark./2014	Statik		45°		
Shen ve ark./2014	Statik	16mm (tüp uzunluğu)	42°		Su
Braga ve ark./2014	Statik		45°	Oda Sıcaklığı	
De Deus ve ark./2014	Dinamik	1.4mm-19mm			Gliserin
Kiefner ve ark./2014	Dinamik	1.4mm(tüp çapı)	60°		Gliserin
Plotino ve ark./2014	Statik		60°		Sentetik Yağ
Pedulla ve ark./2014	Statik	2mm-16mm	60°		Sentetik yağ
Capar ve ark./2015	Statik	1.5mm-19mm	45°,60°		Sentetik Yağ
Vadhana ve ark/2015	Statik		60°		Gliserin
Higuera ve ark./2015	Statik		60°		Sentetik Yağ
Elnaghy ve Elsaka /2015	Statik		90°		Sentetik Yağ
Leal Silva /2016	Statik		60°		Gliserin
Kaval ve ark./2016	Statik	1.5mm-19mm	60°	23°C	Sentetik yağ
Uslu ve ark./2016	Statik	1.5mm(tüp çapı)	60°		Sentetik Yağ
Özyürek ve ark./2016	Statik		60°		Sentetik Yağ
Shen ve ark./2016	Statik		1.kurvatür 60° 2.krvatür 30°		Sentetik Yağ
Lopes ve ark. /2016	Statik	1.4mm-19mm	86°		Gliserin
Topçuoğlu ve ark./2016	Statik	Eğenin açısına göre (tüp çapı)	45°,60°		Sentetik Yağ
Uygun ve ark./2016	Statik	1.5mm(tüp çapı)	60°		Sentetik Yağ
Pirani ve ark./2016	Statik	1mm-18mm	70°		Sentetik Yağ
Karatas ve ark./2016	Statik	1.5mm-19mm	60°		Sentetik Yağ
Özyürek ve ark./2017	Dinamik	1.5mm(tüp çapı)	60°		Sentetik Yağ
Plotino ve ark./2017	Statik	Eğenin açısına göre (tüp çapı)	60°	20°C, 35°C	Sentetik Yağ
Cai ve ark./2017	Statik	Eğenin açısına göre (tüp çapı)	45°	Oda Sıcaklığı	Sentetik Yağ

Topçuoğlu ve ark./2017	Dinamik	1.4mm-18mm	1.kurvatur 60° 2.kurvatur 70°		Yağ
Tokita ve ark./2017	Statik		38°		Silikon Yağı
Elnaghy ve Elsaka /2017	Statik	Eğenin açısına göre (tüp çapı) 19mm (tüp uzunluğu)	60°	20°C 37°C	NAOCI
Yılmaz ve ark./2017	Statik	16mm (tüp uzunluğu)	60°	35°C	Su
Pedulla ve ark./2018	Statik	1.5mm(Tüp çapı)	60°		Sentetik Yağ
Keskin ve ark./2018	Dinamik	1.5mm(Tüp çapı)	60°		Sentetik Yağ
Shen ve ark./2018	Statik	Eğenin açısına göre (tüp çapı)	60°	0°C-60°C	Distile Su
Gündoğar ve ark. /2019	Statik	1.5mm(Tüp çapı)	60°	35°C	Su
Bueno ve ark./2019	Statik	1.5mm(Tüp çapı)	60°	Oda Sıcaklığı	Su
Keskin ve ark./2019	Dinamik	1.5mm(Tüp çapı)	60°		Sentetik Yağ
Ertuğrul ve ark./2019	Statik	19mm (Tüp uzunluğu)	60°	35°C ±1°C	NAOCI
Keles ve ark./2019	Statik		60°	37°C ±1°C, 60°C ±1°C	Distile su, NAOCI
Al-obaida ve ark./2019	Statik		1.kurvatur 60° 2.kurvatur 70°		
Şerefoğlu ve ark. /2019	Statik	Eğenin açısına göre (tüp çapı)19mm (tüp uzunluğu)	90°		
Elnaghy ve ark./2020	Dinamik	19mm (tüp uzunluğu)	90°	35°C ±1°C	Su
Gündoğar ve ark. /2020	Statik	Eğenin açısına göre (tüp çapı)	60°	37°C ±1°C,	Distile su
Silva ve ark./2020	Dinamik		80°	37°C	
Thu ve ark./2020	Dinamik	19mm (tüp uzunluğu)	60°		Silikon Yağı
Keskin ve ark./2020	Statik	Eğenin açısına göre (tüp çapı), 19mm (tüp uzunluğu)	60°	37°C	
Camargo ve ark./2020	Statik		60°	37°C	
Ruiz-Sanchez /2020	Statik	20mm (tüp uzunluğu)	60°		
Sobotkiewchz ve ark. /2021	Statik	16mm (tüp uzunluğu)	60°		
Vieira ve ark./2021	Statik	1.5mm (tüp çapı)	60°	20°C-37°C	Sentetik yağ
Orhan ve ark./2021	Statik		60°	20°C-35°C	Sentetik yağ
Danlu ve ark./2021	Statik	1.5mm (tüp çapı)	60°-45°-S şekilli	Oda sıcaklığı	Sentetik yağ
Paramarshi ve ark. / 2021	Statik	1.5mm (tüp Çapı)	30°-60°	Oda sıcaklığı	Sentetik yağ

Tablo 3. Kullanım sonrası döngüsel yorgunluk dayanımını inceleyen çalışmalar

Yazar/Yıl	Kullanılan Eğeler ve Çalışmanın İçeriği	Karşılaştırılan Parametreler	Sonuç Tablosu	Sonuçlar
Yared ve ark. (2000)	-Profile 0,06/ #15, #20, #25, #30, #35, #40 eğeleri -Statik test -90° kurvatür açısı, -2mm kanal iç çapına sahip -Sıcaklık ----- -Lubrikant ----- -Profile sistemi 40-15 eğeleri kullanılarak hasta üzerinde yapılan bir deney, -4 alt molar dişte crown-down tekniğiyle genişletme yapılmış ve eğeler otoklavlanıp döngüsel yorgunluk dayanımına olan etkileri incelenmiştir.	Çoklu kullanım sonrası farklı apikal çapa sahip aynı marka eğelerin döngüsel yorgunluklarının karşılaştırılması	Kırılma zamanı (sn) Deney Grubu #15=1302±174* #20=1028±103 #25=991±194 #30=1060±152 #35=835±113 #40=854±218 Kırılma zamanı (sn) Kontrol Grubu #15=1380±590* #20=1188±437 #25=1056±345 #30=1152±372 #35=919±316 #40=900±395	-#15 numaralı eğe 3.kullanımda, #20 numaralı eğe 3. kullanımda ve #25 numaralı eğe ise 2. kullanımda gözle görülür deformasyon gösterdi. Döngüsel yorgunluk açısından hiçbir eğe kontrol grubuyla anlamlı fark göstermedi (p>0,05)
Faciola Pessoa ve ark. (2013)	-Race 0.04/#25 -Dinamik test düzeneği - 40°kurvatür açısına, -5mm kurvatür yarıçapı -Sıcaklık. ----- -Lubrikant ----- -21 mm uzunluğunda 40° kurvatür açısına ve 5mm kurvatür yarıçapına sahip epoksi rezin yapay kanallarda 1-3-5 kullanım sonrası döngüsel yorgunluk dayanımı incelenmiş.	-Farklı sayılarda çoklu kullanım sonrası eğelerin döngüsel yorgunluk dayanımlarının karşılaştırılması	Kırılma zamanı (sn) 1.Kullanım: 309±54(sn)* 3. Kullanım: 287±46(sn) 5.Kullanım: 197±39(sn)	1 ve 3 kullanım arasında anlamlı fark çıkmazken (p>0,05), 5 kullanım anlamlı derecede daha düşük yorgunluk dayanımı göstermiştir.
Gambarini ve ark. (2015)	- Twisted File Adaptive #20/0,04 ve #25/0.06 -Test Dizaynı----- -60° kurvatüre açısı -5mm kurvatür yarıçapı -Sıcaklık ----- -Lubrikant ----- -3D olarak üretilmiş plastik üst molarlar kullanılmış. -Önce #20/0,04 sonra #25/0.06 eğeleri ile bütün eğeler bir plastik dişte kullanılmış. -Eğeler süpürme hareketi yapan ve yapmayan grup olarak ikiye ayrılmış.	-Plastik dişlerde kullanım sonrası eğelerin döngüsel yorgunluk dayanımının incelenmesi	Kırılma zamanı Çevresel Yapılan Grup: 20/0.4: 137±35 * 25/0.6: 97±7 Çevresel Yapılmayan Grup: 20/0.4:142±20 * 25/0.6:73±6	--#20/0,04 eğeleri arasında iki grupta fark çıkmazken (p>0,05), #25/0.06 eğelerinde çevresel eğeleme hareketi yapılan grupta anlamlı derecede daha az döngüsel yorgunluk dayanımı görülmüş (p<0,05).

Özyürek ve ark. (2018)	-Reciproc R25, Reciproc Blue R25 -Test Dizaynı ----- -60° kurvatür açısı, -5mm kurvatür yarıçapına -1.5 mm kanal iç çapına -Sıcaklık ----- -Sentetik yağ -Çekilmiş alt molar dişlerde Path-file kullanılarak ve kullanılmadan Reciproc ve Reciproc Blue eğeleri ile preparasyon yapılmış. Kontrol grubu ise hiç kullanılmamış eğelerden seçilmiş.	-Eğelerin dişlerde path-file kullanıldıktan sonra ve pat-file kullanılmadan yaptıkları preparasyon sonrası döngüsel yorgunluk dayanımlarının karşılaştırılması.	-----	-Reciproc R25 eşesinde gruplar arasında anlamlı fark çıkmazken ($p>0,05$), Reciproc Blue eşesinde kontrol grubu Path file kullanılmayan eğeden anlamlı derecede yüksek yorgunluk dayanımı göstermiştir ($p<0,05$).
Gambarini ve ark. (2018)	-Protaper Next x1-x2, Horizen 20/0.4, 25/0.6 -Test dizaynı ---- -60° kurvatür açısı, - 5mm kurvatür yarıçapına -1.5 mm kanal iç çapı -Sıcaklık ----- -Lubrikant----- -Çekilmiş alt molar dişlerde tek diş preparasyonu sonrası eğelerin döngüsel yorgunluk dayanımları incelenmiş	-Eğelerin dişlerde preparasyonda kullanılmasının döngüsel yorgunluk dayanımını nasıl etkilediği incelenmiş.	Kırılma zamanı (sn) <u>Kullanılmamış eğeler:</u> PTN X1:42±7 PTN X2:25±6 HZ 20/0.4:63±6 * HZ 25/0.6:30±6 <u>Kullanılmış Eğeler:</u> PTN X1:23±9 PTN X2:14±5 HZ 20/0.4:42±7 * HZ 25/0.6:19±5	-Bütün gruplarda preparasyonda kullanılan eğeler kullanılmayan eğelere göre anlamlı derecede düşük döngüsel yorgunluk dayanımı göstermiştir ($P<0.05$).
Burcu Şerefoglu (2019)	-Reciproc Blue (25/0.8) -Test dizaynı ----- - 90° kurvatür açısı, -3mm kurvatür yarıçapı -1.5 mm kanal iç çapı -Sıcaklık ---- -Sentetik yağ -Klinik ortamda hasta üzerinde yapılan çalışmada, Reciproc Blue eğelerinin 0 kullanım, 1 kullanım, 2 kullanım ve 3 kullanım sonrası döngüsel yorgunluk dayanımları karşılaştırılmış.	-Reciproc Blue eşesinin dişlerde kanal dolgusunun uzaklaştırılmasında kullanılmasının döngüsel yorgunluk dayanımını nasıl etkilediği incelenmiş.	Kırılana Kadar Atılan Tur sayısı (KAT): 0 Kullanım: 943± 160 * 1.kullanım: 873±146 2.Kullanım: 600±183 3.Kullanım: 608±7	Sıfır kullanım ile 1 kullanım arasında döngüsel yorgunluk dayanımı açısından anlamlı fark çıkmazken ($p>0.05$) 2. Ve 3. Kullanım sıfır ve 1. Kullanımdan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük yorgunluk dayanımı göstermiştir ($p<0.05$).
Kamalı ve Türkaydın (2020)	-Hyflex CM, Protaper Next, Twisted File -Test Dizaynı----- - 60° kurvatür açısına, 5mm kurvatür yarıçapına 1.kurvatur ve 60° kurvatür açısına, 2mm kurvatür	-Hyflex CM, Protaper Next, Twisted File eğelerinin akrilik blokta çoklu kullanımlarının döngüsel	Kırılana Kadar Atılan Tur Sayısı (KAT) Deney Grubu: Hyflex CM: 625±96	Eğelerin döngüsel yorgunluk dayanımları açısından kontrol grubu ve deney grubu

	yarıçapına sahip 2. kurvatürden oluşan S şekilli kanal -Sıcaklık ----- -Sentetik yağ -Apikal kurvatür açısı 20° kurvatür yarıçapı 4.5mm, koronal kurvatür açısı 30° ve kurvatür yarıçapı 5mm olan S şekilli akrilik bloklarda 4 kez kullanılıp otoklava gönderilen eğelerin döngüsel yorgunluk dayanımları incelenmiştir.	yorgunluk dayanımının karşılaştırılması.	Protaper Next: 406±26 Twisted File: 846±86* Kontrol Grubu: Hyflex CM: 669±85 Protaper Next: 411±35 Twisted File: 850±80*	arasında anlamlı fark bulunamamıştır (p<0.05).
Miccoli ve ark. (2020)	-Mtuo, S-One -Test dizaynı----- -- 60° kurvatür açısı -5mm kurvatür yarıçapı -1.5 mm kanal iç çapı -Sıcaklık----- -Lubrikant----- -Çekilmiş tek köklü dişlerde tek kullanım sonrası eğelerin döngüsel yorgunluk dayanımları karşılaştırılmış. -dişler çalışmadan önce CBCT de incelenmiştir.	-Mtuo ve S-one eğelerinin tek köklü dişlerde kullanımlarının döngüsel yorgunluk dayanımlarının karşılaştırılması.	Kırılma zamanı <u>Kullanılmamış eğeler:</u> Mtuo:32±0.17 S-One:51±1* <u>Kullanılmış Eğeler:</u> Mtuo:27±1 S-One:46±0.9*	Her iki ege de preparasyon yapılan grupta anlamlı derecede daha düşük döngüsel yorgunluk dayanımı göstermiş (p<0.05).
Silva ve ark. (2020)	-Reciproc R25, Reciproc Blue R25 -Test dizaynı----- - 88° kurvatür açısı -6mm kurvatür yarıçapı -37°C sıcaklıkta yapılmış. -Salin solüsyonu -Çekilmiş alt molar dişlerde geleneksel kavite ve ultra konservatif kavite açılarak eğelerin kullanımı sonrası döngüsel yorgunluk dayanımına bakılmış.	-Konservatif kavite ve ultrakonservatif kavitelerin döngüsel yorgunluk dayanımına olan etkileri incelenmiştir.	Kırılma zamanı <u>Kullanılmamış eğeler:</u> Reciproc: 211±10 Reciproc Blue: 295±11* <u>Geleneksel Kavite:</u> Reciproc: 188±19 Reciproc Blue: 270±30* <u>Ultra Konservatif Kavite:</u> Reciproc: 133±23 Reciproc Blue: 218±24*	-Çalışmanın sonucunda geleneksel kavite ile kullanılmamış eğeler arasında fark bulunmazken, uçtra konservatif kavitede kullanılan eğeler her iki ege grubunda da anlamlı derecede düşük döngüsel yorgunluk dayanımı göstermiştir (p<0,05).
Duque ve ark. (2020)	-ProDesign R, Reciproc Blue, WaveOne Gold -Statik test -30°C kurvatür açısı -5mm kurvatür yarıçapı -Sıcaklık ----- -Sentetik yağ -Her ege için çekilmiş üç alt premolar dişte preparasyon yapılmış ve eğelerin	-Alt premolar dişlerde kullanılan eğelerin döngüsel yorgunluk dayanımlarının karşılaştırılması.	Kırılma Zamanı (sn): <u>Kullanılmamış eğeler:</u> Reciproc Blue: 694±69 ProDesign R: 1298±146 * WOG: 264±29	-ProDesign ve WaveOne Gold eğelerinin preparasyonda kullanımı döngüsel yorgunluk dayanımlarını anlamlı derecede

	döngüsel yorgunluk dayanımları karşılaştırılmış.		Kullanılmış Eğeler: Reciproc Blue: 749±31 * ProDesign R: 699±77 WOG: 154±13	düşürmüştür (p<0.05).
Paramarshi ve ark. (2021)	-HyFlex CM, HyFlex EDM -Test dizaynı---- -30° -60° kurvatür açısı, -5mm kurvatür yarıçapı -Sıcaklık----- -Sentetik Yağ -Dekoronize edilmiş alt molar dişler preparasyon yapıldı.	Çoklu kullanımın ve kurvatür açısının döngüsel yorgunluk dayanımına olan etkilerinin karşılaştırılması .	Kırılana Kadar Atılan Tur sayısı (KAT) 30°: HEDM: 4603±423 * HyFlex CM: 2228±140 60°: HEDM: 3373±306 * HyFlex CM: 1406±124	Kurvatür açısının artması döngüsel yorgunluk dayanımı düşürmüştür (p<0.05).
Erkan ve Keçeci (2021) (Bu çalışma)	-HyFlex EDM, WaveOne Gold -Her ege için 3 alt 1.molar dişte preparasyon ve retreatment işlemi sonrası döngüsel yorgunluk dayanımlarının karşılaştırılması. -Döngüsel yorgunluk deneyi, 60° kurvatür açısı, 5mm kurvatür yarıçapı, 16 mm kanal boyu ve 37 ±1 °C sıcaklık	-Retreatment ve primer preparasyon işlemlerinin eğelerin döngüsel yorgunluk dayanımlarına etkisinin incelenmesi.	Kırılma zamanı (PP-Primer Preperasyon, RT-Retreatment): WOG0:213.83^d WOGPP1:203.25^{bc} WOGPP2:210.92^d WOGPP3:179.92^{ab} HEDM0:337.17^f HEDMPP1:328.42^f HEDMPP2:330.58^f HEDMPP3:310.50^f WOGRT1:205.83^{cd} WOGRT2:177.08^{ab} WOGRT3:162.17^a HEDMRT1:318.58^f HEDMRT2:312.67^f HEDMRT3:239.92^e	-Kullanım sayısı arttıkça eğelerde döngüsel yorgunluk dayanımlarında düşüş görüldü. WOG da PP3, RT2, RT3 de anlamlı fark çıkarken (p<0,05), HEDM de sadece RT3 grubunda anlamlı fark çıkmıştır (p<0,05).

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışma için Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 27.05.2021 tarih ve 214 sayılı etik kurul izni alınmıştır (Ek1).. Çalışmamızda kullanılacak olan kök kanal eğelerinin dental operasyon mikroskobu altında (DOM) incelenmesi, dijital görüntülerin alınması, kök kanal şekillendirme ve yenileme işlemleri, sterilizasyon prosedürleri ve döngüsel yorgunluk dayanımı testleri Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir. Kırılan kök kanal eğelerinin kırık yüzeyleri ve kırılma tipleri açısından incelenmesi ise taramalı elektron mikroskobu altında Süleyman Demirel Üniversitesi Yenilikçi Teknolojiler Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde Test ve Analiz Birimi'nde gerçekleştirilmiştir.

Çalışmanın hipotezleri şu şekilde kurulmuştur:

H_{0a} = Çalışmada kullanılan rotasyon ve resiprokasyon eğelerinin döngüsel yorgunluk dayanımı açısından aralarında fark yoktur.

H_{0b} = Şekillendirme ve yenileme işlemlerinde kullanılan eğelerin döngüsel yorgunluk dayanımı açısından aralarında fark yoktur.

H_{0c} = Hiç kullanılmamış eğeler ile şekillendirme işleminde kullanılan eğeler arasında döngüsel yorgunluk dayanımı açısından fark yoktur.

H_{0d} = Hiç kullanılmamış eğeler ile yenileme işlemi yapılan eğeler arasında döngüsel yorgunluk dayanımı açısından fark yoktur.

H_{1a} = Çalışmada kullanılan rotasyon ve resiprokasyon eğelerinin döngüsel yorgunluk dayanımı açısından aralarında fark vardır.

H_{1b} = Şekillendirme ve yenileme işlemlerinde kullanılan eğelerin döngüsel yorgunluk dayanımı açısından aralarında fark vardır.

H_{1c} = Hiç kullanılmamış eğeler ile şekillendirme işleminde kullanılan eğeler arasında döngüsel yorgunluk dayanımı açısından fark vardır.

H_{1d} = Hiç kullanılmamış eğeler ile yenileme işlemi yapılan eğeler arasında döngüsel yorgunluk dayanımı açısından fark yoktur.

Deney Kurgusu

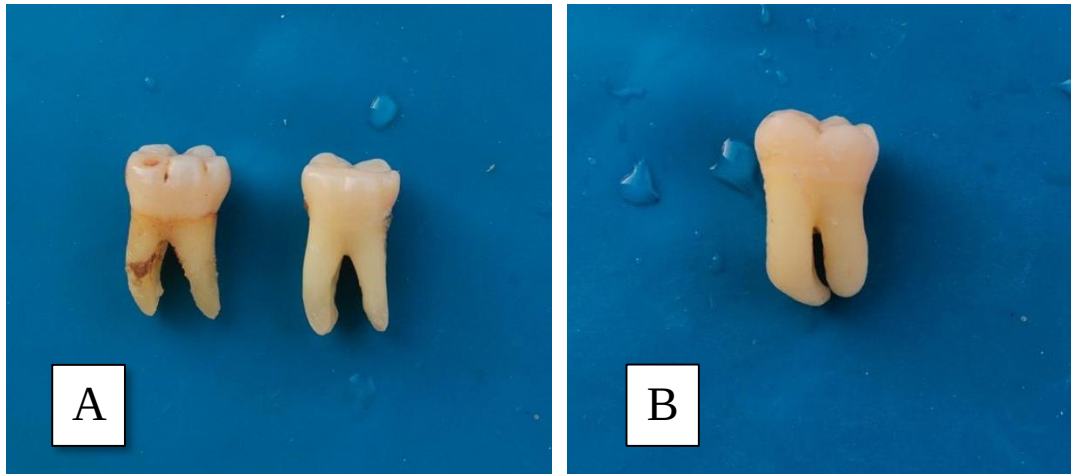
Tablo 4. Deney kurgusu tablosu

1	Dişlerin Toplanması ve Seçilmesi
2	Dişlerin Hazırlanması
3	Eğelerin Seçilmesi ve Dental Operasyon Mikroskobunda İncelenmesi
4	Örnek Büyüklüğünün Hesaplanması ve Grupların Oluşturulması (N=12)
5	Eğelerin Şekillendirme (Primer Preparasyon) İşleminde Kullanılması
6	Kök Kanal Genişliklerinin Standardizasyonu ve Doldurulması
7	Eğelerin Yenileme (Retreatment) İşleminde Kullanılması
8	Yapay Paslanmaz Çelik Kanal Tasarlanması
9	Dinamik Döngüsel Yorgunluk Test Düzeneği Tasarlanması
10	Kırma Testinin Yapılması
11	Kırık Yüzeylerin Taramalı Elektron Mikroskobunda İncelenmesi
12	İstatistiksel Analizlerin Yapılması

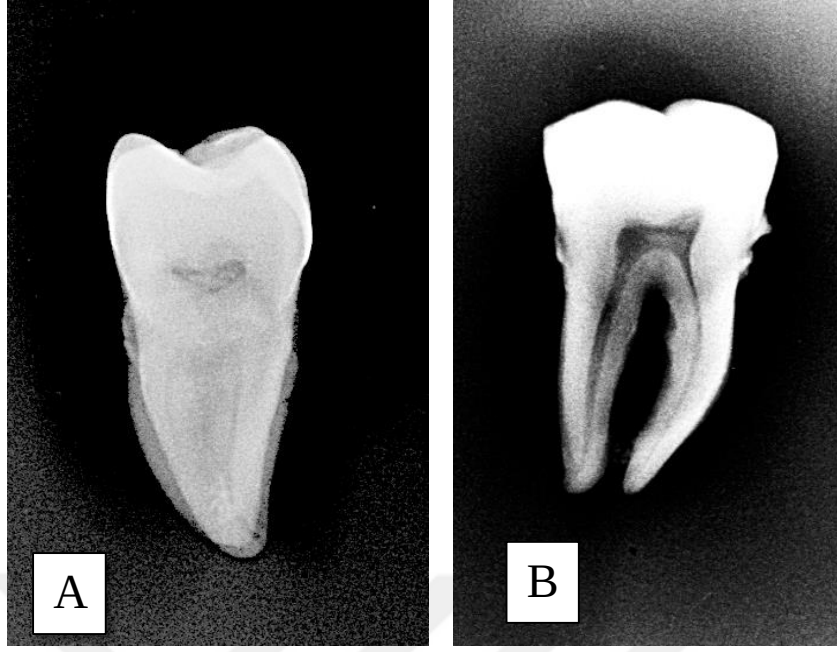
3.1. Dişlerin Toplanması ve Seçilmesi

Bu çalışma için; Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Kliniği'nde çekilmiş mandibular molar dişler hastalardan onam alınarak toplandı. Toplanan dişlerden periodontal veya ortodontik sebeple çekilmiş, çürüksüz, üç kök kanalı olan ve benzer boyutlardaki dişler seçildi. Seçilen dişlerin kök kanal anatomileri meziyo-distal ve bukko-lingual yönde alınan periapikal radyografiler (Resim 2) yardımı ile incelendi. Ayrıca dişlerden alınan radyograflar, AutoCAD 2020 software (Autodesk, San Rafael, CA) programında daha detaylı incelenerek (Resim 4), Preutt'un (Pruett ve ark. 1997) kurvatür açısı değerlendirme kriterlerine göre; meziyal kökler için 20° - 40° arası kurvatür açısına, distal kökler için 0° - 15° arası kurvatür açısına, 5mm-10mm arası kurvatür yarıçapına sahip ve kurvatürün apikal kısma olan uzaklığı 1mm-4mm arasında olan dişler çalışmaya dahil edildi (Resim 1). Aşırı eğimli distal kanala sahip, 4 veya daha fazla kanal bulunduran, kalsifiye kanalların veya rezorbsiyonların izlendiği, kök gelişimini tamamlamamış, kırık veya çatlak hattı gözlenen ve daha önce kök kanal tedavisi yapılmış dişler çalışmaya dahil edilmedi (Resim 1).

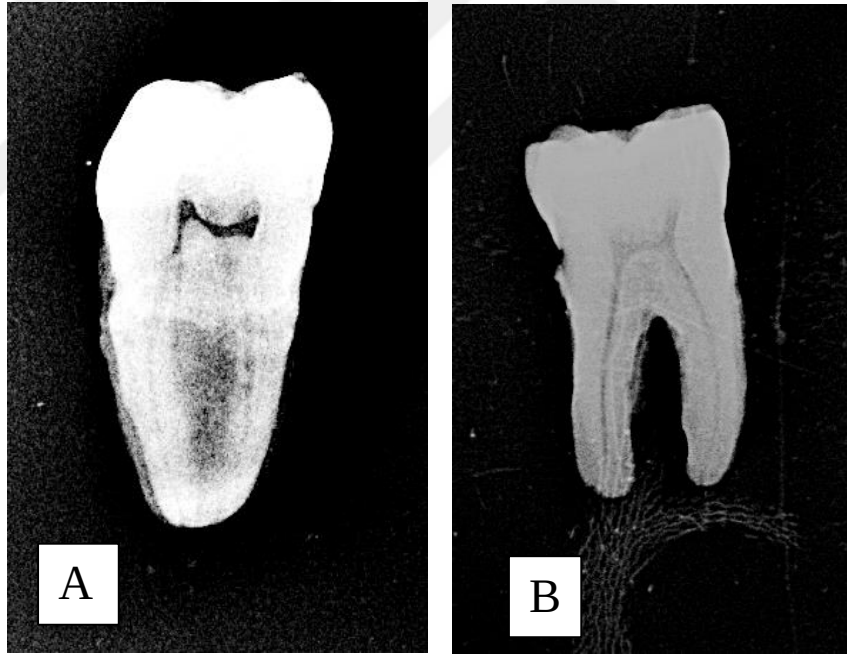
Kökler üzerinde bulunan uzaklaştırılabilir doku artıkları mekanik olarak temizlendi.



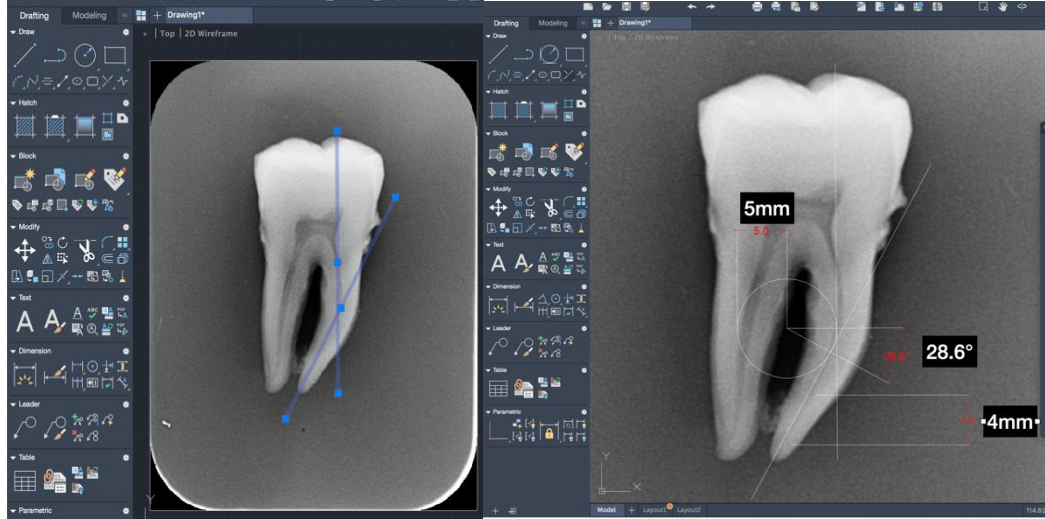
Resim 1. A) Çalışmada kullanılan periodontal sebeple çekilmiş çürüksüz dişler **B)** Çalışmaya dahil edilmeyen aşırı eğimli köklere sahip diş örneği



Resim 2. Her dişten alınan mezio-distal (A) ve bukkö-lingual (B) ağıdan radyografiler



Resim 3. 4 kanala sahip olduğı için çalışmadan çıkarılan dişe ait meziyo-distal (A) ve bukkö-lingual (B) ağıdan çekilen radyografiler



Resim 4. AUTOCAD programı kullanılarak dişlerin eğim açılarının ve uzunluklarının, kurvatür yarıçapı ve kurvatürün apikale uzaklığının ölçülmesi.

3.2. Dişlerin Standardizasyonu ve Kök Kanallarının Şekillendirilmesi

Çalışmaya dahil olma kriterlerini sağlamış dişlere, kanal ağzlarına direkt görüş sağlanacak şekilde geleneksel giriş kaviteleri açıldı (Resim 5).



Resim 5. Kanal ağzları direkt görülecek şekilde açılan geleneksel giriş kavitesi

Giriş kavitesi preparasyonları tamamlanan dişlerin apikal açıklıkları #10 K-File (Dentsply Maillifer, İsviçre) el eğesi ile kontrol edildi (Resim 8). Apikal açıklık kontrolü sağlandıktan sonra, çalışma boyu radyolojik apekten 1mm kısa olacak şekilde 20mm olarak belirlendi. Çalışma boyunun standardize edilmesi için gerektiği

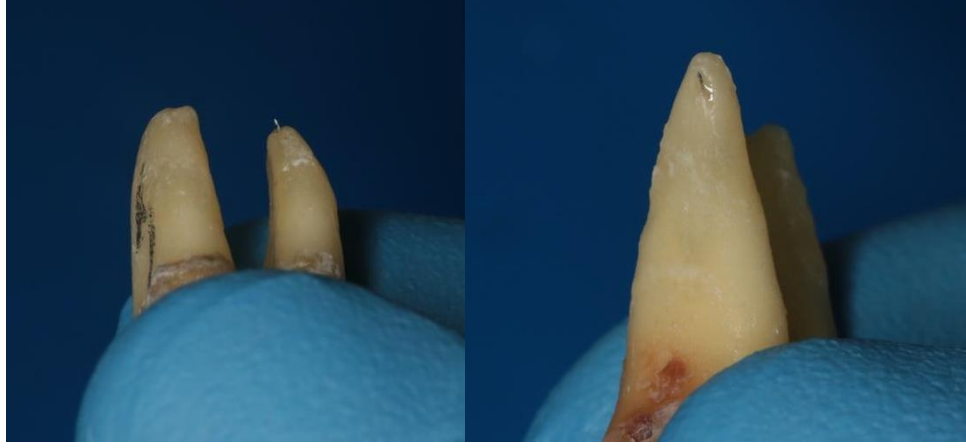
durumlarda dişlerin referans tüberküllerinde mölleme yapıldı. Bütün dişlerin kökleri silikon içerisinde kaplara gömüldü ve Protaper Universal SX (Dentsply Maillifer, İsviçre) eğeleri ile tüm dişlerin koronal genişletmeleri tamamlandı. Çalışma boyunca, bütün dişlerde Glide Path 0.2/0.16mm (Dentsply Maillifer, İsviçre) eğesi ile çalışma yolu oluşturuldu. Dişler, 1'den 144'e kadar rastgele numaralandırıldı.



Resim 6. Protaper Universal SX (Dentsply Maillifer, İsviçre)



Resim 7. Koronal genişletmeden sonra dişlerin görünümü



Resim 8. Apikal açıklık kontrolünün #10 K-File (Dentsply Maillifer, İsviçre) el eğesi ile sağlanması



Resim 9. Çalışma boyunun röntgen filminden belirlenmesi



Resim 10. Çalışma boyunun standardizasyonu için gerekli durumlarda referans tüberküllerin möllenmesi



Resim 11. #15 Glide Path 0.2/0.16mm (Dentsply Maillifer, İsviçre)



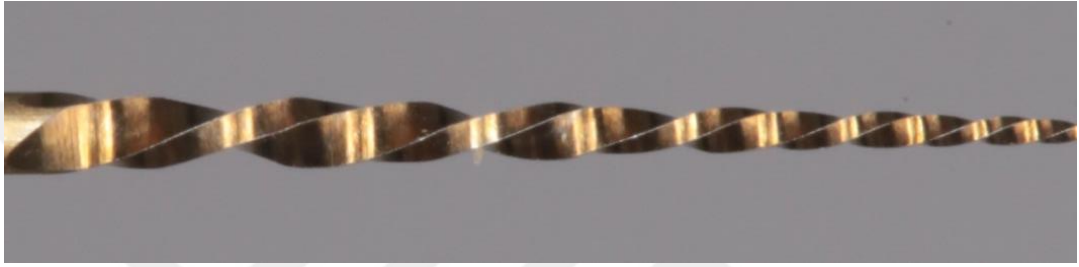
Resim 12. Şekillendirme işlemi öncesi kullanılan eğeler



Resim 13. Bütün dişleri silikon kalıplara gömülmesi

3.3. Çalışmada Kullanılacak Eğelerin Seçilmesi ve Operasyon Mikroskobunda İncelenmesi

Çalışmamızda resiprokal hareketle çalışan WaveOne Gold Primary eğesi (N=72) ve devamlı rotasyon hareketi ile çalışan HyflexEDM OneFile eğesi (N=72) kullanıldı. Eğeler Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda bulunan Zeiss OPMI PROErgo (Zeiss Inc, Thornwood, NY, A.B.D.) marka dental operasyon mikroskobu ile incelendi (Resim 14, Resim 15) ; kırık, çatlak veya deformasyon gözlenen eğeler çalışmadan çıkarıldı.



Resim 14. WaveOne Gold (Primary 25/0.7) ve mikroskop görüntüsü Zeiss OPMI PROErgo (Zeiss Inc, Thornwood, NY, A.B.D.)



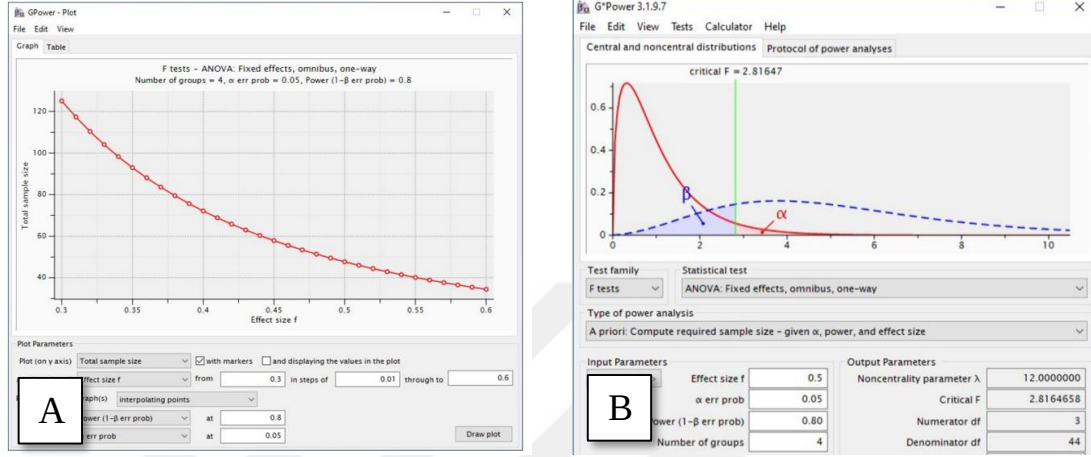
Resim 15. Hyflex EDM (One File 25/~) ve mikroskop görüntüsü Zeiss OPMI PROErgo

(Zeiss Inc, Thornwood, NY, Amerika)

3.4. Örnek Büyüklüğünün Hesaplanması ve Grupların Oluşturulması

Literatürden elde edilen ortalama ve standart sapmalara göre gerekli hesaplamalar yapıldı. Tip bir hata ($\alpha=0.05$) ve Tip II hata ($\beta=0.80$) olarak alındı. Bu istatistik literatüründe genel kabul gören rakamlardır. Örnek büyüklüğünün belirlenmesi için G*Power 3.1.9.7 ve Stata 16.0 yazılımı kullanıldı ve en az alt sınır her test grubu için N=12 olacak şekilde tek bir eğe markası için N=48 olarak belirlendi (Resim 16).

Örnek büyüklüğü hesaplamaları sonucu çalışmada kullanılan yöntem gereği eğe türlerine göre 2 ana grup (WaveOne Gold Test Grubu, HyFlex EDM Test Grubu), kullanım sayılarına göre 4 alt grup (kontrol grubu, 1 kullanım, 2 kullanım, 3 kullanım) olmak üzere toplamda 16 grup oluşturuldu. Çalışmada 144 adet molar diş ve 192 adet ege üzerinde test yapıldı (Tablo 5).

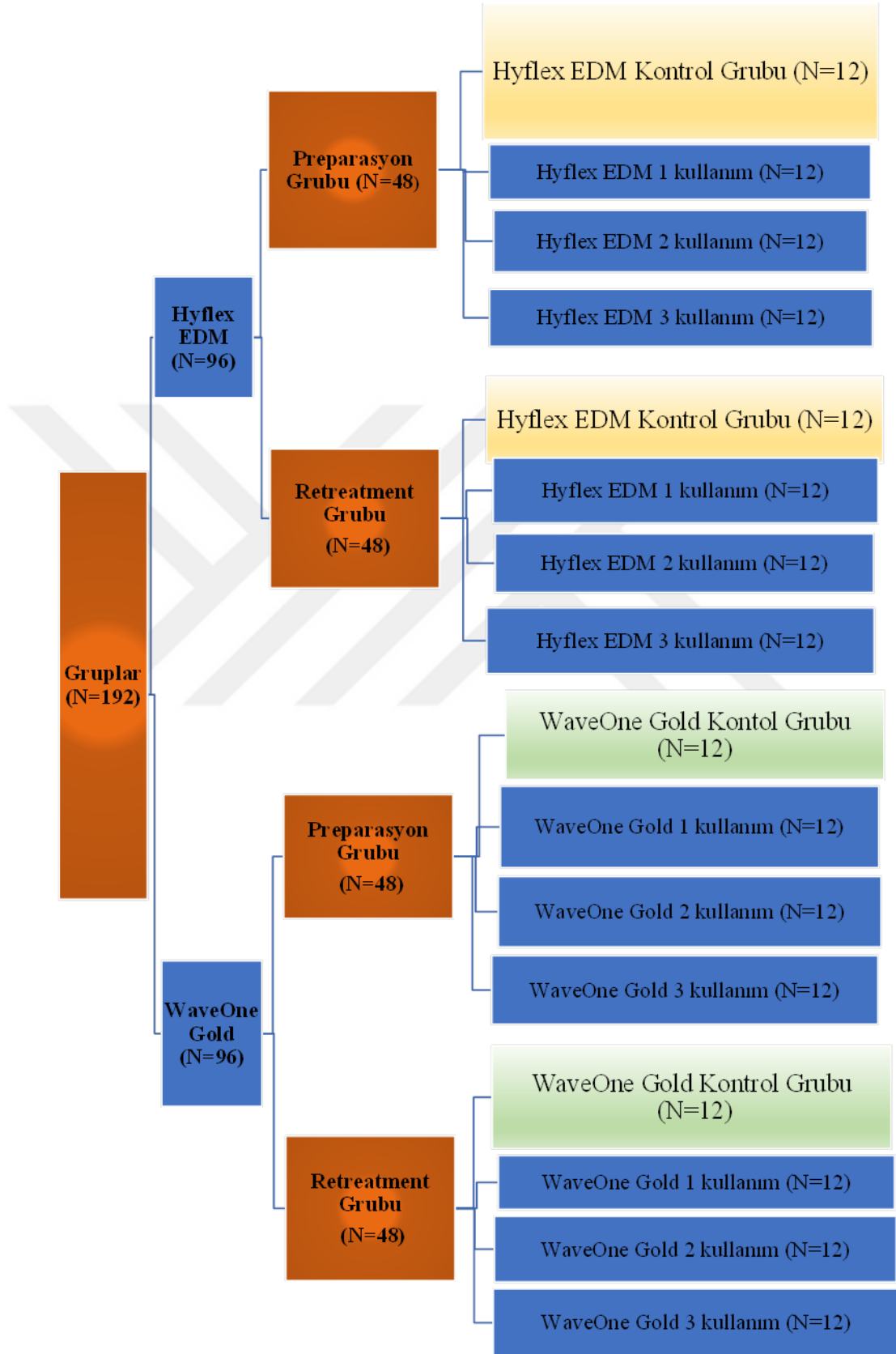


Resim 16. Örnek büyüklüğünün G*Power 3.1.9.7 ve Stata 16.0 yazılımı kullanılarak belirlenmesi

Dişler rastgele primer preparasyon işleminde kullanılacak ege sistemine (WaveOne Gold (Primary 25/0.7), Hyflex EDM (One File 25/~)) göre 2 gruba 2 (N=72), ardından her bir grup; 1 kullanım (N=12), 2 kullanım (N=24) ve 3 kullanım (N=36) testlerinin yapılabilmesi adına 3 alt gruba ayrıldı. Aynı yöntem, primer preparasyonu tamamlanan bu dişlerin doldurulması sonrası, retreatmet grubu dişlerin rastgele dağılımı için de tekrarlandı.

Eğeler ise primer preparasyon ve retreatment prosedürlerinde kullanılmak üzere 2 alt gruba 2 (N=48), ardından primer preparasyon ve retreatment grupları; hiç kullanılmamış eğeler (kontrol grubu), 1 kullanım, 2 kullanım ve 3 kullanım olmak üzere 4 (N=12) 4 alt gruba ayrıldı.

Tablo 5. Eğelerin çalışma gruplarına göre dağılımı

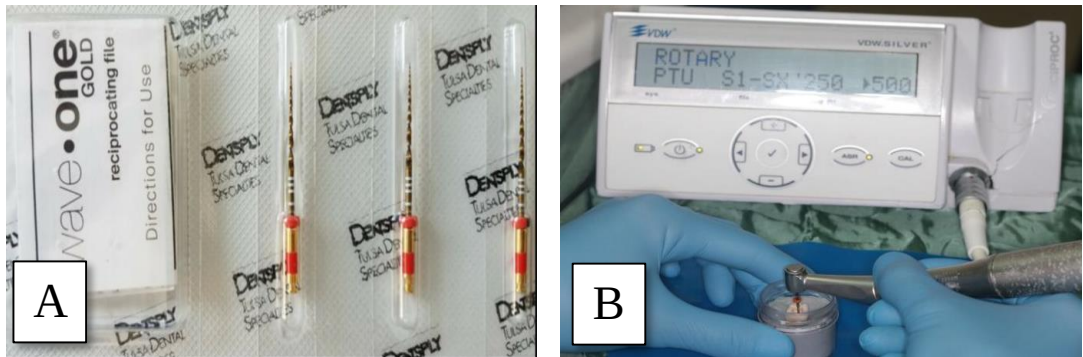


3.5. Eğelerin Kanal Şekillendirmesi (Primer Preparasyon) İşlemlerinde Kullanılması

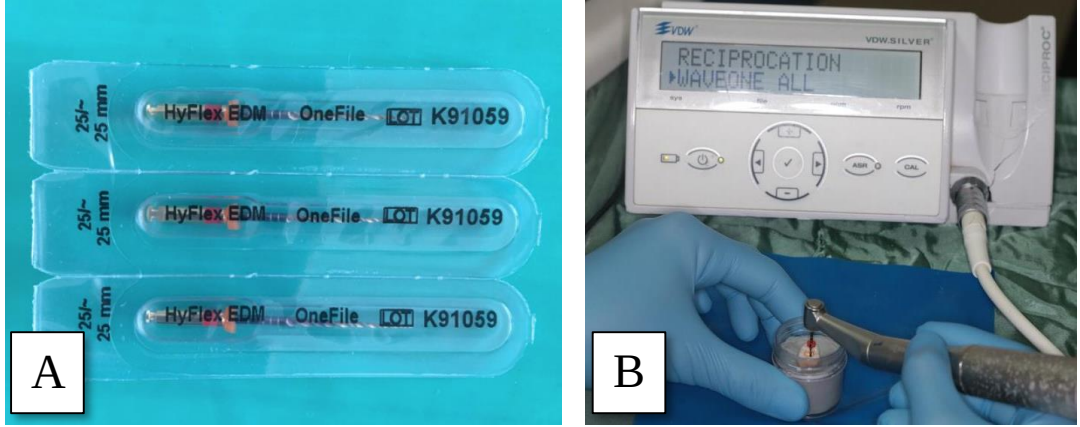
WaveOne Gold eğelerinin primer preparasyon test grupları için silikona gömülmüş mandibular molar dişlerin kanalları, WaveOne Gold eğeleri ile (Resim 17a) üretici firmanın talimatları doğrultusunda, tek bir operatör tarafından şekillendirildi. Preparasyon işlemi VDW Silver Endomotor'un (VDW, Münih, Almanya) 'WAVEONE ALL' programı kullanılarak yapıldı (Resim 17b) 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, alet kök kanalından çıkartıldı ve debris NaOCl emdirilmiş gazlı bez yardımı ile temizlendi. Preparasyon sırasında kanallar her enstrümantasyon sonrası 2 ml %2,5'luk NaOCl ile yıkandı. Bu prosedür eğe 20 mm çalışma boyuna ulaşıncaya kadar devam etti.

HyFlex EDM eğelerinin primer preparasyon test grupları için silikona gömülmüş mandibular molar dişlerin kanalları da, Hyflex EDM eğeleri ile (Resim 18a) üretici firmanın talimatları doğrultusunda aynı operatör tarafından ve aynı prosedürde şekillendirildi. Preparasyon işlemi VDW Silver Endomotor'un (VDW, Münih, Almanya) ayarlanabilir programında 500 rpm (hız) ve 250 gcm (tork) değerlerinde yapıldı (Resim 18b)

Her eğenin kendi test gruplarında; 1.kullanım için 12 yeni eğe ve 12 diş, 2.kullanım için 12 yeni eğe ve 24 diş, 3.kullanım için ise 12 yeni eğe ve 36 diş olacak şekilde toplam 36 eğe ile 72 farklı dişte şekillendirme işlemi yapıldı. Eğeler her kullanım sonrası otoklavda 134°C'de 20 dk steril edildi.



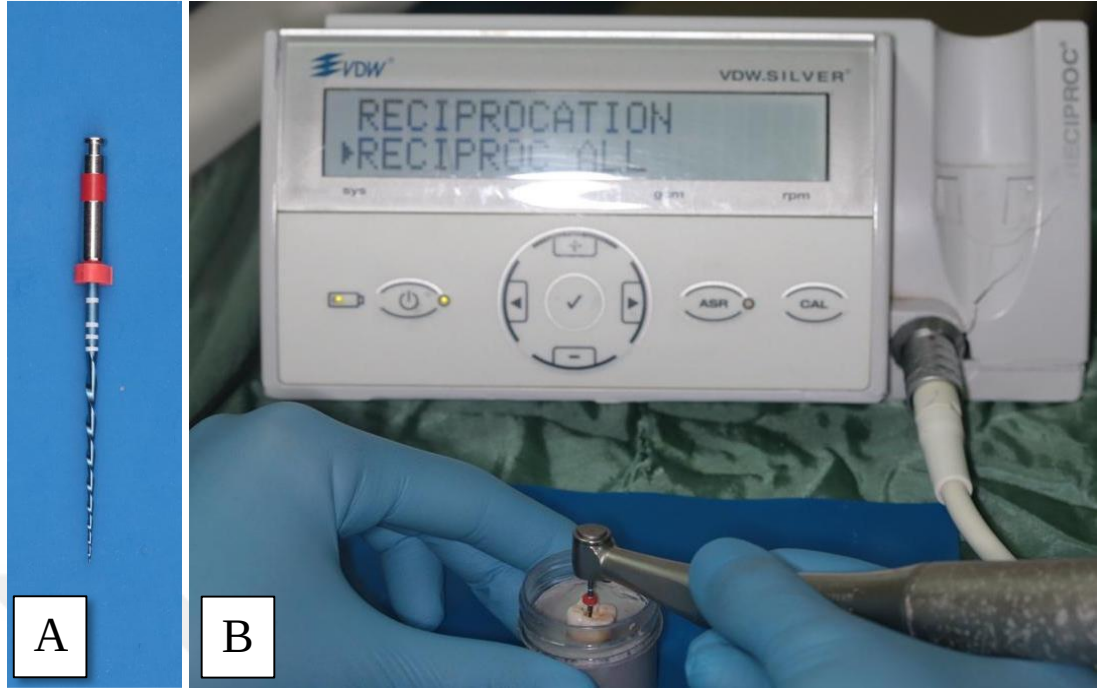
Resim 17. A) Çalışmada kullanılan WaveOne Gol eğe sistemi **(B)** WaveOne Gold eğe sisteminin VDW Silver Endomotoru'nda uygun program seçilerek (WAVEONE ALL) primer preparasyon işleminde kullanılması



Resim 18. Çalışmada kullanılan HyFlex EDM eğe sistemi (A) HyFlex EDM eğe sisteminin VDW Silver Endomotoru'nda uygun rpm ve tork değerlerinde (500 rpm / 250 gcm tork) primer preparasyon işleminde kullanılması (B)

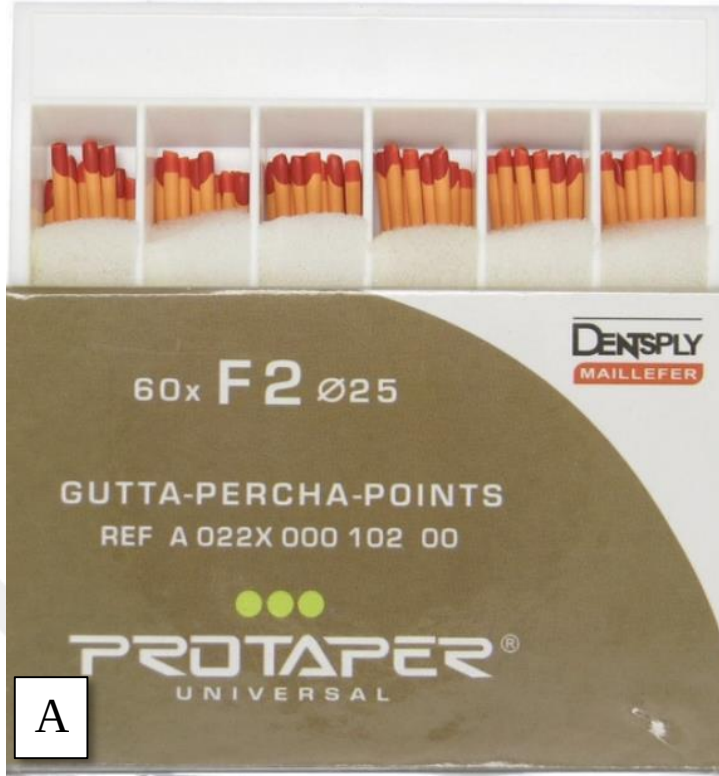
3.6. Primer Preparasyonu Tamamlanmış Kanalların Standardizasyonu ve Obturasyonu

Retreatment işleminde de kullanılacak, WaveOne Gold ve HyFlex EDM eğeleriyle primer preparasyon işlemi tamamlanan dişlerin kanalları, dolum öncesi koronal ve apikal genişliğin standardize edilmesi için, Reciproc Blue 25/0.8 (VDW, Münih, Almanya) eğesi ile 'RECIPROC ALL' programında şekillendirildi (Resim 19). Preparasyon sırasında eğe, hafif bir apikal basınç ve 3 mm'lik ileri geri hareketlerle kullanıldı, 3 mm'lik ileri geri hareketler en fazla 3 kez tekrarlandı, alet kök kanalından çıkartıldı ve debris NaOCl emdirilmiş gazlı bez yardımı ile temizlendi. Preparasyon sırasında kanallar her enstrümantasyon sonrası 2 ml %2,5'luk NaOCl ile yıkandı. Bu prosedür eğe 20 mm çalışma boyuna ulaşınca kadar devam ettirildi.



Resim 19. A) Reciproc Blue 25/0.8 (VDW, Mnh, Almanya) eğesi **B)** Reciproc Blue eğe sisteminin VDW Silver Endomotoru'nda uygun program seçilerek (RECİPROC ALL) kanal standardizasyonu adına final preparasyon işleminde kullanılması

Final preparasyonu tamamlanan dişlerin kanalları kağıt konlar yardımı ile kurulandı ve F2 Protaper guta-perka (Dentsply Sirona, New York, ABD) ve AH Plus Jet (Dentsply Sirona, New York, ABD) kanal patı kullanılarak tek kon tekniği ile dolduruldu (Resim 20). Kontrol amaçlı dolumu geręekleřen dişlerden periapikal radyograf alındı (Resim 21).



Resim 20. A) F2 Protaper gutta-perka (Dentsply Maillefer New York, ABD) **B)** AH Plus Jet (Dentsply Sirona, New York, ABD)



Resim 21. (A) Kök kanal dolgusu tamamlanan dişin okluzal fotoğrafı **(B)** meziyo-distal röntgen filmi

Daha sonra kök kanal girişleri geçici dolgu materyali (Cavit, 3M ESPE, Almanya) ile kapatıldı ve dişler silikon kaplar içerisinde çıkarılarak kanal dolgusunun uzaklaştırılması işlemine kadar 2 hafta boyunca, nemli bir ortamda, vücut sıcaklığında ($36^{\circ}\pm 1^{\circ}$) kanal dolgu patının sertleştirilmesi için bekletildi (Resim 22).



Resim 22. Dişlerin nemli ortamda vücut sıcaklığında ($36^{\circ}\pm 1^{\circ}$) bekletilmesi

3.7. Eğelerin Kanal Yenilenmesi (Retreatment) İşlemlerinde Kullanılması

Dişler vücut sıcaklığında belirlenen sürede bekletildikten sonra retreatment prosedürlerinin uygulanması için tekrar silikon kaplara gömüldü. WaveOne Gold eğelerinin retreatment test grupları; WaveOne Gold eğeleri ile, VDW Silver Endomotor'u (VDW, Munich, Almanya) kullanılarak 'WAVEONE ALL' programında belirlenen 20 mm çalışma boyuna ulaştıktan sonra kök kanalından dolum materyali gelişi gözlenmeyene kadar retreatment işleminin sürdürülmesi şeklinde tamamlandı (Resim 23). Retreatment sırasında eğe, hafif bir apikal basınç ve 3 mm'lik ileri geri hareketlerle kullanıldı, 3 mm'lik ileri geri hareketler en fazla 3 kez tekrarlandı, her seferinde alet kök kanalından çıkarılarak eğe üzerinde biriken dolum materyallerinin artıkları NaOCl emdirilmiş gazlı bez yardımı ile temizlendi. Preparasyon sırasında kanallar her enstürmantasyon sonrası 2 ml %2,5'luk NaOCl ile yıkandı. Bu prosedür eğe 20 mm çalışma boyuna ulaşınca ve alet üzerinde artık kanal dolum materyali gözlenmeyene kadar devam ettirildi (Resim 25).

Aynı prosedür HyFlex EDM eğelerinin retreatment test grupları için silikona gömülmüş mandibular molar dişlerin kanalları için de, aynı operatör tarafından uygulandı. Retreatment işlemi de VDW Silver Endomotor'un (VDW, Munich, Almanya) ayarlanabilir programında 500 rpm (hız) ve 250 gcm (tork) değerlerinde yapıldı (Resim 24).

Her eğenin kendi test gruplarında; 1.kullanım için 12 yeni eğe ve 12 diş, 2.kullanım için 12 yeni eğe ve 24 diş, 3.kullanım için ise 12 yeni eğe ve 36 diş olacak şekilde toplam 36 eğe ile 72 farklı dişte retreatment işlemi yapıldı. Eğeler her kullanım sonrası otoklavda 134°C’de 20 dk sterilize edildi.



Resim 23. WaveOne Gold Primary 25/0.7 kök kanal dolgusunun uzaklaştırılması



Resim 24. Hyflex EDM One File 25/~ ile kök kanal dolgusunun uzaklaştırılması



Resim 25. Kök kanal dolgusunun uzaklaştırılması sonrası giriş kavitesinin görünümü

Preparasyon ve retreatment işlemleri sırasında kırılan kök kanal eğeleri ve deformasyonlar kaydedildi. Kırık aletler ve içerisinde alet kırılan dişler çalışmadan çıkarıldı (Resim 26 ve 27)



Resim 26. Çalışmaya dahil edilmeyen, işlem sırasında kırılan WaveOne Gold (A) ve Hyflex EDM (B) eğelerinden örnekler

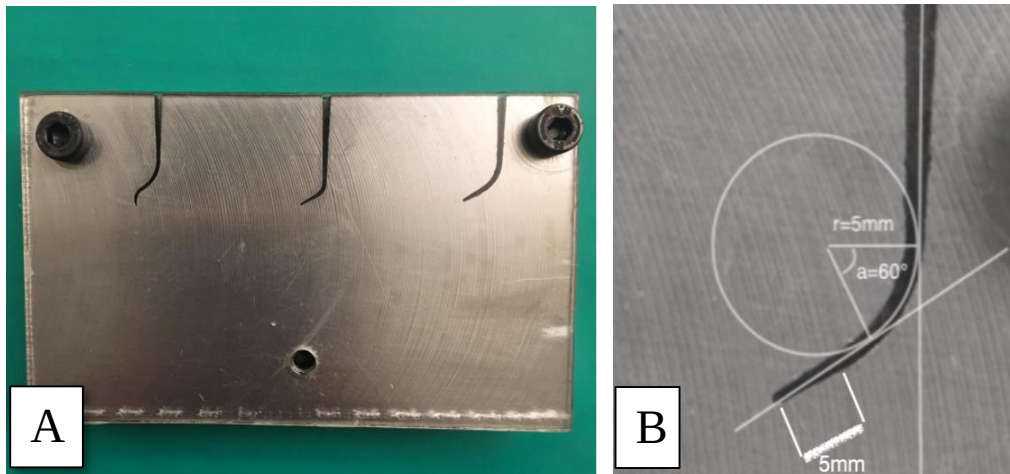


Resim 27. Alet kırılan ve çalışmadan çıkarılan dişin radyografisi

3.8. Paslanmaz Çelik Kanalin Hazırlanması

Döngüsel yorgunluk dayanımının testinde kullanılan paslanmaz çelik yapay kanal; Süleyman Demirel Üniversitesi Yenilikçi Teknolojiler Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde Tasarım ve İmalat Teknolojileri Birimi'nde üretildi. Metal bloğun üretimi; eğim açısı, kurvatür çapı, kanal uzunluğu esas alınarak, bakır negatif kalıp kullanılarak paslanmaz çelik blokta elektriksel deşarj işleme prosedürü ile gerçekleştirildi.

Çalışmamızda kullandığımız metal bloğun yapay kanalı; kurvatür açısı 60° , kurvatür yarıçapı 5mm, kurvatür merkezinin kanalın apikaline olan uzaklığı 5mm, kanal boyu 16mm, kanalın iç çapı ise eğelerin genişlik açısına uygun olacak şekilde tasarlandı (Resim 28).



Resim 28. Deneyde kullanılan paslanmaz çelik kanal blok (A), Kurvatür dizaynı (B)

3.9. Dinamik Döngüsel Yorgunluk Dayanımı Test Düzenekinin Hazırlanması

Çalışmamızda kullanılan NiTi eğelerin döngüsel yorgunluk dirençlerini ölçmek amacıyla makine ve elektrik mühendisleri danışmanlığında özgün bir dinamik test düzeneği tasarlandı. Düzenek bulundurduğu elektronik panel sayesinde deneye ait birçok koşulun (deney sıcaklığı, aksiyel hareket miktarı ve hızı, eğenin paslanmaz çelik kanala kontrollü adaptasyonu) ayarlanabilir olmasını mümkün kıldı (Resim 29).

Eğelerin sabitlenerek test işlemine tabi tutulması amacıyla VDW Silver (VDW, Münih, Almanya) endomotorunun anguldruvası ve paslanmaz çelik blok test cihazına bir aparat ile sıkıca sabitlenerek kullanıldı.



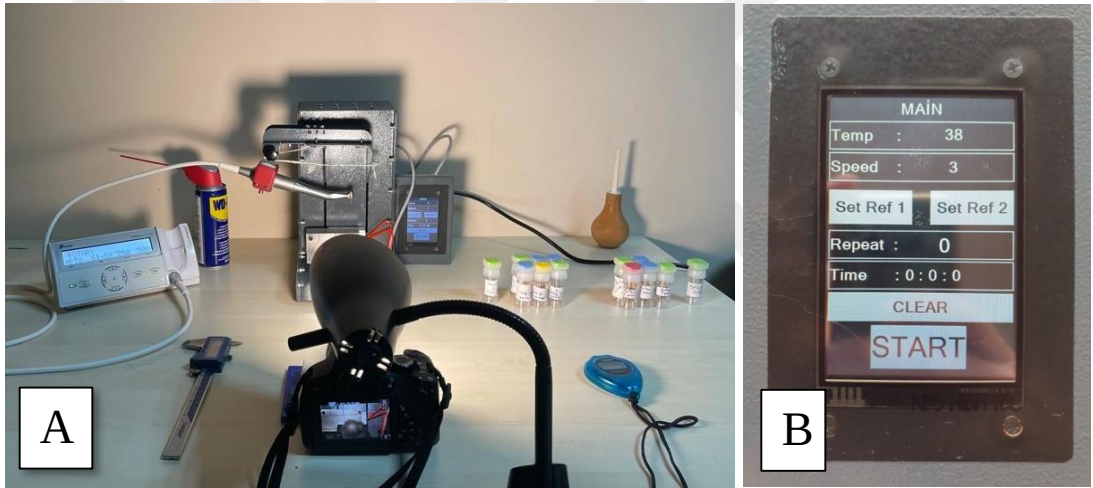
Resim 29. Dinamik Döngüsel Yorgunluk Test Düzeneği

3.10. Döngüsel Yorgunluk Testinin Yapılması

Daha sonra paslanmaz çelik kanal içerisine lubrikant olarak sentetik yağ (WD-40 Company, Milton Keynes, U.K) konularak eğeler sırasıyla döngüsel yorgunluk testine tabi tutuldu.

Döngüsel yorgunluk test düzeneğindeki panel yardımıyla, sıcaklık 38°C (kanal içi sıcaklığın 36°C $\pm$ 1°C olması için üretici firma önerisi), aksiyel hareketin mesafesi 3mm ve aksiyel hareketin hızı 3mm/sn olacak şekilde ayarlandı (Resim30). WaveOne

Gold Primary eğeleri döngüsel yorgunluk testine tabi tutulurken VDW Silver Endomotor'u 'WAVEONE ALL' programına, Hyflex EDM One File eğeleri döngüsel yorgunluk testine tabi tutulurken ise endomotorun ayarlanabilir programında hız 500 rpm, tork ise 250 gcm' ye ayarlanarak kullanıldı. Kontrol grubundaki her ege paketlerinden çıkarıldıktan sonra başka hiçbir işleme tabi tutulmadan, kullanım gruplarındaki eğeler de (Primer Preparasyon 1-2-3 kullanım /Retreatment 1-2-3 kullanım) test sonrası saklama koşullarından çıkarılarak döngüsel yorgunluk testine tabi tutuldu. Tüm eğeler, yapay kanalda kırılma gerçekleşene kadar ege koşullarına uygun hareketlerde döndürüldü. Eğelerin yapay kanal içerisinde serbest rotasyonunu kolaylaştırmak ve oluşabilecek sürtünme kuvvetlerini minimuma indirebilmek adına yapay kanal içerisinde sentetik bir yağ olan WD-40 (Company, Milton Keynes, İngiltere) kullanıldı.



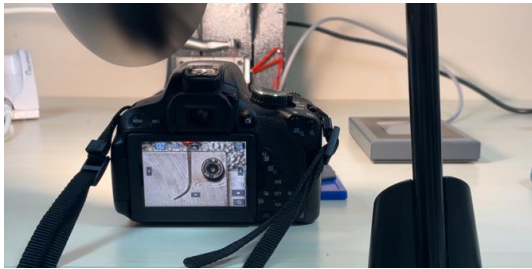
Resim 30. A) Dinamik Döngüsel Yorgunluk Deney Ortamı, B) Sıcaklık, hız ve mesafenin ayarlandığı panel.

Kırılma anına kadar geçen süre kronometre (Resim 31) ve video kaydı ile saptandı (Resim 32), ekranda süre saniye cinsinden kaydedildi. Her bir ege için kırılana kadar atılan tur sayısı (KAT) aşağıdaki formül ile hesaplandı

$$\text{Kırılana kadar atılan tur sayısı (KAT)} = (\text{Kırılana kadar geçen süre (sn)} \times \text{Rpm}) / 60$$



Resim 31. Kırılma anının kaydedildiği dijital kronometre



Resim 32. Testlerin video kamera ile kaydedilmesi

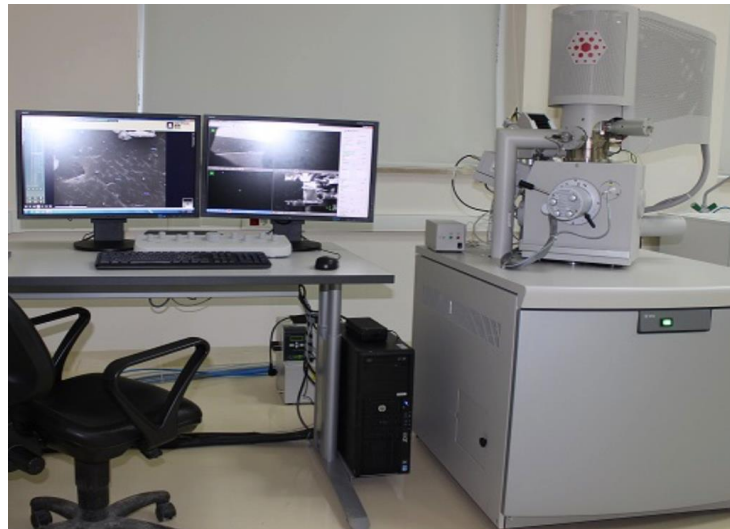
Her bir eğenin kırılan parçalarının uzunlukları dijital kumpas yardımıyla ölçüldü ve kaydedildi (Resim 33).



Resim 33. Eğelerin kırılan parçalarının uzunluklarının ölçüldüğü kumpas

3.11. Kırık Yüzeylerin Taramalı Elektron Mikroskobu'nda (SEM) İncelenmesi

Bütün eğeler kırma testine tabi tutulduktan sonra her gruptan 2 eğe olmak üzere toplamda 28 eğe kırık yüzeylerin incelenmesi ve kırık tipini belirlenmesi adına Süleyman Demirel Üniversitesi Yenilikçi Teknolojiler Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde Test ve Analiz Birimi'nde bulunan taramalı elektron mikroskobunda, X300, X750, X1500 ve X3000 büyütmede incelendi (SEM-Quanta FEG-250, Hillsboro, ABD) (Resim 34).



Resim 34. Kırık yüzeylerin incelendiği SEM cihazı (SEM-Quanta FEG-250, Hillsboro, ABD)

3.12. İstatistiksel Analizlerin Yapılması

İstatistiksel analizlere geçmeden önce verilerin normal dağılım gösterip göstermedikleri incelenmiş, ayrıca homojenlik testi yapılmıştır. Her bir gruba ait verilerin homojenlik testi için Levene istatistiğinden (Levene Statistic) faydalanılmış, normallik testi için de verilerin çarpıklık (Skewness) ve basıklık (Kurtosis) katsayılarına, Kolmogorov-Smirnov ve Shapiro-Wilk istatistikleri ve frekans dağılımının yaklaşık çan eğrisi gösterip göstermediğine bakılmıştır. Yapılan testler sonucu verilerin yaklaşık homojen ve normal dağılıma uygun olduğu belirlenmiş ve analizler için parametrik yöntemlerin kullanılabileceği anlaşılmıştır.

Kırılma süresi ve kırılana kadar atılan tur sayısı bakımından ege türleri arasında, her bir ege türü için (Hyflex ve WaveOne) uygulanan işlem türleri (preparasyon ve retreatment) arasında istatistiki anlamda fark olup olmadığını ortaya koymak için t testi (Independent samples t test) yapılmıştır. Her bir ege türü ve işlem türü için de kullanım sayılarına göre kırılma süresinin ve kırılana kadar atılan tur sayısının farklılaşıp farklılaşmadığının analizi tek yönlü varyans analizi (One-Way ANOVA) ile değerlendirilmiştir. Farklılaşmanın %95 güven düzeyinde ($P < 0.05$) anlamlı çıkması durumunda, farklılaşmanın hangi gruplar arasında oluştuğunun anlaşılması için çoklu karşılaştırma testlerinden Duncan Testi uygulanmıştır. İstatistiksel analizler SPSS v.22.0 (2015) paket programında yapılmıştır.

4. BULGULAR

4.1. WaveOne Gold (WOG) Eğesine Ait Bulgular

WaveOne Gold eğesinin tüm test gruplarındaki kırılma zamanı, KAT sayıları ve kırılma uzunluklarına ait istatistikler ve tek yönlü varyans analizi sonuçları Tablo 6,7,8 ve 9’da, ayrıca Şekil 3,4,5 ve 6’da verilmiştir.

4.1.1. WOG Primer Preparasyon Uygulamalarına Ait Sonuçlar

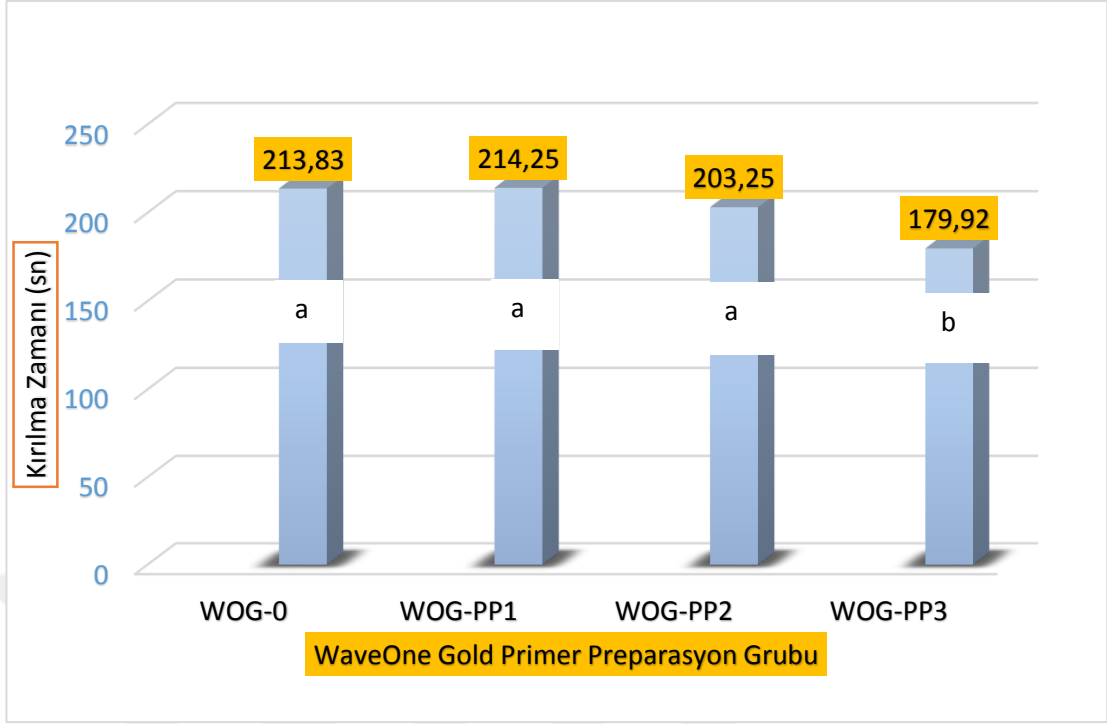
WaveOne Gold eğelerinin primer preparasyon test grupları değerlendirildiğinde, kırılma zamanı sonuçları 179.92 ± 23.01 sn ve 214.25 ± 24.31 sn aralığında, kırılana kadar atılan tur sayıları ise 1049 ± 134.69 tur ve 1249 ± 148.98 tur aralığında değişmiştir (Tablo 6, Şekil 3).

Varyans analizi sonuçları, gerek kırılma zamanı ve gerekse KAT sayıları bakımından WOG-0, WOG-PP1 ve WOG-PP2 test grupları arasında anlamlı bir farklılaşmanın olmadığını, ancak bu üç test grubunun $p < 0.05$ anlamlılık düzeyinde WOG-PP3 test grubundan farklılaştığını göstermiş, WOG-PP3 grubu anlamlı düzeyde daha düşük döngüsel yorgunluk dayanımı sonuçları vermiştir ($p < 0.05$). Kırılma uzunluğu açısından ise test grupları arasında $p > 0.05$ anlamlılık düzeyinde bir farklılaşmanın olmadığı görülmüştür (Tablo 6).

Tablo 6. WOG primer preparasyon uygulamalarına ait döngüsel yorgunluk dayanımı sonuçları (Her sütunda üs konumundaki aynı harfler $p < 0.05$ anlamlılık düzeyinde benzer sonuçları, farklı harfler ise farklı istatistiksel sonuçları göstermektedir).

WOG-PP Test Grupları	N	Kırılma Zamanı (sn)	Standart Sapma	KAT	Standart Sapma	Kırılma Uzunluğu (mm)	Standart Sapma
WOG-0	12	213.83 ^a	± 24.31	1247 ^a	± 141.69	5.45 ^a	± 0.27
WOG-PP1	12	214.25 ^a	± 23.56	1249 ^a	± 148.98	5.55 ^a	± 0.31
WOG-PP2	12	203.25 ^a	± 23.70	1185 ^a	± 137.47	5.81 ^a	± 0.22
WOG-PP3	12	179.92 ^b	± 23.01	1049 ^b	± 134.69	5.73 ^a	± 0.30

WOG-PP: WaveOne Gold Primer Preparasyon; KAT: Kırılana kadar atılan tur sayısı



Şekil 3. WaveOne Gold primer preparasyon test grubu kırılma zamanları grafiği

4.1.2. WOG Retreatment Uygulamalarına Ait Sonuçlar

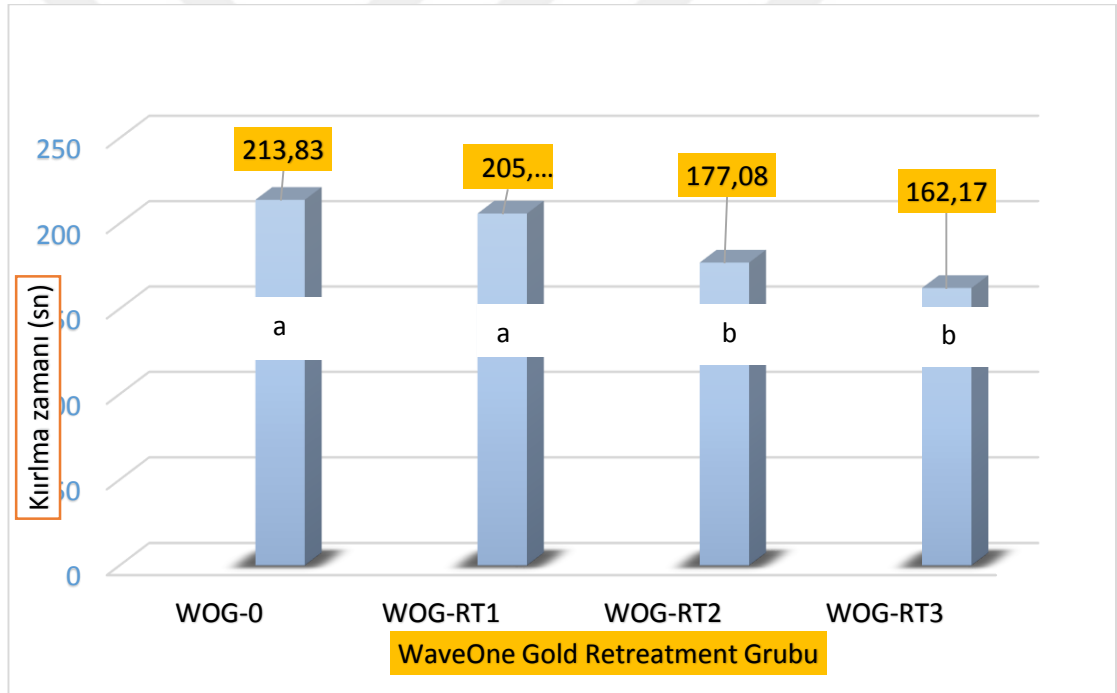
WaveOne Gold eğelerinin retreatment test grupları değerlendirildiğinde, en yüksek kırılma zamanını (213.83 ± 24.31 sn) ve kırılana kadar atılan tur sayısını (1247 ± 141.69 tur) hiç kullanılmamış eğelerin bulunduğu WOG-0 grubu gösterirken en küçük değerleri (sırasıyla 162.17 ± 24.32 sn, 945 ± 136.92) WOG-RT3 grubu göstermiştir (Tablo 7, Şekil 4).

Varyans analizi sonuçları, kırılma zamanları ve KAT sayıları bakımından WOG-0 ve WOG-RT1 arasında anlamlı bir farklılaşmanın olmadığını, benzer şekilde WOG-RT2 ve WOG-RT3 arasında da anlamlı bir farklılaşmanın olmadığını ancak her ikili grup arasında ise $p < 0,05$ anlamlılık düzeyinde farklılaşmanın olduğunu göstermiştir. WOG-RT2 ve WOG-RT3 grupları anlamlı düzeyde daha düşük döngüsel yorgunluk dayanımı sonuçları göstermiştir ($p < 0,05$). Kırılma uzunluğu açısından ise test grupları arasında $p > 0,05$ anlamlılık düzeyinde bir farklılaşmanın olmadığı görülmüştür (Tablo 7).

Tablo 7. WOG retreatment uygulamalarına ait döngüsel yorgunluk dayanımı sonuçları (Her sütunda üs konumundaki aynı harfler $p<0.05$ anlamlılık düzeyinde benzer sonuçları, farklı harfler ise farklı istatistiksel sonuçları göstermektedir).

WOG-RT Test Grupları	N	Kırılma Zamanı (sn)	Standart Sapma	KAT	Standart Sapma	Kırılma Uzunluğu (mm)	Standart Sapma
WOG-0	12	213.83 ^a	± 24.31	1247 ^a	± 141.69	5.45 ^a	± 0.27
WOG-RT1	12	205.83 ^a	± 25.35	1200 ^a	± 147.93	5.81 ^a	± 0.28
WOG-RT2	12	177.08 ^b	± 23.25	1032 ^a	± 135.79	5.43 ^a	± 0.27
WOG-RT3	12	162.17 ^b	± 24.32	945 ^b	± 136.92	5.30 ^a	± 0.35

WOG-RT: WaveOne Gold Retreatment; KAT: Kırılana kadar atılan tur sayısı



Şekil 4. WaveOne Gold retreatment grubu kırılma zamanları grafiği

4.1.3. WOG Tüm Uygulamalara Ait Sonuçlar

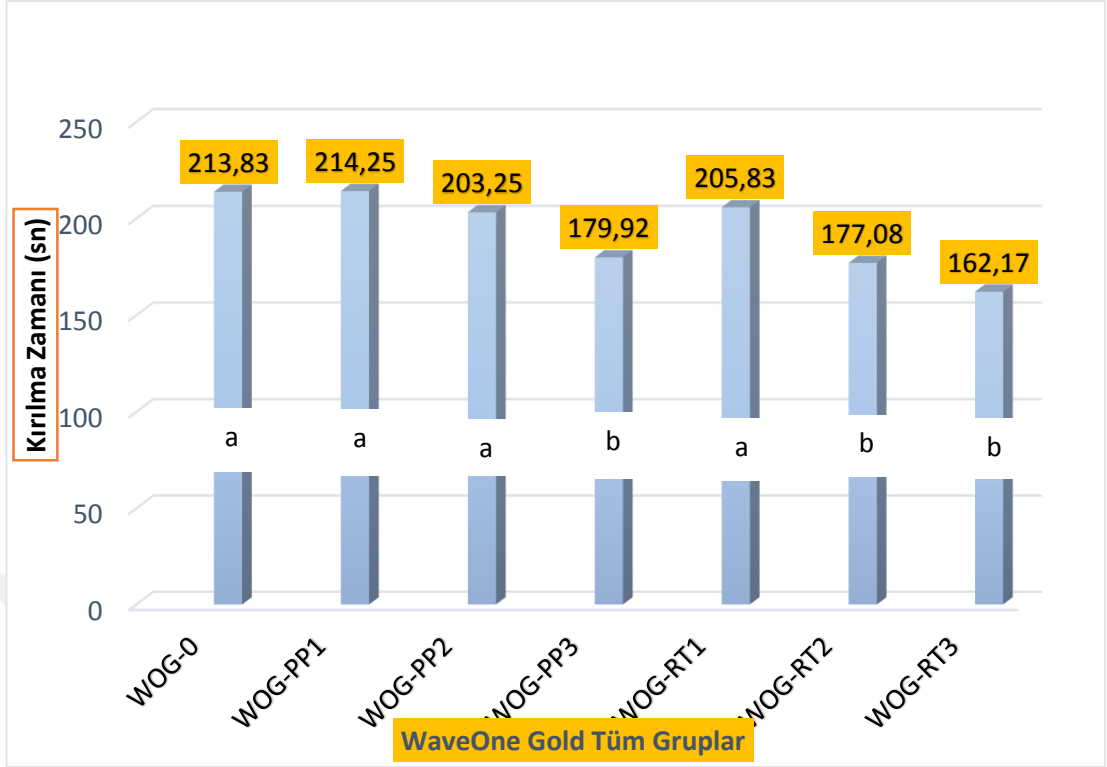
WaveOne Gold eğelerinin primer preparasyon ve retreatment test grupları toplu değerlendirildiğinde, kırılma zamanı sonuçlarının 162.17 ± 24.32 sn ve 214.25 ± 24.31 sn aralığında, kırılana kadar atılan tur sayılarının ise 945 ± 136.92 tur ve 1249 ± 148.98 tur aralığında değiştiği görülmüştür (Tablo 8).

WOG eğelerinin tüm gruplarının analiz sonuēları incelendiēinde, kırılma zamanı ve KAT sayıları bakımından WOG-0, WOG-PP1, WOG-PP2 ve WOG-RT1 test grupları arasında, aynı Şekilde WOG-PP3, WOG-RT2 ve WOG-RT3 test grupları arasında anlamlı bir farklılaşmanın olmadığı, ancak sayılan bu iki grup arasında ise $p<0.05$ anlamlılık düzeyinde farklılaşmanın olduēu görülmüştür. WOG-PP3, WOG-RT2 ve WOG-RT3 test grupları anlamlı düzeyde daha düşük döngüsel yorgunluk dayanım sonuēları göstermiştir ($p<0.05$). Kırılma uzunluēu aēısından ise test grupları arasında $p>0.05$ anlamlılık düzeyinde bir farklılaşmanın olmadığı gözlenmiştir (Tablo 8, Şekil 5).

Tablo 8. WOG eğesine ait tüm test gruplarının döngüsel yorgunluk dayanımı sonuēları (Her sütunda s konumundaki aynı harfler $p<0.05$ anlamlılık düzeyinde benzer sonuēları, farklı harfler ise farklı istatistiksel sonuēları göstermektedir).

WOG-PP WOG-RT Test grupları	N	Kırılma Zamanı (sn)	Standart Sapma	KAT	Standart Sapma	Kırılma Uzunluēu (mm)	Standart Sapma
WOG-0	12	213.83 ^a	± 24.31	1247 ^a	± 141.69	5.45 ^a	± 0.27
WOG-PP1	12	214.25 ^a	± 23.56	1249 ^a	± 148.98	5.55 ^a	± 0.31
WOG-PP2	12	203.25 ^a	± 23.70	1185 ^a	± 137.47	5.81 ^a	± 0.22
WOG-PP3	12	179.92 ^b	± 23.01	1049 ^b	± 134.69	5.73 ^a	± 0.30
WOG-RT1	12	205.83 ^a	± 25.35	1200 ^a	±147.93	5.81 ^a	± 0.28
WOG-RT2	12	177.08 ^b	± 23.25	1032 ^b	± 135.79	5.43 ^a	± 0.27
WOG-RT3	12	162.17 ^b	± 24.32	945 ^b	± 136.92	5.30 ^a	± 0.35

WOG-PP: WaveOne Gold Primer Preparasyon; WOG-RT: WaveOne Gold Retreatment; KAT: Kırılana kadar atılan tur sayısı



Şekil 5. WaveOne Gold eğesine ait tüm grupların kırılma zamanı grafiği

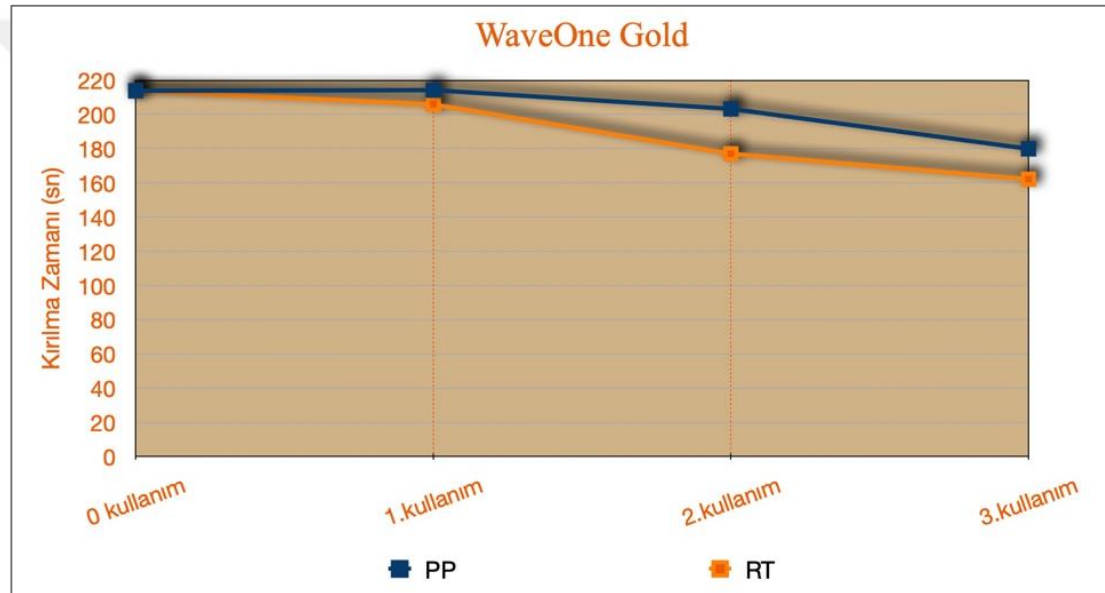
4.1.4. WOG Primer Preparasyon ve Retreatment Ortalama Değerlerinin Kıyaslanması

WaveOne Gold eğelerinin, primer preparasyon ve retreatment test gruplarının döngüsel yorgunluk değerlerinin ortalamaları incelendiğinde; varyans analizi sonuçlarında, kırılma zamanı ve KAT sayıları bakımından WOG-PP grubu WOG-RT grubundan istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek değerler göstermiştir ($p < 0.05$). Kırılma uzunluğu açısından ise test grupları arasında $p > 0.05$ anlamlılık düzeyinde bir farklılaşmanın olmadığı görülmüştür (Tablo 9, Şekil 6).

Tablo 9. WOG eğesinin PP ve RT test gruplarındaki toplam döngüsel yorgunluk değerlerinin ortalama sonuçları (Her sütunda üs konumundaki aynı harfler $p<0.05$ anlamlılık düzeyinde benzer sonuçları, farklı harfler ise farklı istatistiksel sonuçları göstermektedir).

WOG-PP WOG-RT	N	Kırılma Zamanı (sn)	Standart Sapma	KAT	Standart Sapma	Kırılma Uzunluğu (mm)	Standart Sapma
WOG-PP	48	202.81^a	± 27.26	1182^a	± 159.03	5.66^a	± 0.32
WOG-RT	48	189.73^b	± 31.52	1106^b	± 183.82	5.54^a	± 0.42

WOG-PP: WaveOne Gold Primer Preparasyon; WOG-RT: WaveOne Gold Retreatment; KAT: Kırılana kadar atılan tur sayısı



Şekil 6. WaveOne Gold eğelerinin her iki test grubundaki ortalama kırılma zamanları çizgisel grafiği

4.2. HyFlex EDM (HEDM) Eğesine Ait Bulgular

HyFlex EDM eğesinin tüm test gruplarındaki kırılma zamanı, KAT sayıları ve kırılma uzunluklarına ait istatistikler ve tek yönlü varyans analizi sonuçları Tablo 10,11,12 ve 13'te, ayrıca Şekil 7,8,9 ve 10'da verilmiştir.

4.2.1. HEDM Primer Preparasyon Uygulamalarına Ait Sonuçlar

HyFlex EDM eğelerinin primer preparasyon test grupları değerlendirildiğinde, kırılma zamanı sonuçları 310.50 ± 39.13 sn ve 337.17 ± 35.38 sn aralığında, kırılana

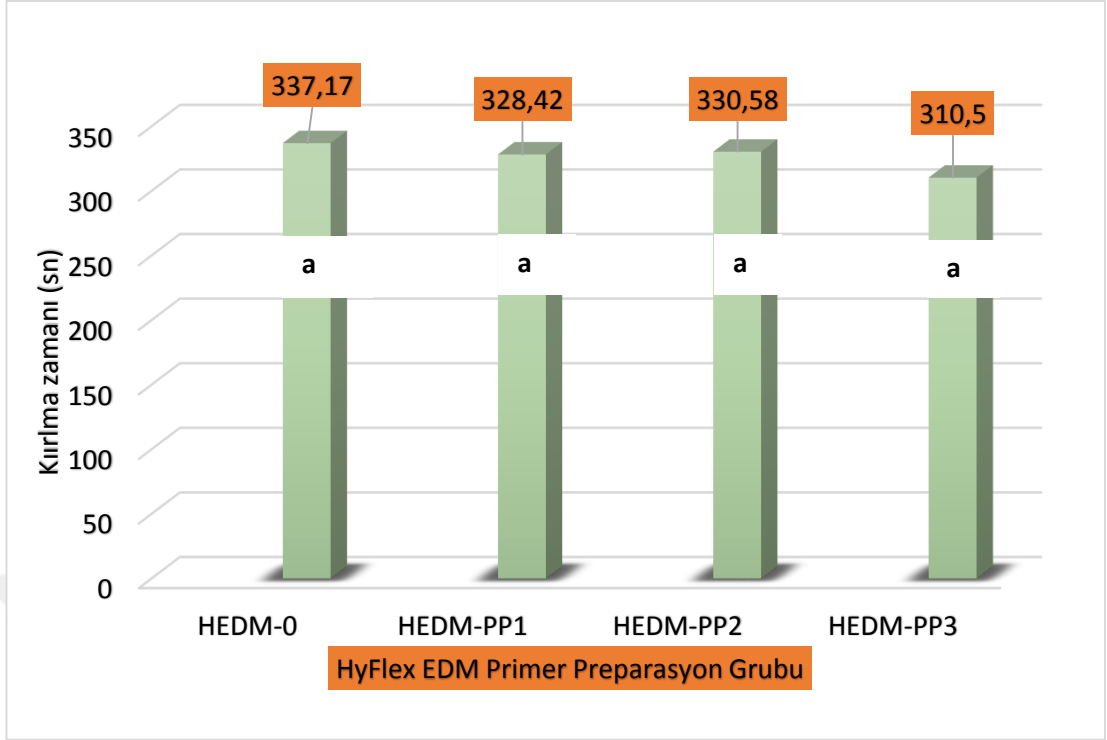
kadar atılan tur sayıları ise 2587 ± 326.01 tur ve 2808 ± 294.52 tur aralığında değişmiştir (Tablo 10).

Varyans analizi sonuçları KAT sayıları, kırılma zamanları ve kırılma uzunlukları açısından hiçbir test grubu arasında $p < 0,05$ anlamlılık düzeyinde farklılaşmanın olmadığını göstermiştir (Tablo 10, Şekil 7).

Tablo 10. HEDM primer preparasyon uygulamalarına ait döngüsel yorgunluk dayanımı sonuçları (Her sütunda üs konumundaki aynı harfler $p < 0.05$ anlamlılık düzeyinde benzer sonuçları, farklı harfler ise farklı istatistiksel sonuçları göstermektedir).

HEDM-PP Test Grupları	N	Kırılma Zamanı (sn)	Standart Sapma	KAT	Standart Sapma	Kırılma Uzunluğu (mm)	Standart Sapma
HEDM-0	12	337.17^a	± 35.38	2808^a	± 294.52	4.98^a	± 0.37
HEDM-PP1	12	328.42^a	± 50.20	2736^a	± 418.91	4.92^a	± 0.42
HEDM-PP2	12	330.58^a	± 36.57	2754^a	± 304.72	4.95^a	± 0.39
HEDM-PP3	12	310.50^a	± 39.13	2587^a	± 326.01	4.91^a	± 0.33

HEDM-PP: HyFlex EDM Primer Preparasyon; KAT: Kırılana kadar atılan tur sayısı



Şekil 7. HyFlex EDM primer preparasyon test grubu kırılma zamanı grafiği

4.2.2. HEDM Retreatment Uygulamalarına Ait Sonuçlar

HyFlex EDM eğelerinin retreatment test grupları değerlendirildiğinde, kırılma zamanı sonuçları 239.92 ± 30.27 sn ve 337.17 ± 35.38 sn aralığında, kırılana kadar atılan tur sayıları ise 1999 ± 252.28 tur ve 2808 ± 294.52 tur aralığında değişmiştir (Tablo 11).

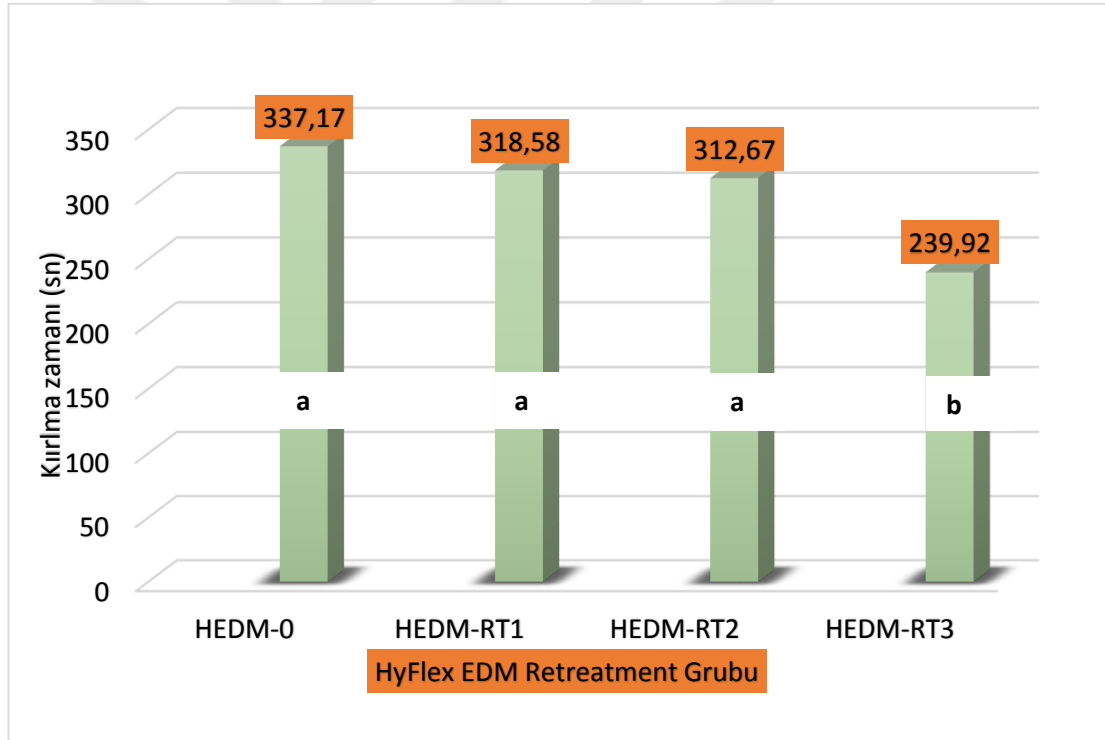
Bununla beraber, varyans analizi sonuçları kırılma zamanı açısından HEDM-0, HEDM-RT1 ve HEDM-RT2 arasında anlamlı bir farklılaşmanın olmadığını, ancak HEDM-RT3 test grubunun diğer üç gruptan $p < 0,05$ anlamlılık düzeyinde daha düşük değerlere sahip olduğunu göstermiştir. Kırılma uzunluğu açısından ise test grupları arasında $p > 0,05$ anlamlılık düzeyinde bir farklılaşmanın olmadığı görülmüştür (Tablo 11, Şekil 8).

KAT sayısı değerlendirildiğinde ise HEDM-0 grubu, HEDM-RT2 ve HEDM-RT3 gruplarından $p < 0,05$ anlamlılık düzeyinde daha yüksek KAT sayısı değeri göstermiştir. HEDM-RT1 ve HEDM-RT2 grupları arasında anlamlı bir farklılaşma izlenmezken ($p > 0,05$), her iki grup da HEDM-RT3 grubundan anlamlı derecede yüksek yorgunluk dayanımı göstermiştir ($p < 0,05$) (Tablo 11).

Tablo 11. HEDM retreatment uygulamalarına ait döngüsel yorgunluk dayanımı sonuçları (Her sütunda üs konumundaki aynı harfler $p<0.05$ anlamlılık düzeyinde benzer sonuçları, farklı harfler ise farklı istatistiksel sonuçları göstermektedir).

HEDM-RT Test Grupları	N	Kırılma Zamanı (sn)	Standart Sapma	KAT	Standart Sapma	Kırılma Uzunluğu (mm)	Standart Sapma
HEDM-0	12	337.17 ^a	± 35.38	2808 ^a	± 294.52	4.98 ^a	± 0.37
HEDM-RT1	12	318.58 ^a	± 32.82	2654 ^{ab}	± 273.49	4.74 ^a	± 0.33
HEDM-RT2	12	312.67 ^a	± 31.23	2549 ^b	± 354.53	4.73 ^a	± 0.34
HEDM-RT3	12	239.92 ^b	± 30.27	1999 ^c	± 252.28	4.75 ^a	± 0.37

HEDM-RT: HyFlex EDM Retreatment; KAT: Kırılana kadar atılan tur sayısı



Şekil 8. HyFlex EDM retreatment test grubu kırılma zamanı grafiği

4.2.3. HEDM Tüm Uygulamalara Ait Sonuçlar

HyFlex EDM eğelerinin primer preparasyon ve retreatment test grupları toplu değerlendirildiğinde, kırılma zamanı sonuçları 239.92 ± 30.27 sn ve 337.17 ± 35.38 sn

aralığında, kırılana kadar atılan tur sayıları ise 945 ± 136.92 tur ve 1249 ± 148.98 tur aralığında değişmiştir (Tablo 12).

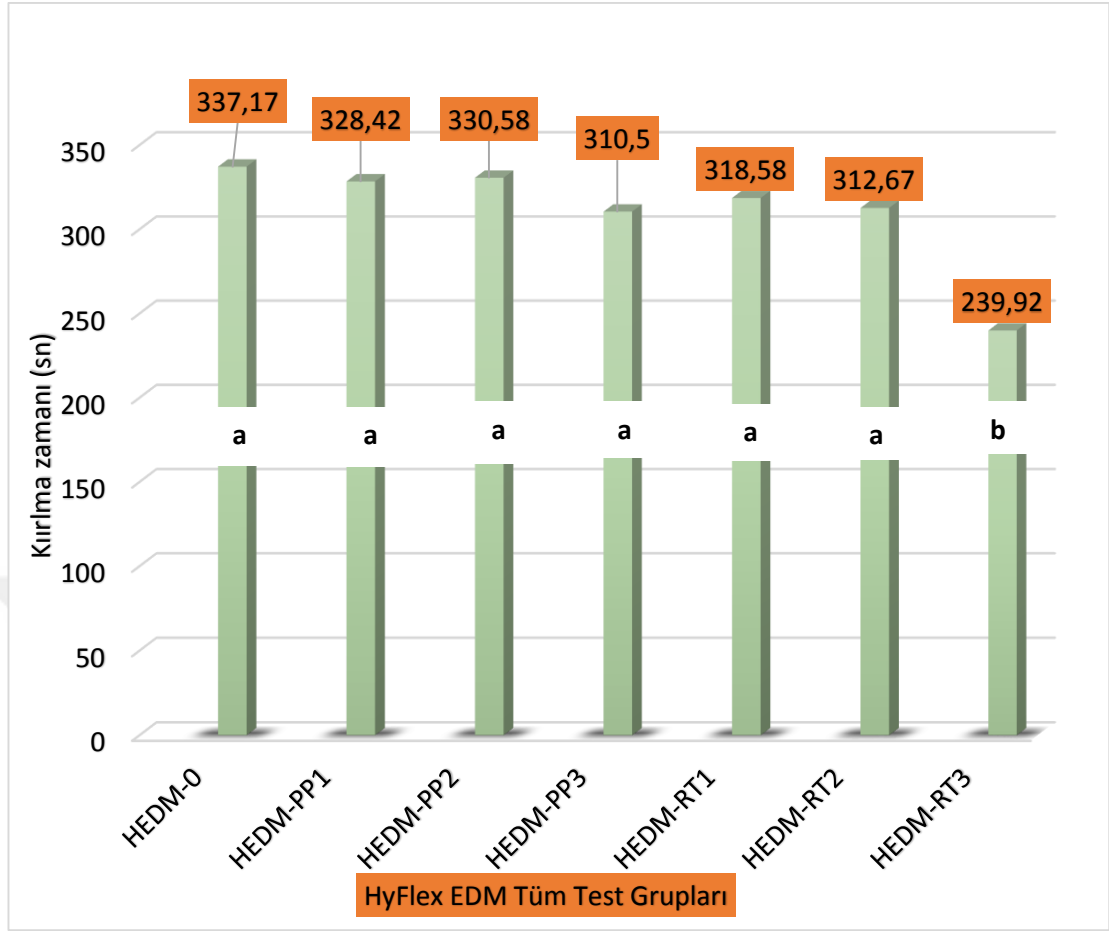
HEDM eğelerinin tüm gruplarının analiz sonuçları incelendiğinde, kırılma zamanları bakımından HEDM-0, HEDM-PP1, HEDM-PP2, HEDM-PP3, HEDM-RT1 ve HEDM-RT2 test grupları arasında anlamlı bir farklılaşmanın olmadığı, ancak bu gruplaşmanın test $p < 0.05$ anlamlılık düzeyinde HEDM-RT3 test grubundan farklılaştığı gözlenmiştir. HEDM-RT3 grubu anlamlı düzeyde daha düşük döngüsel yorgunluk dayanımı sonuçları göstermiştir ($p < 0.05$). Kırılma uzunluğu açısından ise test grupları arasında $p > 0.05$ anlamlılık düzeyinde bir farklılaşmanın olmadığı görülmüştür (Tablo 12, Şekil 9).

KAT sayısı açısından değerlendirildiğinde ise HEDM-0 grubu HEDM-RT2 ve HEDM-RT3 grubundan anlamlı derecede daha yüksek KAT değeri göstermiş ($p < 0.05$), diğer gruplarla arasında fark gözlenmemiştir ($p > 0.05$). HEDM-RT3 grubu ise diğer bütün gruplardan anlamlı derecede düşük KAT sayısı göstermiştir ($p < 0.05$). HEDM-PP1, HEDM-PP2, HEDM-PP3, HEDM-RT1, HEDM-RT2 arasında anlamlı fark çıkmamıştır ($p > 0.05$) (Tablo 12).

Tablo 12. HEDM eğesine ait tüm test gruplarının döngüsel yorgunluk dayanımı sonuçları (Her sütunda üs konumundaki aynı harfler $p < 0.05$ anlamlılık düzeyinde benzer sonuçları, farklı harfler ise farklı istatistiksel sonuçları göstermektedir).

HEDM-PP HEDM-RT Test grupları	N	Kırılma Zamanı (sn)	Standart Sapma	KAT	Standart Sapma	Kırılma Uzunluğu (mm)	Standart Sapma
HEDM-0	12	337.17^a	± 35.38	2808^a	± 294.52	4.98^a	± 0.37
HEDM PP1	12	328.42^a	± 50.20	2736^{ab}	± 418.91	4.92^a	± 0.42
HEDM-PP2	12	330.58^a	± 36.57	2754^{ab}	± 304.72	4.95^a	± 0.39
HEDM-PP3	12	310.50^a	± 39.13	2587^{ab}	± 326.01	4.91^a	± 0.33
HEDM-RT1	12	318.58^a	± 32.82	2654^{ab}	± 273.49	4.74^a	± 0.33
HEDM-RT2	12	312.67^a	± 31.23	2549^b	± 354.53	4.73^a	± 0.34
HEDM-RT3	12	239.92^b	± 30.27	1999^c	± 252.28	4.75^a	± 0.37

HEDM-PP: HyFlex EDM Primer Preparasyon; HEDM-RT: HyFlex EDM Retreatment; KAT: Kırılana kadar atılan tur sayısı



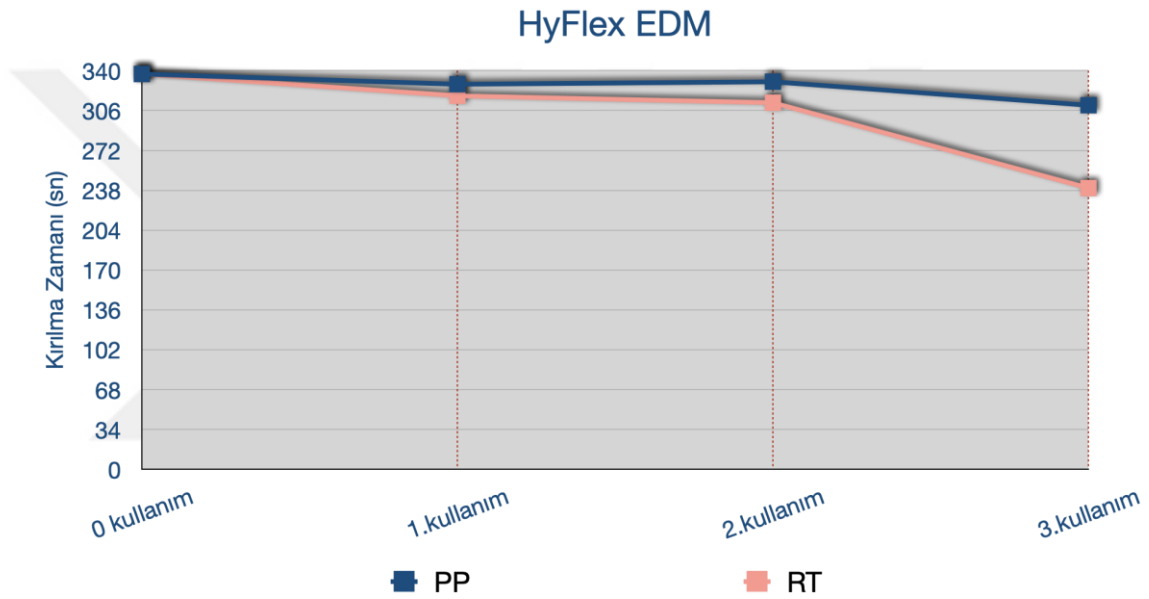
Şekil 9. HyFlex EDM eğesine ait tüm grupların kırılma zamanı grafiği

4.2.4. HEDM Primer Preparasyon ve Retreatment Ortalama Değerlerinin Kıyaslanması

HyFlex EDM eğelerinin, primer preparasyon ve retreatment test gruplarının döngüsel yorgunluk değerlerinin ortalamaları değerlendirildiğinde; varyans analizi sonuçlarında, kırılma zamanı ve KAT sayıları bakımından HEDM-PP grubu HEDM-RT grubundan istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek değerler göstermiştir ($p < 0.05$). Kırılma uzunluğu açısından ise test grupları arasında $p > 0.05$ anlamlılık düzeyinde bir farklılaşmanın olmadığı görölmüştür (Tablo 13, Şekil 10)

Tablo 13. HEDM eğesinin PP ve RT test gruplarındaki toplam döngüsel yorgunluk değerlerinin ortalama sonuçları (Her sütunda üs konumundaki aynı harfler $p<0.05$ anlamlılık düzeyinde benzer sonuçları, farklı harfler ise farklı istatistiksel sonuçları göstermektedir).

HEDM-PP HEDM-RT Grupları	N	Kırılma Zamanı (sn)	Standart Sapma	KAT	Standart Sapma	Kırılma Uzunluğu (mm)	Standart Sapma
HEDM-PP	48	326.67 ^a	± 40.68	2679 ^a	± 347.23	4.99 ^a	± 0.62
HEDM-RT	48	302.06 ^b	± 48.81	2503 ^b	± 421.03	4.89 ^a	± 0.28



Şekil 10. HyFlex EDM eğelerinin her iki test grubundaki ortalama kırılma zamanları çizgisel grafiği

4.3. WOG ve HEDM Eğelerinin Primer Preparasyon Gruplarının Kıyaslanması

WaveOne Gold ve HyFlex EDM eğelerinin primer preparasyon grupları değerlendirildiğinde, en yüksek kırılma zamanı ve KAT sayısını (337.17 ± 35 sn, 2808 ± 294.52 tur) HEDM-0 test grubu gösterirken, en düşük değerleri (179.92 ± 23.01 sn, 1049 ± 134.69 tur) WOG-RT3 test grubu göstermiştir (Tablo 14).

Kırılma zamanları istatistiksel olarak analiz edildiğinde, genel olarak WOG test grupları kendi aralarında, HEDM eğeleri kendi aralarında gruplaşmış, ancak her iki gruplaşma arasında $p<0.05$ anlamlılık düzeyinde farklılaşmanın olduğu

gözlenmiştir. HEDM test grupları anlamlı düzeyde daha yüksek döngüsel yorgunluk dayanımı değerleri göstermiştir ($p<0.05$) (Tablo 14).

Tablo 14. WOG ve HEDM eğesinin primer preparasyon gruplarının karşılaştırılması (Her sütunda üs konumundaki aynı harfler $p<0.05$ anlamlılık düzeyinde benzer sonuçları, farklı harfler ise farklı istatistiksel sonuçları göstermektedir).

Primer Preparasyon Grupları	N	Kırılma Zamanı (sn)	Standart Sapma	KAT	Standart Sapma	Kırılma Uzunluğu (mm)	Standart Sapma
WOG-0	12	213.83 ^a	± 24.31	1247 ^a	± 141.69	5.45 ^a	± 0.27
WOG-PP1	12	214.25 ^a	± 23.56	1249 ^a	± 148.98	5.55 ^a	± 0.31
WOG-PP2	12	203.25 ^a	± 23.70	1185 ^a	± 137.47	5.81 ^a	± 0.22
WOG-PP3	12	179.92 ^b	± 23.01	1049 ^b	± 134.69	5.73 ^a	± 0.30
HEDM-0	12	337.17 ^c	± 35.38	2808 ^c	± 294.52	4.98 ^a	± 0.37
HEDM PP1	12	328.42 ^c	± 50.20	2736 ^c	± 418.91	4.92 ^a	± 0.42
HEDM-PP2	12	330.58 ^c	± 36.57	2754 ^c	± 304.72	4.95 ^a	± 0.39
HEDM-PP3	12	310.50 ^c	± 39.13	2587 ^c	± 326.01	4.91 ^a	± 0.33

4.4. WOG ve HEDM Eğelerinin Retreatment Gruplarının Kıyaslanması

WaveOne Gold ve HyFlex EDM eğelerinin retreatment grupları değerlendirildiğinde, en yüksek kırılma zamanı ve KAT sayısını (337.17 ± 35 sn, 2808 ± 294.52 tur) HEDM-0 test grubu gösterirken, en düşük değerleri (162.17 ± 24.32 sn, 945 ± 136.72 tur) WOG-RT3 test grubu göstermiştir (Tablo 15).

Kırılma zamanları kıyaslandığında varyans analizi sonuçlarında, WOG-0 ve WOG-RT1 grupları; WOG-RT2, WOG-RT-3, HEDM-0, HEDM-RT1 ve HEDM-RT2 gruplarından anlamlı derecede daha düşük yorgunluk dayanımı değerleri göstermiş ($p<0,05$), WOG-0, WOG-PP1 ve HEDM-RT3 grupları arasında ise anlamlı bir farklılaşma gözlenmemiştir. ($p>0,05$). WOG-RT2, WOG-RT3 grupları diğer bütün gruplardan anlamlı derecede farklı kırılma zamanı göstermiştir ($p<0,05$). HEDM-0, HEDM-RT1 ve HEDM-RT2 grupları arasında anlamlı fark çıkmazken ($p>0,05$) diğer gruplarla aralarında anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$) (Tablo 15).

Tablo 15. WOG ve HEDM eğesinin retreatment gruplarının karşılaştırılması (Her sştunda řs konumundaki aynı harfler $p<0,05$ anlamlılık dőzeyinde benzer sonuçları, farklı harfler ise farklı istatistiksel sonuçları göstermektedir).

Retreatment Grupları	N	Kırılma Zamanı (sn)	Standart Sapma	KAT	Standart Sapma	Kırılma Uzunluğu (mm)	Standart Sapma
WOG-0	12	213.83 ^a	± 24.31	1247 ^a	± 141.69	5.45 ^a	± 0.27
WOG-RT1	12	205.83 ^a	± 25.35	1200 ^a	±147.93	5.81 ^a	± 0.28
WOG-RT2	12	177.08 ^b	± 23.25	1032 ^a	± 135.79	5.43 ^a	± 0.27
WOG-RT3	12	162.17 ^b	± 24.32	945 ^b	± 136.92	5.30 ^a	± 0.35
HEDM-0	12	337.17 ^c	± 35.38	2808 ^c	± 294.52	4.98 ^a	± 0.37
HEDM-RT1	12	318.58 ^c	± 32.82	2654 ^{cd}	± 273.49	4.74 ^a	± 0.33
HEDM-RT2	12	312.67 ^c	± 31.23	2549 ^d	±354.53	4.73 ^a	± 0.34
HEDM-RT3	12	239.92 ^{da}	± 30.27	1999 ^f	± 252.28	4.75 ^a	± 0.37

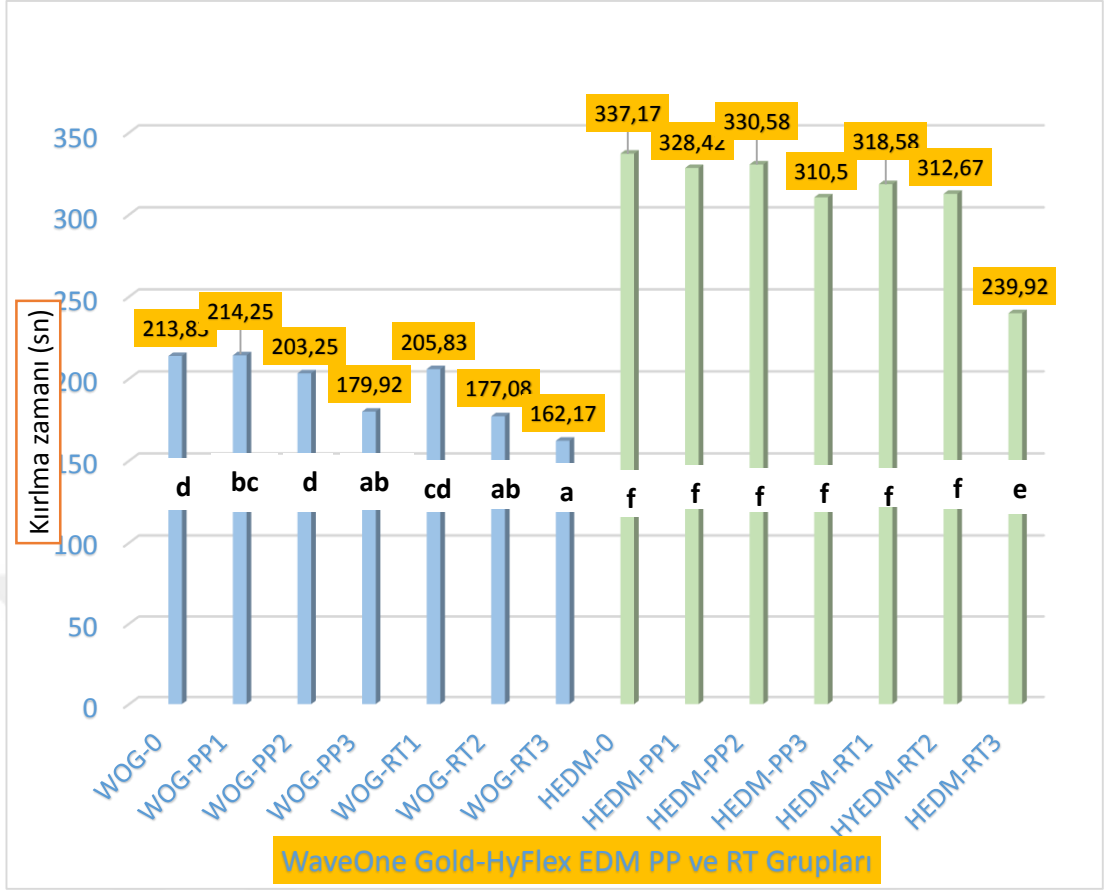
WOG-RT: WaveOne Gold Retreatment; HEDM-RT: HyFlex EDM Retreatment

4.5. WOG ve HEDM Eğelerinin Tşm Dőngřsel Yorgunluk Dayanımları Sonuçları

Her iki eğe markasına ait tşm veriler; kırılma zamanları, KAT ve kırılma uzunluğu açısından topluca analiz edilmiştir. Analiz sonuçları tablo 16'da verilmiştir. Tablodan gőrřldőęő Ĺzere HyFlex EDM eğesine ait kırılma zamanları ve KAT değerleri belirgin bir şekilde WaveOne Gold eğesine ait değerlerden istatistiksel olarak anlamlı ($p<0.05$) derecede yşksek sonuçlar vermiştir (şekil 11).

Tablo 16. WOG ve HEDM eğelerinin döngüsel yorgunluk dayanımlarının karşılaştırılması (Her sütunda üs konumundaki aynı harfler $p<0.05$ anlamlılık düzeyinde benzer sonuçları, farklı harfler ise farklı istatistiksel sonuçları göstermektedir).

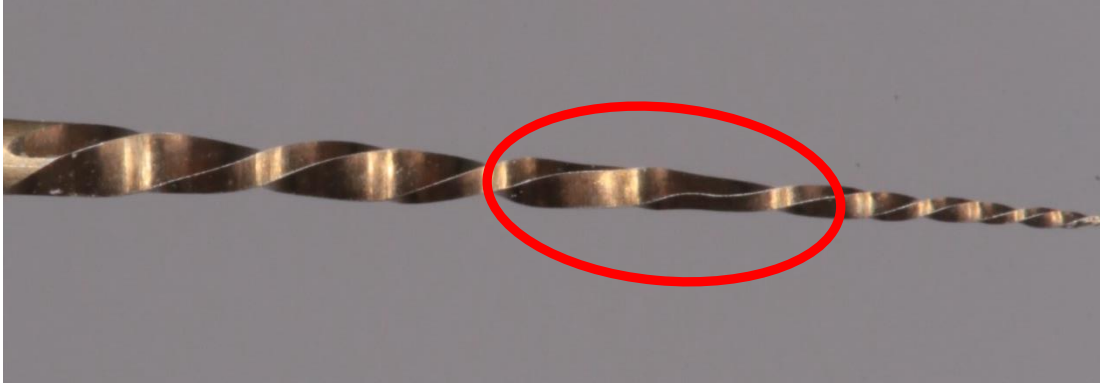
Tüm Test Grupları	N	Kırılma Zamanı (sn)	Standart Sapma	KAT	Standart Sapma	Kırılma Uzunluğu (mm)	Standart Sapma
WOG-0	12	213.83 ^d	± 24.31	1247 ^d	± 141.69	5.45 ^a	± 0.27
WOG-PP1	12	214.25 ^{bc}	± 23.56	1249 ^{bc}	± 148.98	5.55 ^a	± 0.31
WOG-PP2	12	203.25 ^d	± 23.70	1185 ^d	± 137.47	5.81 ^a	± 0.22
WOG-PP3	12	179.92 ^{ab}	± 23.01	1049 ^{ab}	± 134.69	5.73 ^a	± 0.30
WOG-RT1	12	205.83 ^{cd}	± 25.35	1200 ^{cd}	± 147.93	5.81 ^a	± 0.28
WOG-RT2	12	177.08 ^{ab}	± 23.25	1032 ^{ab}	± 135.79	5.43 ^a	± 0.27
WOG-RT3	12	162.17 ^a	± 24.32	945 ^a	± 136.92	5.30 ^a	± 0.35
HEDM-0	12	337.17 ^f	± 35.38	2736 ^f	± 418.91	4.98 ^a	± 0.37
HEDM-PP1	12	328.42 ^f	± 50.20	2754 ^f	± 304.72	4.92 ^a	± 0.42
HEDM-PP2	12	330.58 ^f	± 36.57	2587 ^f	± 326.01	4.95 ^a	± 0.39
HEDM-PP3	12	310.50 ^f	± 39.13	2736 ^f	± 418.91	4.91 ^a	± 0.33
HEDM-RT1	12	318.58 ^f	± 32.82	2654 ^f	± 273.49	4.74 ^a	± 0.33
HEDM-RT2	12	312.67 ^f	± 31.23	2549 ^f	± 354.53	4.73 ^a	± 0.34
HEDM-RT3	12	239.92 ^e	± 30.27	1999 ^e	± 252.28	4.75 ^a	± 0.37



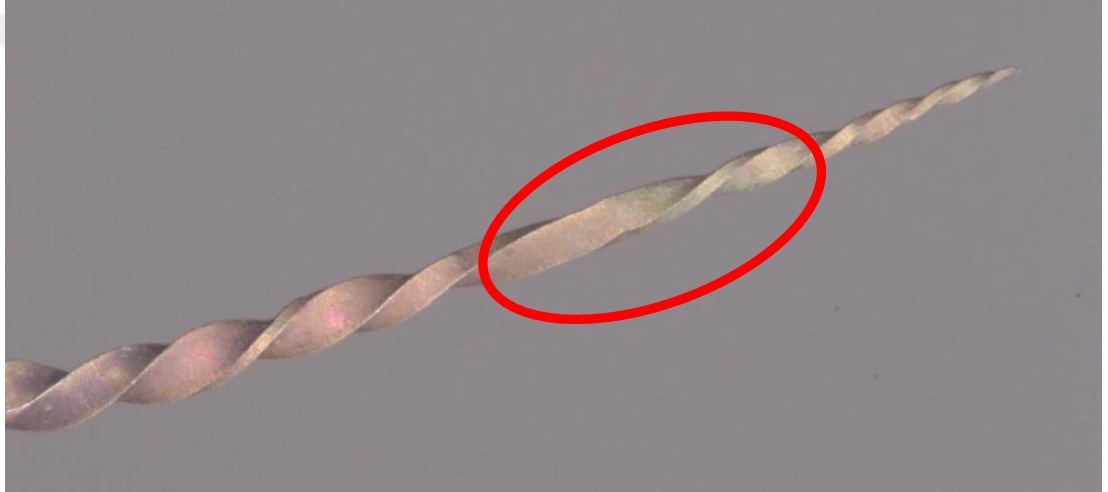
Şekil 11. Bütün test gruplarının kırılma zamanları grafiği

4.6. Eğelerde Meydana Gelen Deformasyon Bulguları

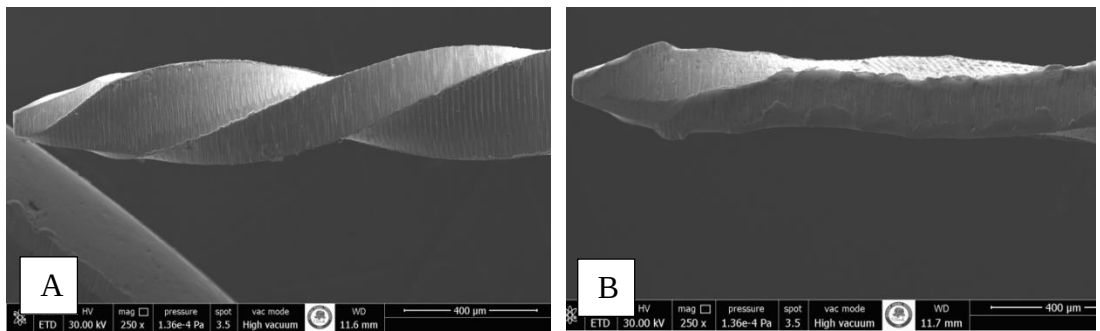
WaveOne Gold eğesi primer preperasyon grubunda 3.kullanım sonrası gözle görülür deformasyon gösterirken (Resim 35), retreatment grubunda 2.kullanım sonrası deformasyon göstermiştir. HyFlex EDM eğesi primer preperasyon grubunda 2.kullanımdan sonra gözle görülür deformasyon gösterirken (Resim 36), retreatment grubunda 2. kullanım sonrasında deformasyon göstermiştir. Bu durum eğelerin farklı metalürjik özellikleri ve farklı kesit yapılarından kaynaklanıyor olabilir.



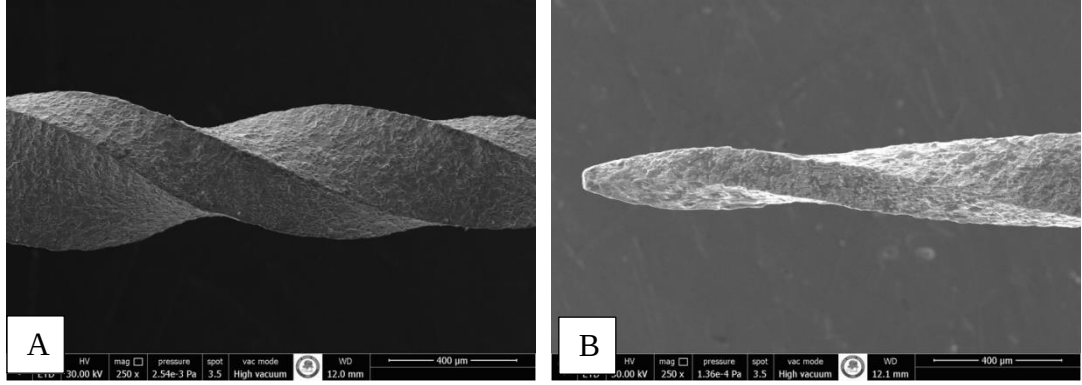
Resim 35. WaveOne Gold eğesinin primer preperasyon grubunda 3.kullanımı sonrası oluşan deformasyonun mikroskop görüntüsü (Zeiss OPMI PROErgo (Zeiss Inc, Thornwood, NY, Amerika))



Resim 36. WaveOne Gold eğesinin primer preperasyon grubunda 2. Kullanım sonrası oluşan deformasyonun mikroskop görüntüsü (Zeiss OPMI PROErgo (Zeiss Inc, Thornwood, NY, Amerika))

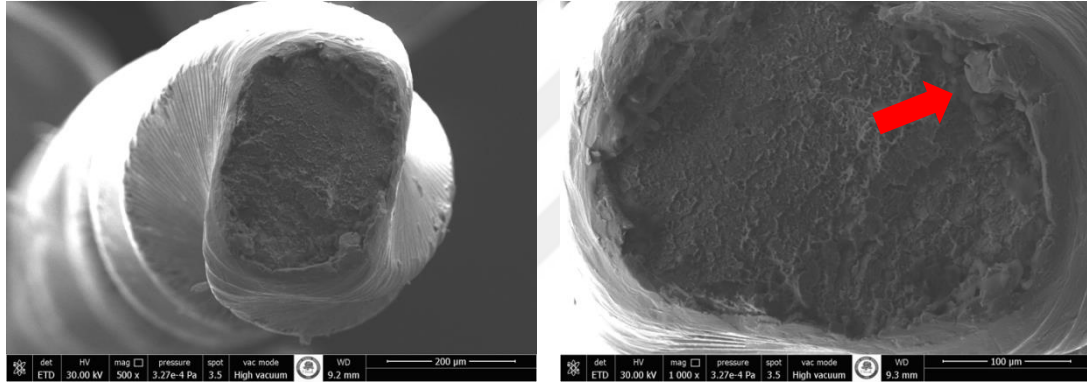


Resim 37. A) Hiç kullanılmamış WaveOne Gold eğesinin X250 büyütmedeki SEM görüntüsü B) WaveOne Gold eğesinin primer preperasyonda 3.kullanım sonucu oluşan deformasyonun X250 büyütmedeki SEM görüntüsü

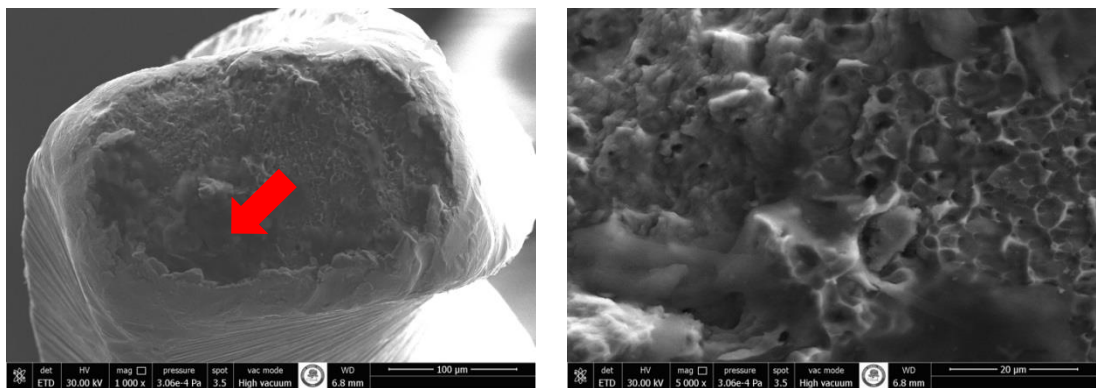


Resim 38. A) Hiç kullanılmamış HyFlex EDM eğesinin X250 büyütmedeki SEM görüntüsü B) HyFlex EDM eğesinin primer preperasyonda 2.kullanım sonucu oluşan deformasyonun X250 büyütmedeki SEM görüntüsü

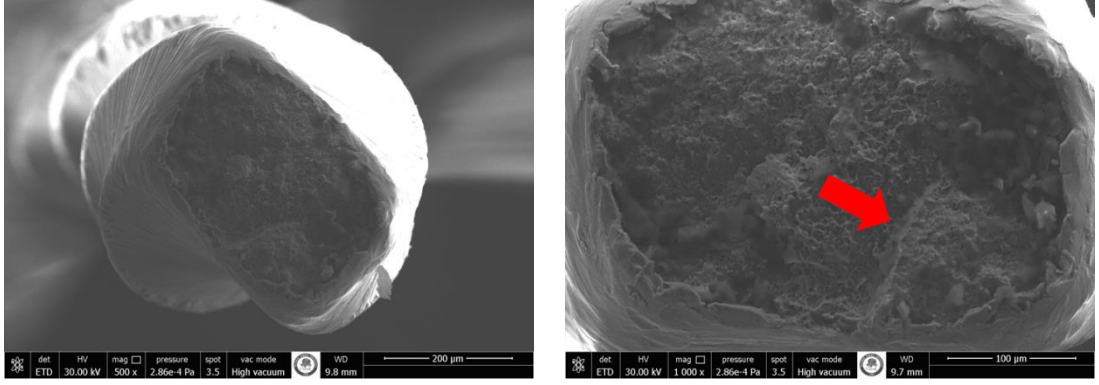
4.7. SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) Bulguları



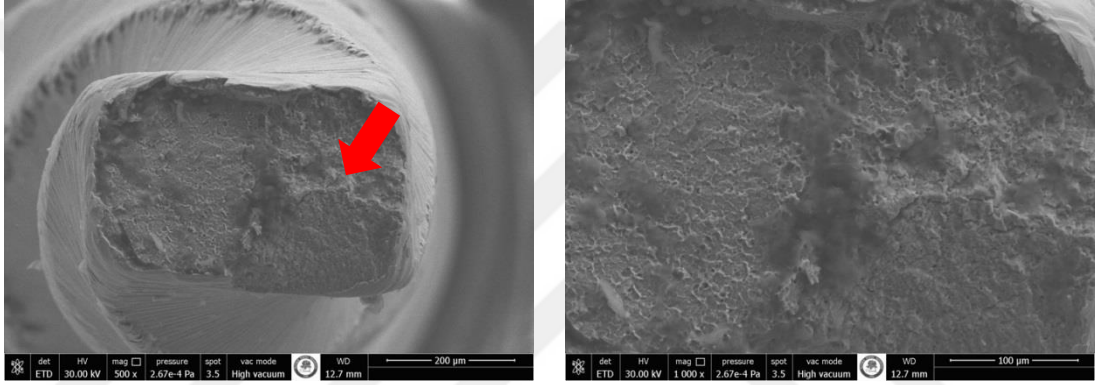
Resim 39. Hiç kullanılmamış WaveOne Gold eğesinin X500 ve X1000 büyütmedeki SEM görüntülerinde fleksural kırılmalar kırmızı okla gösterilmiştir.



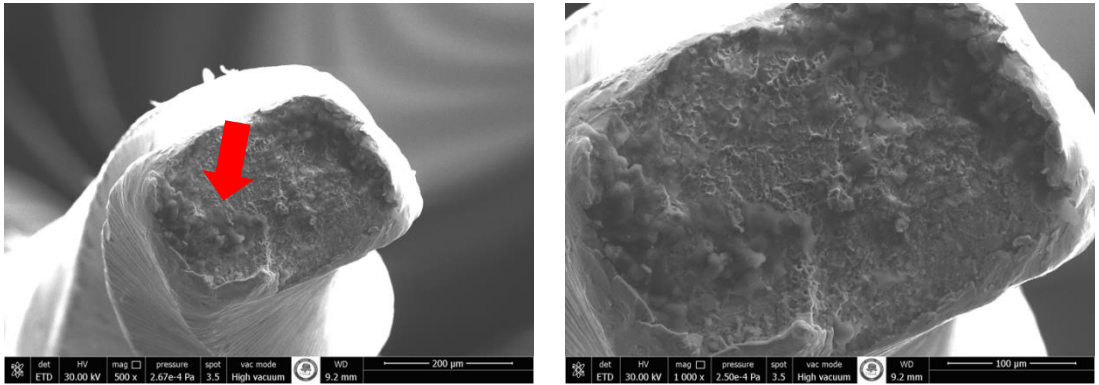
Resim 40. WaveOne Gold eğesinin primer preparasyon grubundaki 1. Kullanım grubunun X1000 ve X3000 büyütmelerdeki fleksural kırılma görülen SEM görüntüleri



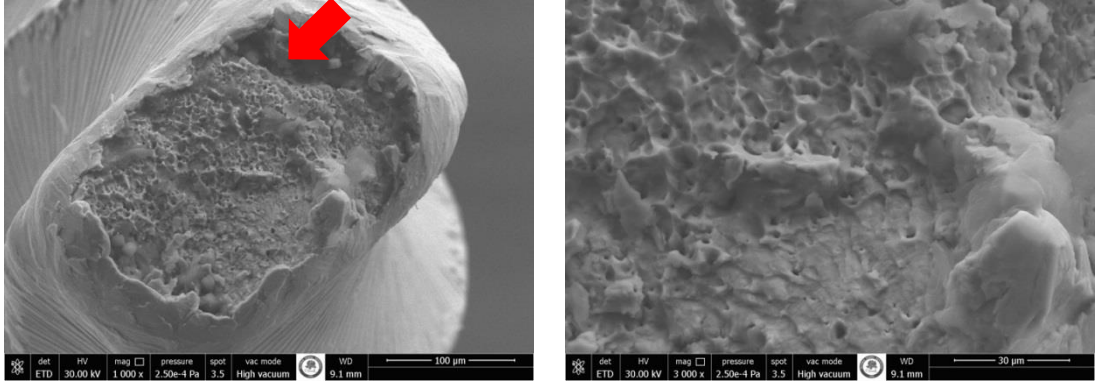
Resim 41. WaveOne Gold eģesinin primer preparasyon grubundaki 2. Kullanım grubunun X500 ve X1000 büyütmlerdeki SEM görüntüleri. (Kırmızı ok: Fleksural kırılmada görülen kırık başlangıç noktaları)



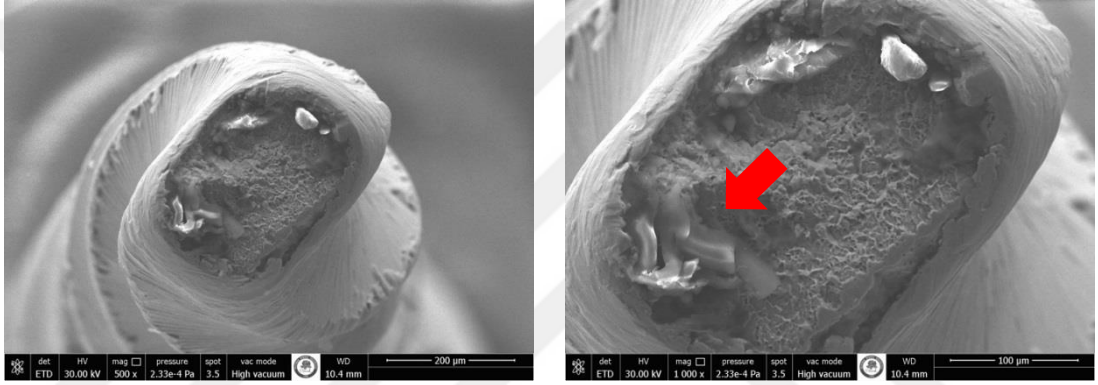
Resim 42. WaveOne Gold eģesinin primer preparasyon grubundaki 3. Kullanım grubunun X500 ve X1000 büyütmlerdeki SEM görüntüleri (Kırmızı ok: Fleksural kırılmada görülen kırık başlangıç noktaları)



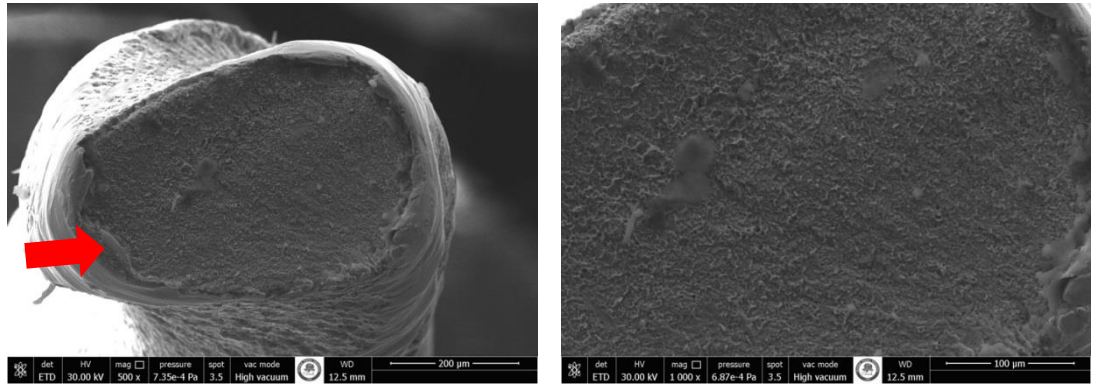
Resim 43. WaveOne Gold eģesinin retreatment grubundaki 1. Kullanım grubunun X500 ve X1000 büyütmlerdeki SEM görüntüleri (Kırmızı ok: Fleksural kırılmada görülen kırık başlangıç noktaları)



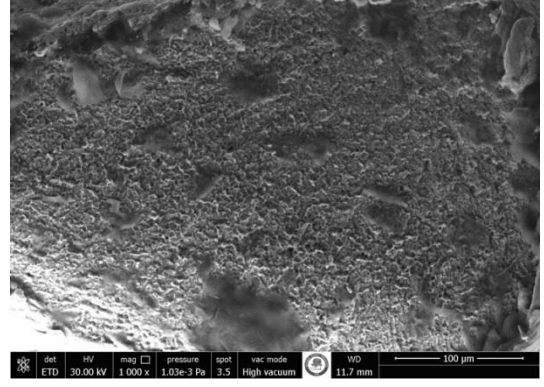
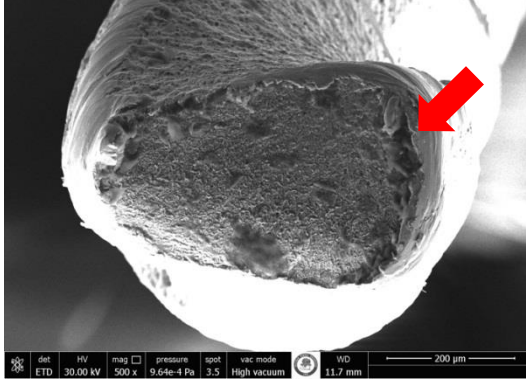
Resim 44. WaveOne Gold eģesinin retreatment grubundaki 2. Kullanım grubunun X1000 ve X3000 büyütmelerdeki SEM görüntüleri (Kırmızı ok: Fleksural kırılmada görülen kırık başlangıç noktaları)



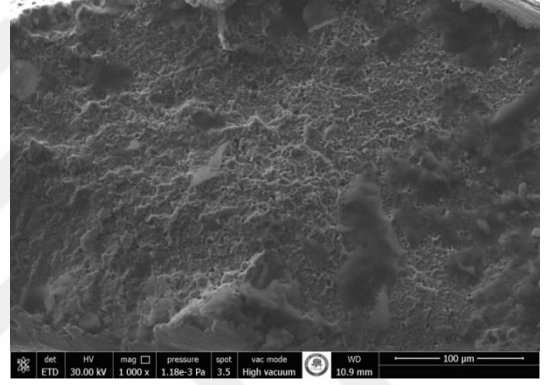
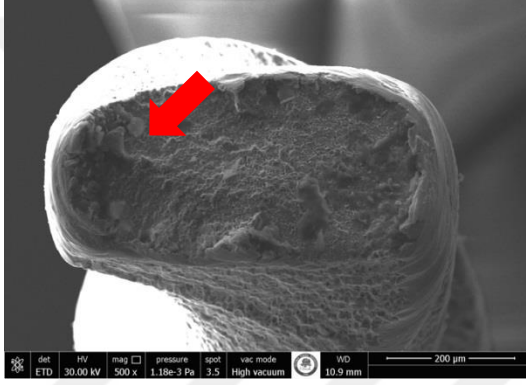
Resim 45. WaveOne Gold eģesinin retreatment grubundaki 3. Kullanım grubunun X500 ve X1000 büyütmelerdeki SEM görüntüleri (Kırmızı ok: Fleksural kırılmada görülen kırık başlangıç noktaları)



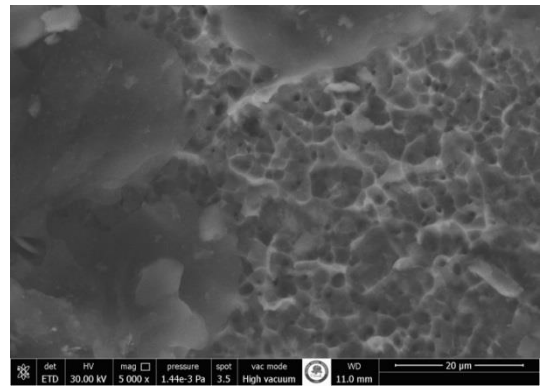
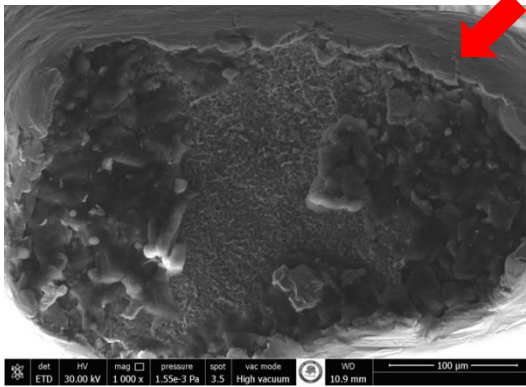
Resim 46. Hiç kullanılmamış HyFlex EDM eģesinin X500 ve X1000 büyütmedeki SEM görüntüleri (Kırmızı ok: Fleksural kırılmada görülen kırık başlangıç noktaları)



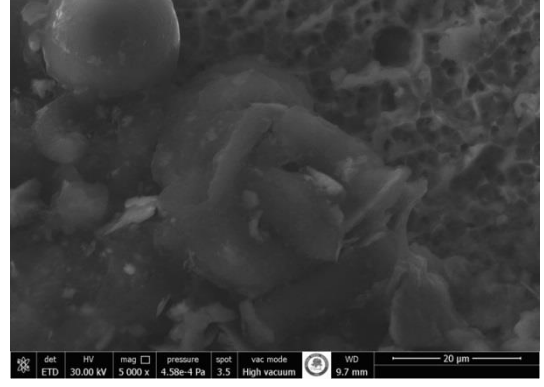
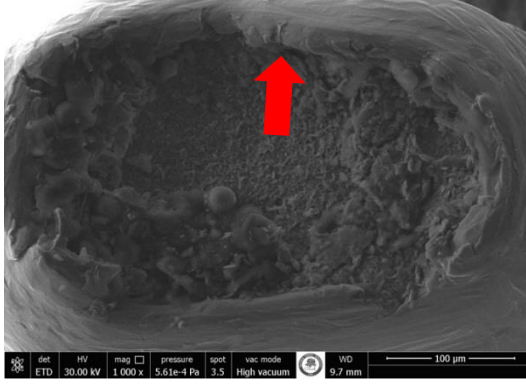
Resim 47. HyFlex EDM eğesinin primer preparasyon grubundaki 1. Kullanım grubunun X500 ve X1000 büyütmelelerdeki SEM görüntüleri (Kırmızı ok: Fleksural kırılmada görülen kırık başlangıç noktaları)



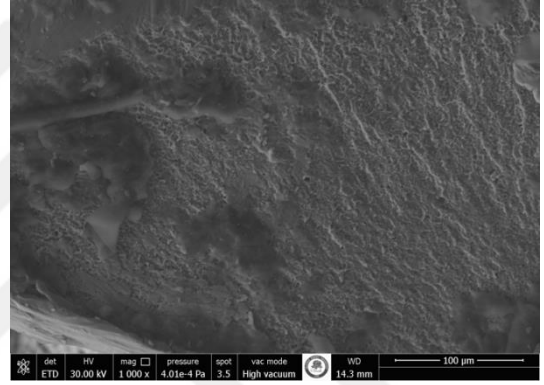
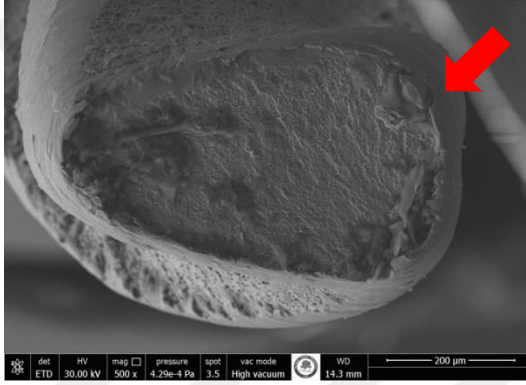
Resim 48. HyFlex EDM eğesinin primer preparasyon grubundaki 2. Kullanım grubunun X500 ve X1000 büyütmelelerdeki SEM görüntüleri (Kırmızı ok: Fleksural kırılmada görülen kırık başlangıç noktaları)



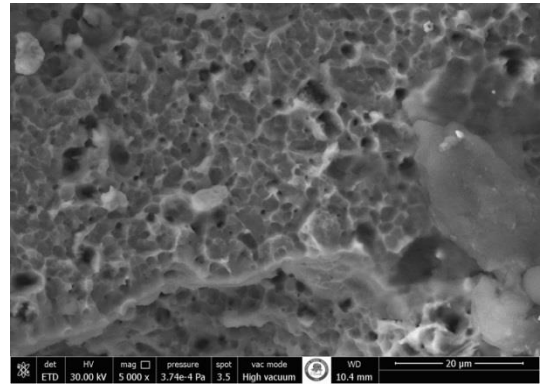
Resim 49. HyFlex EDM eğesinin primer preparasyon grubundaki 3. Kullanım grubunun X1000 ve X3000 büyütmelelerdeki SEM görüntüleri (Kırmızı ok: Fleksural kırılmada görülen kırık başlangıç noktaları)



Resim 50. HyFlex EDM egesinin retreatment grubundaki 1. Kullanım grubunun X1000 ve X3000 büyütmelerdeki SEM görüntüleri (Kırmızı ok: Fleksural kırılmada görülen kırık başlangıç noktaları)



Resim 51. HyFlex EDM egesinin retreatment grubundaki 2. Kullanım grubunun X500 ve X1000 büyütmelerdeki SEM görüntüleri (Kırmızı ok: Fleksural kırılmada görülen kırık başlangıç noktaları)



Resim 52. HyFlex EDM egesinin retreatment grubundaki 3. Kullanım grubunun X1000 ve X3000 büyütmelerdeki SEM görüntüleri (Kırmızı ok: Fleksural kırılmada görülen kırık başlangıç noktaları)

Her iki ege'nin primer preparasyon ve retreatment alt gruplarından alınan bütün SEM görüntüleri sonucunda X500 büyütmede tüm ege ve alt gruplarda benzer tipte,

kenarlarda parçalı kırıklar (kırmızı oklar) ve döngüsel yorgunluğa bağlı gevrek (brittle) kırık tipi olduğu grld torsiyonel kırılmalarda görülen sünek (ductile) tip kırık görülmedi. X1000 ve X3000 büyütme gibi daha yüksek bytmelerde ise eğelerde yorgunluk çizgileri grld. Bu sonuçlar kırıkların döngüsel yorgunluktan kaynaklı olduğunu desteklemiştir.



5. TARTIŞMA

Hipotezlerin Değerlendirilmesi

Eğelerin döngüsel yorgunluk dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu için H_{0a} hipotezi reddedilmiş, H_{1a} hipotezi kabul edilmiştir. Eğelerin şekillendirme ve yenileme işlemleri arasında döngüsel yorgunluk dayanımı açısından fark bulunduğu için H_{0b} reddedilmiş, H_{1b} kabul edilmiştir. Hiç kullanılmamış eğelerle şekillendirme işlemi yapılan eğeler arasında fark bulunduğu için H_{0c} reddedilmiş, H_{1c} hipotezi kabul edilmiştir. Hiç kullanılmamış eğelerle yenileme işlemi yapılan eğeler arasında fark bulunduğu için H_{0d} hipotezi reddedilmiş, H_{1d} hipotezi kabul edilmiştir.

5.1. Diş Seçiminin Değerlendirilmesi

Çoklu kullanım sonrası yapılan döngüsel yorgunluk çalışmalarında, çekilmiş insan dişleri ve şeffaf bloklar kullanılmıştır. Weine ve ark. (1975) çekilmiş dişlerin standardizasyonunun daha zor olması sebebiyle çalışmalarda standart şeffaf blok kullanmışlardır. Bunun aksine Craig ve ark. (1959), dentin mikrosertliğinin ve iç yapısının şeffaf bloklardan farklı olması eğelerin kesme etkinliğini değiştireceğini bunun deneyin sonuçlarına etki edeceğini belirtmişlerdir. Ayrıca yapay kanal materyallerinin, kök kanal eğimlerinin tek yönde olması, tamamen homojen kusursuz iç yapısının olması, preparasyon sırasında oluşan ısının materyalin yapısını bozması gibi dezavantajları vardır (Campos J.M. ve del Rio C. 1990, Walia ve ark. 1988). Bu sebeplerden dolayı yapay kanalların kliniği yansıtmadığı için kullanılmaması gerektiği düşünülmektedir (Campos J.M. ve del Rio C. 1990). Kök kanallarının tamamen homojen olmaması, kanal morfolojisindeki farklılıklar, kanal iç yapısında görülen düzensizlikler ve kurvatürlü kök kanalları endodontik preparasyonun başarısını etkileyen faktörlerdir (Peters ve ark. 2003, Hübscher ve ark. 2003). Lee ve ark. (2015) mandibular molar dişlerin mezial köklerinin kurvatürlü olmasının, preparasyon sırasında strip perforasyon, transportasyon gibi komplikasyonlar açısından potansiyel risk oluşturabileceğini belirtmişlerdir. Aynı şekilde mandibular molarların mezial köklerinin diğer kanallara göre yüksek oranda komplikasyon oluşturma riski taşıdığı, şekillendirme ve temizleme işlemlerinde ideal sonuçlar elde etmeyi zorlaştırdığı belirtilmiştir (Siqueira ve ark. 2013).

Alfouzan ve Jamleh (2017), retrospektif çalışmalarında, preparasyon ve retreatment işlemlerinde görülen alet kırığı insidansını araştırmışlar; molar dişlerde daha sıklıkla alet kırığı görüldüğünü, retreatment işleminde ise primer preparasyona göre daha sık kırık izlendiğini belirtmişlerdir.

Gomes ve ark. (2021) yayınladıkları sistematik bir derleme sonucunda posterior dişlerde daha yüksek alet kırık insidansı olduğunu ortaya koymuşlardır. Patnana ve ark. (2020), retrospektif bir çalışmada, mandibular molar dişlerde diğer dişlere göre daha fazla alet kırığı izlendiğini ifade etmişlerdir. Bueno ve ark. (2017) benzer şekilde molar dişlerde kırık insidansının anterior dişler ve premolar dişlere göre daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Yavorek ve ark. (2020) ise kronla restore edilen dişlere kök kanal tedavisi yapılma insidansını araştırmışlar ve molar dişlerde, anterior ve premolar dişlere göre anlamlı derecede daha çok kanal tedavisi yapıldığını bulmuşlardır. Çalışmamızda kırık insidansı, kök kanal tedavisi insidansı gibi faktörler göz önünde tutularak, eğenin kullanım sonrası döngüsel yorgunluğunun değerlendirildiği çalışmalar da dikkate alınarak (Özyürek ve ark. 2018, Gambarini ve ark. 2018, Silva ve ark. 2020, Paramarshi ve ark. 2021) (Bkz. Tablo 3) alt molar dişler kullanılmıştır.

Bu çalışmada, eğelerin klinik şartlarda preparasyon ve retreatment işlemlerinde ne kadar uzun süre güvenli bir şekilde kullanılabileceği araştırılmıştır. Klinik kullanımda eğeleri en çok yoran, en çok alet kırığına sebep olan ve en sık kanal tedavisi yapılan dişler seçilmeye çalışılmıştır.

5.2. Döngüsel Yorgunluk Test Düzenineğinin Değerlendirilmesi

Kırılma Testinin Seçilmesi ve Değerlendirilmesi;

Endodontik tedavi sırasında meydana gelen alet kırılmaları sıklıkla karşımıza çıkan önemli bir problemdir. Ni-Ti aletlerin kırılma prevalansı kanal tedavilerinin %0,4-5'i (Mcguigan ve ark. 2013) veya kullanılan aletlerin %5'i (Parashos ve ark. 2004, Lambrianidis 2018) olarak bildirilmiştir. Kırık sebepleri; operatör deneyimi (Yared ve ark. 2002), dönme hızı (Zelada ve ark. 2002), kullanım sayısı (Parashos ve ark. 2004), kurvatür açısı ve yarıçapı (Li ve ark. 2002, Zelada ve ark. 2002) ve preparasyon tekniği (Hilfer ve ark. 2011) gibi faktörlere bağlanmıştır (Hülsmann ve

ark. 2019, Keçeci ve Işıdan 2009). Ayrıca aletlerin sık sterilizasyona maruz kalmaları da aletlerde stres birikimine ve yüzey deformasyonlarına sebep olarak kırık meydana gelmesine etki etmektedir (Hülsmann ve ark. 2005)

Kök kanal aletlerinde meydana gelen kırılmalar, eğelerin preparasyon sırasında uç veya gövde kısımlarının sıkışması sonucu meydana gelen torsiyonel kırılmalar ya da kurvatürlü kanalların en eğimli kısımlarında meydana gelen sürekli gerilme ve sıkışma sonucu oluşan stres sonucu ortaya çıkan fleksural kırılmalarından oluşmaktadır (Hülsmann ve ark. 2019, Shen ve ark. 2006). Cheung ve ark. (2005) kırıkların %93'ünün, İnan ve Gonulol (2009), %71,58 'nin, Peng ve ark. (2005) ise aletlerin büyük kısmının döngüsel yorgunluk kaynaklı kırıldığını belirtmişlerdir (Cheung ve ark. 2005, İnan ve Güllüoğlu 2009, Peng ve ark. 2005).

Biz de çalışmamızda daha sıklıkla meydana geldiği belirtilen fleksural kırılmayı inceledik.

Döngüsel Yorgunluk Test Düzeneği Parametrelerinin Seçilmesi ve Değerlendirilmesi;

Döngüsel yorgunluk testleri ortam sıcaklığı, deneyin statik veya dinamik olması, kurvatür çapı, kurvatür açısı, kanal uzunluğu, gibi birçok faktöre ve değişkene bağlı deneylerdir (Wan ve ark. 2011, Hülsmann ve ark. 2019, Thu ve ark. 2020). Deney sırasında şartların homojen ve standardize edilmiş olmasına ve incelenen parametreler dışında minimal değişken olmasına dikkat edilmelidir (Yao ve ark. 2006, Keleş ve ark. 2018). Bu sebeple eğelerin döngüsel yorgunluklarını test eden çalışmalar genellikle *in-vitro* ortamda, her eğe için standart kurvatür ve genişliğe sahip kanallarda yapılmaktadır (Plotino ve ark. 2009, Hülsmann ve ark. 2019). Endodontik enstrümanların test edilebilmesi için gerekli şartlar ADA 28. No'lu Spesifikasyon'da ve ISO 3630-1:2008 No'lu Spesifikasyon'unda revize edilmiştir (Hülsmann ve ark. 2019).

Statik ve Dinamik Test Düzeneklerinin Karşılaştırılması ve Seçilmesi;

Döngüsel yorgunluk testleri 1971'den günümüze kadar statik test düzenekleri ve dinamik test düzenekleri olmak üzere iki farklı test dizaynıyla yapılmıştır (Plotino ve ark. 2009). Statik düzeneklerde eğeler herhangi bir aksiyel harekete maruz bırakılmadan, önceden belirlenmiş kurvatür açısı, kurvatür yarıçapı ve kanal

uzunluğuna sahip yapay kanalların içerisine sabitlenerek kırılıncaya kadar rotasyon hareketine maruz bırakılmaktadırlar. Dinamik test düzeneginde ise aynı şekilde uzunluk ve çapı önceden belirlenmiş yapay kanallarda, eğelere klinik koşullara benzer şekilde aksiyel hareket uygulanmaktadır (Hülsmann ve ark. 2019). Dederich ve Zakariasen (1986) eğelerin aksiyel hareketinin döngüsel yorgunluk dayanımlarını artıracadığını belirtmiş ve aksiyel harekete izin veren dinamik test dzenegini geliştiren ilk araştırmacılarıdan olmuşlardır.

Kök kanallarının preparasyonunda stres, kurvaturn iç kısmında maksimum gerilme, dış kısmında ise maksimum sıkışma olarak oluşur. Preperasyon sırasında 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 dzenegindeki bu uzun gerilim aralıkları her şeye rağmen klinik kullanımı daha iyi simüle ettiği için dinamik test düzenekleri gerçeğe daha yakın sonuçlar verecektir (Zupanc ve ark. 2018). Statik testlerden elde edilen sonuçlar ise; herhangi bir sürtünme ve aksiyel hareket olmaksızın aynı uzunluk eğrilik ve yarıçapa sahip belirli uzunluktaki kök kanalında kullanılan eğeler için geçerlidir ve bunun klinik işleyişte meydana gelmesi mümkün değildir (Hülsmann ve ark. 2019)

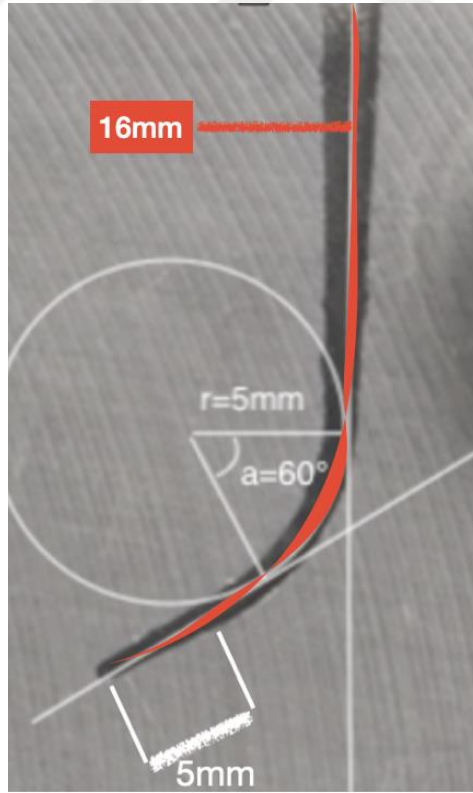
Pedulla ve ark. (2017) dinamik test düzeneginde eğelerin sürekli gerilime ara vermesinin eğelerin döngüsel yorgunluğunu artırdığını ileri sürmüştür. Li ve ark. (2002) dinamik düzenekteki kırılma sürelerinin statik testlere göre %20-%40 daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Daha sonra yapılan çalışmalarda da dinamik test düzeneginde eğelerin daha yüksek yorgunluk dayanımı gösterdiği bulunmuştur (Rodrigues ve ark. 2011, De-Deus ve ark. 2014, Gambarra-Soares ve ark. 2013, Keleş ve ark 2018) (Tablo 2). Ayrıca eğelerin dinamik hareketinden kaynaklı stres dağılımı, tek noktada oluşan mikro çatlakların da önüne geçmektedir (Zupanc ve ark. 2018).

Döngüsel yorgunluk deneyleri *in-vitro* koşullarda standardize edilebilir şekilde yapılmaya çalışılmaktadır. Ancak hekimlerin preparasyon sırasında uyguladıkları aksiyel hareketlerin standart olmaması nedeniyle testlerin kliniği tam olarak yansıtmadığı tartışılmıştır (Plotino ve ark. 2009). Özellikle dinamik test düzeneklerinin aksiyel hareketlerinin hızının, mesafesinin ve uygulanan kuvvetinin

standart olması klinik koşullarla uyuşmamaktadır. Bunun yanı sıra dinamik hareket sırasında eğerin aksiyel yönde standart bir yörünge izlememeleri testin tartışılan yanlarından (Plotino ve ark. 2018). Plotino (2010), eğerin kanala girerken izledikleri yörüngelerin test sonucunu önemli derecede etkilediğini açıklamıştır. Dinamik test düzeneklerindeki aksiyel hareketler esnasında çevresel eğerlemede olduğu gibi lateral kuvvetlerin oluşmamasının da sonuçlara etki edeceği düşünülmektedir (Hülsmann ve ark. 2019). Vieira ve ark. (2011) lateral basıncın döngüsel yorgunluk dayanımına olan etkisini incelemişler ancak çalışmada kuvvetin standardizasyonu sağlanamamış ve anlamlı bir etkisi bulunamamıştır.

Dinamik test düzenekleri tartışılan yanları olmasına ve hala kliniği tam anlamıyla yansıtamamasına rağmen statik testlere göre daha gerçekçi sonuçlar vermektedir (Zupanc ve ark. 2018, Hülsmann ve ark. 2019). Eksik yanlarının olmasına rağmen bahsedilen üstünlüklerinden dolayı çalışmamızda dinamik test yöntemi kullanılmıştır.

Kurvatiir Dizaynının Seçilmesi ve Değerlendirilmesi;



Resim 53. Paslanmaz çelik yapay kanalın kurvatiir dizaynı

1971 yılında Schneider'in ilk döngüsel yorgunluk çalışmalarından bugüne kadar çeşitli çalışmalarda çeşitli yarıçap, kurvatür açısı ve uzunluktaki metal, cam ve seramik tüpler kullanılarak döngüsel yorgunluk düzenekleri hazırlanmıştır (Hülsmann ve ark. 2019). Pruett ve ark. (1997) tarafından 0.83mm iç çapa sahip, kurvatür açısı 30°, 45° ve 90°, kurvatür yarıçapı 2mm ve 5 mm olan paslanmaz çelik iğnelerden yapay kanallar kullanılmıştır. Anderson ve ark. (2007) iç çapı 1.2 mm, kurvatür açısı 45°, 90° ve 5mm kurvatür yarıçapına sahip cam yapay kanallar kullanmışlardır. Larsen ve ark. (2009) ile Adıgüzel ve ark. (2017) yaptıkları çalışmalarda 19mm uzunluğunda, kurvatür açısı 60°, kurvatür yarıçapı 3mm ve iç çapı 1.5mm olan paslanmaz çelik kanal kullanmışlardır. Plotino ve ark. (2006), Grande ve ark. (2006), Elnaghy ve ark. (2018) paslanmaz çelikten yapılmış, 60° kurvatür açısına, 5mm kurvatür yarıçapına sahip ve kurvatür 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 deneyleri yapmışlardır (Ray ve ark. 2007, Gambarini ve ark. 2008, Pedulla ve ark. 2014, Braga ve ark. 2014, Kaval ve ark. 2016, Karataş ve ark. 2016, Shen ve ark. 2018, Thu ve ark. 2020, Danlu ve ark. 2021, Paramashi ve ark. 2021). Bütün bu çeşitliliğe rağmen kurvatür açısı 60°, kurvatür yarıçapı 5mm, tüp iç çapının aletin genişlik açısına göre ayarlandığı ve eğimin merkezinin apikale olan uzaklığı 5 mm olan paslanmaz çelik kanallar en sık kullanılan yapay kanallardır (Hulsman ve ark. 2019) (Tablo 2).

Biz de çalışmamızda, önceki çalışmalar ışığında eğelerin preparasyon sırasında dış içerisinde maruz kaldığı çalışma boyunu dikkate alarak, en çok kullanılan 60° kurvatür açısı, 5mm yarıçap, 16 mm kanal boyu ve aletin ucunun eğimin merkezine uzaklığı 5mm olan kanal iç çapının aletin genişliğine göre ayarlandığı paslanmaz çelik yapay kanalları kullandık (Plotino ve ark. 2006) (Resim 53).

Ortam Sıcaklığının Belirlenmesi ve Değerlendirilmesi;

Ortam sıcaklığı eğelerin döngüsel yorgunluk dayanımını etkileyen bir faktördür (Hülsmann ve ark. 2019). Önceki çalışmalarda ortam sıcaklığı çok önemsenmese de daha sonraki çalışmalarda önemli bir etken olduğu farkedilmiş ve deneyler vücut sıcaklığında yapılmaya başlanmıştır.

3 farklı eğenin oda sıcaklığı ($20^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$) ve vücut sıcaklığında ($37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$) karşılaştırıldığı bir çalışmada, vücut sıcaklığında her üç eğenin de döngüsel yorgunluk direncinin anlamlı derecede ($p<0.05$) azaldığı gözlemlenmiştir (Klymus ve ark. 2019). Grande ve ark. (2017) Protaper Universal, Protaper Gold, Twisted File, 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. Alfawaz ve ark. (2018) Protaper gold eğelerinin distile su ve NaOCl 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 sıcaklığın NiTi eğelerin kırılma direnci üzerinde önemli derecede etkili olduğu belirtilmiştir. Sıcaklığın 22°C 'den 37°C 'ye artmasının aletlerin döngüsel yorgunluk direncini önemli ölçüde düşürdüğü ifade edilmiş ve döngüsel yorgunluk testlerinin vücut sıcaklığında yapılmasını önerilmiştir (Dosanjh ve ark. 2017). Plotino ve ark. (2018) 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.(2019) 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. Yapılan birçok döngüsel yorgunluk dayanımı çalışmasında daha sıcaklığın sonuçları etkilediği bulunmuştur (Grande ve ark. 2017, Vasconcelos ve ark. 2015, Capar ve ark. 2014, Shen ve ark. 2016, Alfawaz ve ark. 2018, Yılmaz ve ark. 2018). Hulsman, 2019 yılında yayınladığı derlemesinde vücut sıcaklığının

döngüsel yorgunluk dayanımı için çok önemli bir faktör olduğunu ve vücut sıcaklığında yapılmayan testlerin gerçeği yansıtmayacağını belirtmiştir (Hulsmann ve ark. 2019) .Bu nedenle çalışmamızdaki testlerin vücut sıcaklığında (37 C°) yapılması tercih edilmiştir. Su banyosu kullanılarak yapılan diğer çalışmalardan farklı olarak, istenilen sıcaklık test dizaynı içerisinde metal bloğa iletilen elektrik enerjisi ile sağlanmış ve sıcaklık değeri kontrol panelinden ayarlanmıştır. Bu yönüyle diğer dinamik test düzeneklerinden farklı ve özgündür.

5.3. Eğelerin Döngüsel Yorgunluk Dayanımına Ait Sonuçların Değerlendirilmesi

Eğelerin Seçilmesi ve Değerlendirilmesi;

Daha önceki çalışmalar kıstas alınarak döngüsel yorgunluk dayanımı yüksek olan, benzer koniklik ve kesit alanına sahip resiprokasyon ve rotasyon eğeleri seçilmiştir.

Tablo 18. HyFlex EDM ile yapılmış döngüsel yorgunluk çalışmalar ve sonuçları

Yazar /Yıl	Kullanılan eğeler	Çalışma dizaynı	Karşılaştırılan parametreler	Sonuç
Pedulla E. (2016)	HyFlex EDM, Reciproc R25, WaveOne Gold	-Statik test dizaynı, -60° kurvatür açısı, -3mm kurvatür yarıçapı, -Oda sıcaklığında, -Sentetik yağ	-Döngüsel yorgunluk dayanımı	Kırılma kadar atılan tur sayısı (KAT) HEDM: 973 ±152* Reciproc: 525±58 WaveOne: 407±51
Gündoğar ve Özyürek (2017)	HyFlex EDM, Reciproc Blue, WaveOne Gold, One Shape	-Statik test dizaynı, -60°kurvatür açısı, -5mm kurvatür yarıçapı, -1.5mm kanal iç çapı, -Apikale uç ve kurvatürün merkezi arası mesafe 5mm, -Sıcaklık ---- -Sentetik yağ	-Döngüsel yorgunluk dayanımı	Kırılma kadar atılan tur sayısı (KAT) HEDM: 3456±633* WOG:1737±376 Reciproc Blue: 2875±105 One Shape:1221±812 Kırılma uzunluğu HEDM: 5.73±0.54 WOG:5.76±0.57 Reciproc Blue: 5.77±0.52 One Shape:5.73±0.58
Adham A. Azim (2018)	HyFlex EDM, Protaper Universal,	-Test Dizaynı ---- -90° kurvatür açısı -3mm kurvatür yarıçapı,	-Döngüsel yorgunluk dayanımı ve kanal boyunun döngüsel	Kırılma kadar atılan tur sayısı (KAT) 15mm kanal boyu Xp 1000: 923±116

	WaveOne Gold, XP Endo Shaper	-1.5mm kanal iç çapı, -15mm-17mm kanal boyu -5mm-7mm-9mm kanalın apikalinin eğime olan uzaklığı, -Sıcaklık 37°C -Sentetik yağ	yorgunluk dayanımına etkisi.	Xp 3000: 1102±111* HEDM: 831±103 WOG: 658±117 PTU: 113±17 <u>17mm kanal boyu</u> Xp 1000: 1031±68 Xp 3000: 1188±164* HEDM: 822±210 WOG: 474±79 PTU: 108±38 <u>19 mm kanal boyu</u> Xp 1000: 937±203 Xp 3000: 1094±180* HEDM: 538±110 WOG: 330±66 PTU: 63±16 -Kanal boyu arttıkça bütün eğelerin döngüsel yorgunluk dayanımında azalma görülmüştür ancak sadece HEDM ve XP3000 gruplarında 19mm kanal boyunda anlamlı fark bulunmuştur.
Taha Özyürek (2018)	HyFlex EDM, Reciproc Blue, WaveOneGold, 2Shape	-Statik test dizaynı, -45° ve 90° kurvatür açısı, -5mm kurvatür yarıçapı, -1.5mm kanal iç çapı, -Sıcaklık ----- -Sentetik yağ	-Döngüsel yorgunluk dayanımı ve kurvatür yarıçapının döngüsel yorgunluk dayanımına etkisi	Kırılana kadar atılan tur sayısı (KAT) 45° HEDM: 649±103 Reciproc Blue:806±96* WOG: 503±70 2Shape: 558±66 90° HEDM: 155±24 Reciproc Blue:221±31* WOG: 141±18 2Shape: 152±16 -Kurvatur yarıçapı azaldıkça bütün eğelerin döngüsel yorgunluk dayanımı anlamlı derecede artmıştır.
Erik ve Özyürek (2018)	HyFlex EDM, Reciproc Blue, WaveOne Gold	-Statik Test Dizaynı -60°kurvatür açısı, -5mm kurvatür çapı -16mm kanal boyu -37°C sıcaklık -Sentetik yağ	-Distile su ,6% NaOCl, 17% EDTA, 18% HEBP,18% HEBP+6% NaOCl yıkama solusyonlarının döngüsel yorgunluk dayanımına etkisi	Kırılana Kadar Atılan Tur Sayısı (KAT) <u>Distile Su:</u> HEDM:1712±188* RCPB:1543±185 WOG:1489±209 <u>6% NaOCl</u> HEDM:1662±249* RCPB:1449±202 WOG:1441±172 <u>17% EDTA</u> EDM:1672±217* RCPB:1468±190 WOG:1444±173 <u>18% HEBP</u> EDM:1672±217* RCPB:1367±177 WOG:1655±190 <u>18% HEBP+6% NaOCl</u>

				EDM:1412±169* RCPB:1289±141 WOG:1051±152 -18% HEBP+6% NaOCl işleminin döngüsel yorgunluğu düşürdüğü bulunmuştur.
Gündoğar ve ark. (2019)	HyFlex EDM, Reciproc Blue, WaveOne Gold, Twisted File Adaptive	-Statik test dizaynı, -60° kurvatür açısı, -5mm kurvatür yarıçapı, -1.5mm kanal iç çapı, -20°C-35°C -Hava ve su ortamı -Sentetik yağ	-Döngüsel yorgunluk dayanımı, ortam şartlarının ve sıcaklığın döngüsel yorgunluk dayanımına etkisinin incelenmesi	Kırılma kadar atılan tur Sayısı (KAT) 20° hava HEDM:3289±427* Reciproc Blue:2748±412 WOG:1701±214 TF Adaptive:1242±149 20° su HEDM: 9847±1342* Reciproc Blue: 7914±1266 WOG: 4626±565 Twisted File Adaptive: 3067±429 35° su HEDM: 1812±198* Reciproc Blue: 1349±161 WOG: 1206±148 Twisted File Adaptive: 1139±136 -Deneyin su içerisinde yapılması döngüsel yorgunluk dayanımını anlamlı derecede artırmaktadır (p<0,05). -Sıcaklığın düşmesi döngüsel yorgunluk dayanımını anlamlı derecede artırmaktadır (p<0,05).
Kim ve ark. (2019)	HyFlex EDM, Protaper Universal, TF Adaptive, K3HX	-Dinamik test düzeneği -60° kurvatür açısı, -5mm kurvatür yarıçapı, -1.5mm kanal iç çapı -Sıcaklık----- -Lubrikant-----	-Döngüsel yorgunluk dayanımı ve otoklavın döngüsel yorgunluk dayanımına etkisinin incelenmesi.	Kırılma kadar atılan tur Sayısı (KAT) SAYISI -Otoklavsız HEDM: 11.645±1768* Protaper Universal: 1712±328 TF Adaptive:1344±297 K3HX:1726±383 -3 otoklav HEDM: 11.935±1634* Protaper Universal: 1442±338 TF Adaptive:1266±361 K3HX:1251±366 Otoklavın etkisi anlamlı bulunmamıştır (p>0,05).

Jorge Palma ve ark. (2019)	HyFlex EDM, HyFlex CM, Protaper Next	-Dinamik test düzeneği -45° kurvatür açısı, -5mm kurvatür yarıçapı, -1.4mm kanal iç çapı, -16mm kanal uzunluğu -37°C sıcaklık -Lubrikant-----	-Döngüsel yorgunluk dayanımı ve sodyum hipokloritin döngüsel yorgunluğa etkisinin incelenmesi.	(KAT) <u>1dk NaOCl</u> HEDM: 5182±928* HyFlex CM: 1833±346 Protaper Next: 1193±184 <u>5dk NaOCl</u> HEDM: 5508±480* HyFlex CM: 1859±307 Protaper Next: 1172±186 NaOCl'nin etkisi anlamlı bulunmamıştır.
Soram OH ve ark. (2019)	HyFlex EDM, Reciproc Blue, WaveOne Gold,	-Statik test dizaynı, -40° kurvatür açısı, -5mm kurvatür yarıçapı, -Sıcaklık----- -Lubrikant-----	-Döngüsel yorgunluk dayanımı ve eğilme direncinin döngüsel yorgunluk dayanımına etkisinin incelenmesi	<u>Kırılma Zamanı (sn)</u> HEDM: 596±102 Reciproc Blue: 1117±251* WaveOne: 261±26 <u>Kırılma uzunluğu(mm)</u> HEDM: 5.41±0.39 Reciproc Blue: 5.50±0.59 WaveOne: 5.38±0.24
Myint Thu ve ark. (2020)	HyFlex EDM, Reciproc Blue, WaveOne Gold, Protaper Gold	-Statik ve Dinamik test dizaynı, -60° kurvatür açısı, -3mm kurvatür yarıçapı, -1.5mm kanal iç çapı, -19mm kanal boyu, -Dinamik test hızı 3mm/sn. -Sıcaklık ---- -Silikon yağı	-Döngüsel yorgunluk dayanımı ve statik test düzeneğiyle dinamik test düzeneğinin karşılaştırılması.	Kırılana kadar atılan tur Sayısı (KAT) <u>Statik</u> HEDM:723 Reciproc Blue:1024* WaveOne: 483 Protaper Gold: 267 <u>Dinamik</u> HEDM:2692* Reciproc Blue:1087 WaveOne: 712 Protaper Gold:904 -Dinamik test dizaynında eğelerin döngüsel yorgunluk dayanımlarında anlamlı derecede artış görülmüştür (p<0,05).
Paramarshi ve ark. (2021)	-HyFlex CM, HyFlex EDM	-Test dizaynı---- -30° -60° kurvatür açısı, -5mm kurvatür yarıçapı -Sıcaklık----- -Sentetik Yağ -Dekorize edilmiş alt molar dişler preparasyon yapıldı.	-Çoklu kullanım ve kurvatür açısının döngüsel yorgunluk dayanımına olan etkilerinin karşılaştırılması .	Kırılana Kadar Atılan Tur sayısı (KAT) <u>30°:</u> HEDM: 4603±423 * HyFlex CM: 2228±140 <u>60°:</u> HEDM: 3373±306 * HyFlex CM: 1406±124 -Kurvatur açısının artması döngüsel yorgunluk dayanımı düşürmüştür (p<0.05).
Erkan ve Keçeci (2021) (Bu çalışma)	-HyFlex EDM, WaveOne Gold	-Dinamik yorgunluk deneyi, -60° kurvatür açısı, 5mm kurvatür yarıçapı,	-Retreatment ve primer preparasyon işlemlerinin eğelerin döngüsel yorgunluk	<u>Kırılma zamanı (PP-Primer Preperasyon, RT-Retreatment):</u> WOG0:213.83^d WOGPP1:203.25^{bc} WOGPP2:210.92^d

		-16 mm kanal boyu ve -37 ±1 °C sıcaklık -Sentetik yağ -Her eğe için 3 alt l.molar dişte preparasyon ve retreatment işlemi sonrası döngüsel yorgunluk dayanımlarının karşılaştırılması.	dayanımlarına etkisinin incelenmesi	WOGPP3:179.92^{ab} HEDM0:337.17^f HEDMPP1:328.42^f HEDMPP2:330.58^f HEDMPP3:310.50^f WOGRT1:205.83^{cd} WOGRT2:177.08^{ab} WOGRT3:162.17^a HEDMRT1:318.58^f HEDMRT2:312.67^f HEDMRT3:239.92^e -Kullanım sayısı arttıkça eğelerde döngüsel yorgunluk dayanımlarında düşüş görüldü. WOG da PP3, RT2. RT3 de anlamli fark çıkarken (p<0,05), HEDM de sadece RT3 grubunda anlamli fark çıkmiştir (p<0,05).
--	--	--	---	---

Tablo 19. WaveOne Gold ile yapılmış döngüsel yorgunluk çalışmaları ve sonuçları

Yazar /Yıl	Kullanılan eğeler	Çalışma dizaynı	Karşılaştırılan parametreler	Sonuç
Keskin ve ark. (2017)	Reciproc Blue, Reciproc, WaveOne Gold	-Dinamik test dizaynı -60° kurvatür açısı, -5mm kurvatür yarıçapı, -1.5mm kanal iç çapı, -3mm/sn. 'lik hareket -Sıcaklık----- -Sentetik yağ	Döngüsel yorgunluk dayanımı	Kırılma süresi(sn) Reciproc Blue: 872±155 * Reciproc: 343±92 WOG:549±186 Kırılma Uzunluğu (mm) Reciproc Blue:3.98±0.34 Reciproc:4.89±0.81 WOG:4.51±0.55
M.P. Alcalde (2017)	Reciproc Blue, WaveOne Gold, Prodesign R25	-Statik test dizaynı, -60°kurvatür açısı, -5mm kurvatür yarıçapı, -Sıcaklık----- -Sentetik yağ	Döngüsel yorgunluk dayanımı	Kırılma zamanı Reciproc Blue: 876±161 WOG: 409±72 Prodesign R25: 2099±391* Kırılma uzunluğu (mm) Reciproc Blue: 5.01±0.66 WOG: 5.06 ±0.54 Prodesign R25: 4.98±0.77
Gündoğar ve Özyürek (2017)	HyFlex EDM, Reciproc Blue, WaveOne Gold, One Shape	-Statik test dizaynı, -60°kurvatür açısı, -5mm kurvatür yarıçapı, -1.5mm kanal iç çapı, -Apikale uç ve kurvatürün merkezi arası mesafe 5mm, -Sıcaklık ---- -Sentetik yağ	-Döngüsel yorgunluk dayanımı	Kırılma kadar atılan tur sayısı (KAT) HEDM: 3456±633* WOG:1737±376 Reciproc Blue: 2875±105 One Shape:1221±812 Kırılma uzunluğu HEDM: 5.73±0.54 WOG:5.76±0.57 Reciproc Blue: 5.77±0.52 One Shape:5.73±0.58
De Menezes ve ark. (2017)	WaveOne Gold, ProDesign R, ProDesign Logic	-Statik test dizaynı, -90° kurvatür açısı, -1.5mm kanal iç çapı, -5mm kurvatür çapı, -5mm kurvatür merkezinin apikale olan uzaklığı -Sıcaklık----- -Sentetik yağ -60°kurvatür açısına sahip 5mm yarıçaplı 3 şeffaf blokta preparasyon işlemi	-Döngüsel yorgunluk dayanımı	Kırılma zamanı (sn) WOG: 52.95±61 ProDesign R:152±97 ProDesign L:182±97*

Mehmet Adıgüzel (2017)	WaveOne, WaveOne Gold	-Statik Test dizaynı -90° kurvatür açısı 5mm kurvatür çapı, -60°kurvatür açısı 3 mm kurvatür çapı, -19mm kanal boyu -Sıcaklık----- -Sentetik yağ	-Farklı kurvatür açılarının farklı apikal çaptaki eğelerin döngüsel yorgunluk dayanımlarına etkisi	Kırılma Zamanı <u>90° kurvatür açısı 5mm kurvatür çapı:</u> WO Small:84±10 WOG Small:223±15* WO Primary:79±7 WOG Primary: 218±18 WO Large: 68±7 WOG Large:185±14 <u>60°kurvatür açısı 3 mm kurvatür çapı,</u> WO Small:178±16 WOG Small:338±25* WO Primary:167±11 WOG Primary:325±19 WO Large: 162±15 WOG Large:307±19 -Kurvatur açısının ve kurvatür çapının artması döngüsel yorgunluk dayanımını düşürmüştür. -Eğelerin apikal çaplarının artması döngüsel yorgunluk dayanımını düşürmüştür.
Erik ve Özyürek (2018)	HyFlex EDM, Reciproc Blue, WaveOne Gold	-Statik Test Dizaynı -60°kurvatür açısı, -5mm kurvatür çapı -16mm kanal boyu -37°C sıcaklık -Sentetik yağ	-Distile su ,6% NaOCl, 17% EDTA, 18% HEBP,18% HEBP+6% NaOCl yıkama solüsyonlarının döngüsel yorgunluk dayanımına etkisi	Kırılana Kadar Atılan Tur Sayısı (KAT) <u>Distile Su:</u> HEDM:1712±188* RCPB:1543±185 WOG:1489±209 <u>6% NaOCl</u> HEDM:1662±249* RCPB:1449±202 WOG:1441±172 <u>17% EDTA</u> EDM:1672±217* RCPB:1468±190 WOG:1444±173 <u>18% HEBP</u> EDM:1672±217* RCPB:1367±177 WOG:1655±190 <u>18% HEBP+6% NaOCl</u> EDM:1412±169* RCPB:1289±141 WOG:1051±152 -18% HEBP+6% NaOCl işleminin döngüsel yorgunluğu düşürdüğü bulunmuştur.

Adham A. Azim (2018)	HyFlex EDM, Protaper Universal, WaveOne Gold, XP Endo Shaper	-Test Dizaynı ----- -90° kurvatür açısı -3mm kurvatür yarıçapı, -1.5mm kanal iç çapı, -15mm-17mm kanal boyu -5mm-7mm-9mm kanalın apikalinin eğime olan uzaklığı, -Sıcaklık 37°C -Sentetik yağ	-Döngüsel yorgunluk dayanımı ve kanal boyunun döngüsel yorgunluk dayanımına etkisi.	Kırılma kadar atılan tur sayısı (KAT) 15mm kanal boyu Xp 1000: 923±116 Xp 3000: 1102±111* HEDM: 831±103 WOG: 658±117 PTU: 113±17 17mm kanal boyu Xp 1000: 1031±68 Xp 3000: 1188±164* HEDM: 822±210 WOG: 474±79 PTU: 108±38 19 mm kanal boyu Xp 1000: 937±203 Xp 3000: 1094±180* HEDM: 538±110 WOG: 330±66 PTU: 63±16 -Kanal boyu arttıkça bütün eğelerin döngüsel yorgunluk dayanımında azalma görülmüştür ancak sadece HEDM ve XP3000 gruplarında 19mm kanal boyunda anlamlı fark bulunmuştur.
Keleş ve ark (2019)	Reciproc Blue, Reciproc, WaveOne, WaveOne Gold	-Statik ve Dinamik test dizaynı, -Kurvatur açısı 60°, -Kurvatur yarıçapı 5mm, -Kanal iç çapı 1.5mm, -20 mm kanal uzunluğu -Sıcaklık 22±1°C ve 35±1°C	-Sıcaklık farkı ve test dizaynının döngüsel yorgunluk dayanımına etkisi	Kırılma zamanı (sn) <u>Oda sıcaklığı statik Test</u> Reciproc Blue:214±108* Reciproc:196±55 WaveOne: 106±36 WOG: 176±60 <u>Oda sıcaklığı dinamik Test</u> Reciproc Blue:275±186* Reciproc:292±81 WaveOne: 177.2±46 WOG: 258±47 <u>Vücut sıcaklığı statik Test</u> Reciproc Blue:254±62* Reciproc: 224±50 WaveOne: 102±29 WOG: 150±31 <u>Vücut sıcaklığı dinamik test</u> Reciproc Blue: 253±77 Reciproc: 272±55* WaveOne: 107±13 WaveOne Gold: 220±42 Sıcaklık farkı ve test düzeneği sonuçlar üzerinde etkilidir

Taha Özyürek (2018)	HyFlex EDM, Reciproc Blue, WaveOne Gold 2Shape	-Statik test dizaynı, -45° ve 90° kürvatür açısı, -5mm kürvatür yarıçapı, -1.5mm kanal iç çapı, -Sıcaklık ----- -Sentetik yağ	-Döngüsel yorgunluk dayanımı ve kürvatür yarıçapının döngüsel yorgunluk dayanımına etkisi	Kırılma kadar atılan tur sayısı (KAT) 45° HEDM: 649±103 Reciproc Blue:806±96* WOG: 503±70 2Shape: 558±66 90° HEDM: 155±24 Reciproc Blue:221±31* WOG: 141±18 2Shape: 152±16 -Kürvatür yarıçapı azaldıkça bütün eğelerin döngüsel yorgunluk dayanımı anlamlı derecede artmıştır.
Klymus ve ark. (2018)	Reciproc Blue, X1 Blue File, WaveOne Gold,	-Statik test dizaynı, -60° kürvatür açısı, -5mm kürvatür yarıçapı, -20° ve 37°C sıcaklı -Lubrikant -----	Döngüsel yorgunluk dayanımı ve sıcaklık farkının döngüsel yorgunluğa etkisi	Kırılma Kadar Atılan Tur (KAT) Sayısı 20° Reciproc Blue: 3473±278 X1 Blue File:3726±322* WOG:1919±265 37° Reciproc Blue: 1521±109 X1 Blue File: 1647±192* WOG:1532±182 -Sıcaklık farkı döngüsel yorgunluk dayanımı üzerinde etkilidir.
Mohammad Al-Obaida ve ark. (2019)	Reciproc, Reciproc Blue, WaveOne, WaveOne Gold, Twisted File	-Statik test -60° kürvatür açısı, -5mm kürvatür yarıçapı, -60° kürvatür açısı 5mm kürvatür yarıçapına sahip birinci kürvatür ve 70° kürvatür açısına 2mm kürvatür açısına sahip 2. kürvatür. -Sıcaklık ----- -Sentetik krem	-Farklı kürvatür açılarının kırılma dayanımına etkisinin incelenmesi	Kırılma Zamanı (sn) <u>Tek Kürvatürlü Kanal</u> RC: 180±35 RCB:421±155* WO:132±21 WOG:167±26 TF:111±28 <u>İki Kürvatürlü Kanal</u> RC: 160±29 RCB:251±47* WO:49±12 WOG:122±26 TF:69±22 -Kürvatür sayısı arttıkça döngüsel yorgunluk azalmaktadır.

Gündoğar ve ark. (2019)	HyFlex EDM, Reciproc Blue, WaveOne Gold Twisted File Adaptive	-Statik test dizaynı, -60° kurvatür açısı, -5mm kurvatür yarıçapı, -1.5mm kanal iç çapı, -20°C-35°C -Hava ve su ortamı -Sentetik yağ	-Döngüsel yorgunluk dayanımı, ortam şartlarının ve sıcaklığın döngüsel yorgunluk dayanımına etkisinin incelenmesi	Kırılma kadar atılan tur Sayısı (KAT) 20° hava HEDM:3289±427* Reciproc Blue:2748±412 WOG:1701±214 TF Adaptive:1242±149 20° su HEDM: 9847±1342* Reciproc Blue: 7914±1266 WOG: 4626±565 Twisted File Adaptive: 3067±429 35° su HEDM: 1812±198* Reciproc Blue: 1349±161 WOG: 1206±148 Twisted File Adaptive: 1139±136 -Deneyin su içerisinde yapılması döngüsel yorgunluk dayanımını anlamli derecede artırmaktadır (p<0,05). -Sıcaklığın düşmesi döngüsel yorgunluk dayanımını anlamli derecede artırmaktadır (p<0.05).
Soram OH (2020)	HyFlex EDM, Reciproc Blue, WaveOne Gold	-Statik test dizaynı, -40° kurvatür açısı, -5mm kurvatür yarıçapı, -Sıcaklık----- -Lubrikant-----	-Döngüsel yorgunluk dayanımı ve eğilme direncinin döngüsel yorgunluk dayanımına etkisinin incelenmesi	Kırılma Zamanı (sn) HEDM: 596±102 Reciproc Blue: 1117±251* WOG: 261±26 Kırılma uzunluğu(mm) HEDM: 5.41±0.39 Reciproc Blue: 5.50±0.59 WOG: 5.38±0.24
Myint Thu (2020)	HyFlex EDM, Reciproc Blue, WaveOne Gold Protaper Gold	-Statik ve Dinamik test dizaynı, -60° kurvatür açısı, -3mm kurvatür yarıçapı, -1.5mm kanal iç çapı, -19mm kanal boyu, -Dinamik test hızı 3mm/sn. -Sıcaklık ---- -Silikon yağı	-Döngüsel yorgunluk dayanımı ve statik test düzenegiyile dinamik test düzeneginin karşılaştırılması.	Kırılana kadar atılan tur Sayısı (KAT) Statik HEDM:723 Reciproc Blue:1024* WOG: 483 Protaper Gold: 267 Dinamik HEDM:2692* Reciproc Blue:1087 WOG: 712 Protaper Gold:904 -Dinamik test dizaynında eğelerin döngüsel yorgunluk dayanımlarında anlamli derecede artış görülmüştür (p<0,05).

Alves Duque (2020)	-ProDesign R, Reciproc Blue, WaveOne Gold	-Statik test -30°C kurvatür açısı -5mm kurvatür yarıçapı -Sıcaklık ----- -Sentetik yağ -Her eğe için çekilmiş üç alt premolar dişte preparasyon yapılmış ve eğelerin döngüsel yorgunluk dayanımları karşılaştırılmış.	-Çoklu kullanımın döngüsel yorgunluk dayanımına olan etkileri incelenmiştir.	Kırılma Zamanı: <u>Kullanılmamış eğeler:</u> Reciproc Blue: 694±69 ProDesign R: 1298±146* WOG: 264±29 <u>Kullanılmış Eğeler:</u> Reciproc Blue: 749±31 ProDesign R: 699±77 WOG: 154±13 -ProDesign ve WaveOne Gold eğelerinin preparasyonda kullanımı döngüsel yorgunluk dayanımlarını anlamlı derecede düşürmüştür (p<0.05).
Erkan ve Keçeci (2021) (Bu çalışma)	-HyFlex EDM, WaveOne Gold -Her eğe için 3 alt 1. molar dişte preparasyon ve retreatment işlemi sonrası döngüsel yorgunluk dayanımlarının karşılaştırılması. -Döngüsel yorgunluk deneyi, 60° kurvatür açısı, 5mm kurvatür yarıçapı, 16 mm kanal boyu ve 37 ±1 °C sıcaklık	-Retreatment ve primer preparasyon işlemlerinin eğelerin döngüsel yorgunluk dayanımlarına etkisinin incelenmesi.	Kırılma zamanı (PP-Primer Preperasyon, RT- Retreatment): WOG0:213.83^d WOGPP1:203.25^{bc} WOGPP2:210.92^d WOGPP3:179.92^{ab} HEDM0:337.17^f HEDMPP1:328.42^f HEDMPP2:330.58^f HEDMPP3:310.50^f WOGRT1:205.83^{cd} WOGRT2:177.08^{ab} WOGRT3:162.17^a HEDMRT1:318.58^f HEDMRT2:312.67^f HEDMRT3:239.92^e	-kullanım sayısı arttıkça eğelerde döngüsel yorgunluk dayanımlarında düşüş görüldü. WOG da PP3, RT2. RT3 de anlamlı fark çıkarken (p<0,05), HEDM de sadece RT3 grubunda anlamlı fark çıkmıştır (p<0,05).

Çalışmamızın sonuçlarında, Gündoğar ve Özyürek (2017), Erik ve Özyürek (2018), Gündoğar ve ark. (2019), Kim ve ark. (2019), Myint Thu ve ark. (2020)'ın çalışmalara benzer şekilde HyFlex EDM bütün kullanım sayılarında en yüksek yorgunluk dayanımını göstermiştir. Soram-Oh ve ark. (2019), Adham A. Azhim ve ark. (2018), Özyürek ve ark. (2018)'in yaptığı çalışmalarda gruplar içerisinde HyFlex EDM en yüksek yorgunluk dayanımını göstermemiştir. Bu durum diğer gruplardaki eğelerin farklı oluşundan ve test düzeneklerinin dizaynından kaynaklanıyor olabilir. Ancak gruplar içerisinde Hyflex EDM ve WaveOne Gold eğelerinin bulunduğu tüm çalışmalar çalışmamızı destekler nitelikte Hyflex EDM'in döngüsel yorgunluk dayanımının WaveOne Gold eğesinden yüksek olduğunu belirtmiştir (Bkz. Tablo18,19).

Çalışmamızın sonuçları çoklu kullanım sonrası yapılan döngüsel yorgunluk çalışmalarıyla kıyaslandığında, retreatment gruplarından WaveOne Gold eğesi için,

Şerefoğlu ve ark. (2019) çalışmasıyla benzer şekilde sıfırıncı kullanım ve 1. Kullanım sonrası döngüsel yorgunluk dayanımının değişmediği, 2.kullanım ve 3.kullanım sonrası döngüsel yorgunluk dayanımının azaldığı gözlenmiştir. Duque ve ark. (2020), ProDesign R, WaveOne Gold ve Reciproc Blue eğelerinin kurvatürlü premolar dişlerde, preparasyon işleminde çoklu kullanımları sonrası döngüsel yorgunluk dayanımlarındaki farkı inceledikleri çalışmalarında, çalışmamıza benzer şekilde WaveOne Gold eğesi kullanım sonrası anlamlı düzeyde daha düşük değerler göstermiştir.

Çeşitli markalardaki eğelerin kullanım öncesi ve sonrası yorgunluk dayanımı değerlerini anlamlandıran literatürdeki diğer çalışmalar, çalışmamızki HyFlex EDM eğesinin primer preparasyon grubu dışındaki tüm grupların sonuçları ile uyumlu şekilde, kullanım sonrası döngüsel yorgunluğun anlamlı düzeyde azaldığını belirtmiştir (Miccoli ve ark. (2020), Gambarini ve ark. (2018), Özyürek ve ark. (2018), Silva ve ark. (2020)).

Yared ve ark. (2000) çalışmamızdan farklı olarak eğelerin klinik kullanımının döngüsel yorgunluk dayanımını etkilemediğini ifade etmiştir. Bu sonucun sebebi çalışmamızdan farklı olarak eğelerin tek ege sistemleri şeklinde kullanılmamaları, artan apikal çap sırası ile kullanılan eğelerin çalışma sırasında maruz kaldıkları stresin eğeler arasında bölüşülüyor olması ve test dizaynının tamamen farklı tasarlanması olabilir.

Faciola Pessoa ve ark. (2013) ise 3.kullanıma kadar döngüsel yorgunluk dayanımının azalmadığını ancak 5.kullanımdan sonra anlamlı derecede düşüş gözlemlendiğini ifade etmişlerdir. Çalışmamızdan farklı olarak eğeler epoksi rezin bloklar içerisinde kullanılmışlardır. Dentin sertliğinin ve mikro yapısının rezin bloklardan farklı olması eğelerin daha fazla yorulmasına sebep olabilir ve bu durum çalışmaların farklı sonuçlanmasına sebep olabilir. Klinik kullanımın döngüsel yorgunluğa etki etmediğini ifade eden diğer çalışmalarda da (Kamalı ve Türkaydın (2020), Pessoa ve ark. (2013)) benzer şekilde eğeler çekilmiş dişler yerine şeffaf bloklarda kullanmıştır. Sonuçların farklılığı tüm bu değişkenlerden kaynaklanıyor olabilir.

Devamlı Rotasyon ve Resiprokasyon Hareketinin Etkisinin Değerlendirilmesi;

Endodontik tedavide kullanılan Ni-Ti döner alet sistemleri ilk üretildiklerinde devamlı rotasyon hareketi yapacak şekilde dizayn edilmişlerdir (Walia ve ark.1988, Gavini ve ark. 2018a). Bir süre sonra eğelerin preparasyon sırasında ani kırılmalarını engellemek ve eğelerin yorgunluk dayanımlarını arttırmak için devamlı rotasyon hareketi yerine aralıklı rotasyon hareketi yapacak şekilde tasarlanmış ‘Resiprokal Hareket’ kullanılmaya başlanmıştır (Gavini ve ark. 2018a). Bu iki hareketi karşılaştıran çalışmalarda; You ve ark. (2010) Protaper Universal eğelerini, hem rotasyon hem de resiprokasyon hareketiyle kullanmış ve resiprokasyon hareketinin döngüsel yorgunluk dayanımını arttırdığının bulmuşlardır. Pedulla ve ark. (2013) 4 farklı eğede rotasyon ve RECIPROC ALL’, ‘WAVEONE ALL’ modlarını kullanmışlar, resiprokal modların her ikisini de rotasyon modundan üstün bulmuşlardır. Arslan ve ark. (2016) da resiprokasyon hareketi ile çalışan eğelerin daha yüksek yorgunluk dayanımına sahip olduklarını belirtmişlerdir. Uygun ve ark. (2020), Rotate ve Reciproc Blue eğelerinin döngüsel yorgunluk dayanımlarını resiprokal ve devamlı rotasyon hareketinde karşılaştırmışlar, Rotate eğesinin her iki hareket tipinde de üstün olduğunu ve kendi içinde resiprokasyon modunda daha yüksek yorgunluk dayanımı gösterdiğini öne sürmüşlerdir. Bu nedenle çalışma gruplarımızdan bir tanesini resiprokal hareket yapan ve üstün sonuçları bildirilen eğe sistemi (WaveOne Gold Primary) olarak belirledik.

Resiprokal hareket, döngüsel yorgunluk dayanımını artırmak hedefiyle devamlı rotasyon hareketine alternatif olarak geliştirilmiş olsa da, hareket çeşidi eğelerin döngüsel yorgunluk dirençlerini tek başlarına etkileyen bir faktör değildir. Literatürde farklı hareketlerle çalışan eğelerin döngüsel yorgunluk dayanımlarının kıyaslandığı çalışmalarda, devamlı rotasyon eğelerini üstün bulan sonuçlar olduğu gibi (Pedulla ve ark. 2016, Gündoğar ve ark. 2017, De Menezes ve ark. 2017), resiprokal hareketin daha yüksek yorgunluk dayanımı değerleri gösterdiğini ifade eden sonuçlar da vardır (You ve ark. 2010, Pedulla ve ark. 2013, Arslan ve ark.2016, A.D. Uygun 2020, Mathew ve ark. 2019). Bizim çalışmamızda da birçok çalışmayla benzer şekilde (Thu ve ark. 2020, Soram-OH ve ark. 2020, Gündoğar ve ark. 2019, Özyürek ve ark. 2018, Erik ve Özyürek 2018) devamlı rotasyon hareketiyle çalışan HyFlex EDM eğesi, resiprokasyon hareketiyle çalışan WaveOne Gold eğesinden daha yüksek yorgunluk

dayanımı değerleri göstermiştir. Bu durum eğelerin döngüsel yorgunluk dayanımının sadece hareket tipine değil; üretim şekli, alaşım özellikleri, kullanım prensipleri (bkz. Üretim şeklinin değerlendirilmesi) gibi diğer birçok etkene bağlı olduğunu göstermektedir.

Üretim şeklinin Etkisinin Değerlendirilmesi;

Dentsply Sirona, NiTi CM alaşımları için 2010 yılında yeni bir ısıtılma tekniği geliştirmiştir (Shen ve ark. 2013). Bu yöntem ile alet; tekrarlayan ısıtma soğutma işlemlerine tabi tutulmaktadır ve bu işlem sonrası alet yüzeyinde titanyum oksit adı verilen, eğeye esneklik ve dayanıklılık sağlayan bir tabaka oluşmaktadır. Yüzeyde oluşan titanyum oksit tabakasının kalınlığı, Ni-Ti döner aletlerin rengini belirlemektedir (Gavini ve ark. 2018a). Çalışmamızda da kullandığımız WaveOne Gold eğesi Dentsply tarafından geliştirilen bu yöntemle üretilmiştir. Bu aletlerin fabrikasyon işlemleri sonrası tekrar tekrar ısıtılıp soğutulmasından oluşan ısıtılma işlemi sayesinde, martensit ve austenit fazları arasında yeni bir faz geçiş noktası belirlenir, bu sayede gelişmiş fiziksel ve mekanik özelliklere sahip, ‘gold’ ve ‘blue’ eğeler üretilir (Van Der Vyer ve ark. 2017). Dentsply, bu ısıtılma işlemlerinin, döngüsel yorgunluk dayanımını ve eğelerin esnekliğini artırdığını ne sürmüştür (Menezes ve ark. 2017).

WaveOne Gold, Protaper Next ve 2Shape döner sistem eğelerinin döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştıran bir çalışmada, WaveOne Gold eğesinin döngüsel yorgunluk dayanımı diğer eğelerden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur (Olçay ve ark. 2019). Reciproc, WaveOne ve WaveOne Gold döner sistem eğelerinin döngüsel yorgunluk dirençlerini karşılaştıran bir çalışmada, WaveOne Gold eğesinin döngüsel yorgunluk dayanımı diğer eğelerden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur (zyrek 2016). Keskin ve ark. (2017) WaveOne Gold Primary eğesinin döngüsel yorgunluk dayanımını Reciproc R25 eğesinden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulmuşlardır ve bu durumu Waveone Gold eğesinin iki aşamalı faz dönüşümü ile bağdaştırmışlardır.

Elektriksel deşarj ile işleme yöntemi, eğelere esneklik ve gelişmiş yorulma dayanımı kazandıran, eğe içerisindeki martensit ve R-fazının CM eğelere oranla daha fazla olmasını sağlayan bir yöntemdir (Iacono ve ark. 2017). Iacono ve ark. (2017) yaptıkları çalışmada, DSC analizi ile HyFlex EDM eğesinin As (Austenit başlangıç

sıcaklığı) değerini 42°C bulmuşlar ve HyFlex EDM eğerinin hem oda sıcaklığında hem de kanal içi sıcaklıkta martensit fazdan ve R-fazından oluştuğunu, austenit faz içermediğini belirtmişlerdir. Yine aynı çalışmada, eğerin nano-sertlik ve elastisite modülleri ölçülmüş, EDM eğerin, geleneksel CM eğerlerden daha yüksek sertlik sergilediği, ancak elastisite modülünün daha düşük olduğu ve kullanımla beraber CM eğerin ortalama nano-sertlik değerlerinde farklılık gözlenmezken, EDM eğerin sertliğinin azaldığı belirtilmiştir. Araştırmacılar; daha fazla martensit ve R-fazı bulunan EDM eğerin, aletin daha sert olmasına rağmen önceki çalışmalarda bildirilen üstün yorulma direncini bu bulgularla açıklamışlardır. Böylece bu yeni üretim sürecinin mekanik özellikleri geliştirdiği ve aletlerin kırılma riskini en aza indirdiği belirtilmiştir (Iacano ve ark. 2017). Hyflex EDM ile, aynı boyuta ve taper açısına sahip HyFlex CM eğerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, EDM'in yaklaşık %700'e kadar daha fazla kırılma direncine sahip olduğu ortaya konmuştur (Pirani ve ark. 2016). Aynı firmaya ait olan iki ege arasında döngüsel yorgunluk dayanımı açısından bu kadar büyük bir artış, EDM eğerlerinde kullanılan yeni üretim şekline bağlanmaktadır. Uslu ve ark. (2018), HyFlex CM ve HyFlex EDM eğerini AFM (atomik güç mikroskobu) ile incelemişler ve HyFlex EDM eğerinin yüzey porözitesinin daha düşük olduğunu belirtmişlerdir. Protaper Next (25/06), HyFlex CM (25/06) ve HyFlex EDM Onefile (25/~)'in kıyaslandığı bir çalışmada, HyFlex EDM anlamlı derecede ve en yüksek döngüsel yorgunluk dayanımını göstermiştir (Palma ve ark. 2019).

Azim ve ark. (2018), 15 mm, 17 mm ve 19 mm olmak üzere üç farklı çalışma boyunda HyFlex EDM ve WaveOne Gold eğerinin döngüsel yorgunluk dayanımlarını karşılaştırmış, bütün gruplarda HyFlex EDM daha yüksek yorgunluk dayanımı göstermiştir. Rubio ve ark. (2019) da 10 farklı eğerin incelendiği çalışmalarında HyFlex EDM' in döngüsel yorgunluk dayanımının F360, F6, iRace, One Shape, Revo-S, Protaper Next, Reciproc ve WaveOne Gold eğerlerinden daha yüksek olduğunu ifade etmişler, HyFlex EDM ve Neoniti arasında anlamlı bir fark bulamamışlardır. Böylece CM-Wire alaşımın; konvansiyonel, M-Wire ve Gold-Wire alaşımlara göre daha üstün dayanıklılığa sahip olduğunu ifade etmişlerdir.

Literatürde; gruplar arasında HyFlex EDM ve WaveOne Gold eğerinin de bulunduğu diğer birçok döngüsel yorgunluk çalışmasında, HyFlex EDM egesi

WaveOne Gold eğesinden anlamlı derecede daha yüksek sonuçlar vermiştir (Gündoğar ve ark. 2019, Azim ve ark. 2018, Gündoğar ve Özyürek 2018, Erik ve Özyürek 2018, Soram OH ve ark. 2020, Thu ve ark. 2020, Duque ve ark. 2020)(bkz. Tablo 17). Bu sonuçlar, çalışmamızın hem primer preparasyon grupları hem de retreatment grupları sonuçlarını desteklemektedir.

Sterilizasyon ve NaOCl'in Etkisinin Değerlendirilmesi;

Günümüzde hala ortak bir uzlaşmaya varılamamış olsa da, yapılan bazı çalışmalar sterilizasyon protokolünün ve NaOCl kullanımının döngüsel yorgunluk dayanımını etkilediğini ortaya koymuştur (Ertuğrul ve Orhan 2019, Alfawaz ve ark. 2018, Keleş ve ark. 2019, Elnaghy ve Elsaka 2017).

Erik ve Özyürek (2018) 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 grupla kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş, diğer gruplar arasında döngüsel yorgunluk dayanımı açısından fark gözlenmemiştir. Huang ve ark. (2017), K3 (SybronEndo, Orange, CA), K3XF (SybronEndo), ve Vortex (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK) eğelerinin 3 farklı sıcaklıkta (22°C, 37°C, 60°C) %5,25'lik sodyum hipoklorit ve distile su çözeltilerindeki döngüsel yorgunluk dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Eğelerin sodyum hipoklorit ve distile su çözeltilerindeki döngüsel yorgunluk dayanımları arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Elnaghy ve Elsaka (2017) WaveOne Gold ve Reciproc eğelerinin, solüsyonsuz hava ortamında, %5'lik NaOCl 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. Pedulla ve ark. (2013) WaveOne ve Reciproc eğelerini 1dk ve 5dk %5'lik NaOCl çözeltisine 37°C'de daldırıp, sodyum hipoklorit çözeltisine daldırılmamış yeni eğelerle döngüsel yorgunluk dirençlerini

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

Ertuğrul ve Orhan (2019), ROTATE, One Curve, TF adaptive, and Mtwo eğelerinin, distile su ve %2.5 NaOCl içerisindeki kullanımının döngüsel yorgunluk dayanımına olan etkisini inceledikleri çalışmalarında, NaOCl'in tüm gruplarda döngüsel yorgunluk dayanımını anlamlı düzeyde azalttığını belirtmişlerdir (Ertuğrul ve Orhan 2019). Alfawaz ve ark. (2018) Protaper Gold eğesinin 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'in kullanıldığı grubun gösterdiğini belirtmişlerdir. Keleş ve ark. (2018) NaOCl'in döngüsel yorgunluğa olan etkisini incelemişler ve NaOCl 'in her döngüsel yorgunluğu anlamlı düzeyde azalttığı bulunmuştur. Kaya BU ve ark. (2013) %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 (Kaya BU ve ark. 2013).

Sterilizasyon protokolü ve NaOCl'in döngüsel yorgunluk dayanımına etkisinin netleşebilmesi için daha fazla çalışmaya ihtiyaç olsa da; bizim çalışmamızda eğeler, klinik kullanımlarının en benzer şekilde simüle edilebilmeleri adına hem NaOCl irrigasyonu eşliğinde primer preparasyon ve retreatment işlemlerinde kullanılmış, hem de her kullanım sonrası sterilize edilmiştir.

Kullanımın Döngüsel Yorgunluğa Etkisinin Değerlendirilmesi;

Kök kanal tedavisinde kullanılan eğeler üretici firmalar tarafından tek kullanımlık olarak üretilmekte ancak bu durum sosyo-ekonomik seviyesi düşük ülkelerde eğelerin kullanım sayısı açısından sorgulanmaktadır. Kök kanal tedavisinde kullanılan eğelerin sadece bir vakada kullanılmasının ekonomik nedenlerle tedavi ücretlerinin karşılanmasını zorlaştıracığı düşünülürse, bir eğenin kırılmadan önce kaç kez güvenle kullanılabileceğinin belirlenmesi önemlidir. Bu durum araştırmacıları, eğeleri klinik koşullarda veya *in-vitro* olarak kök kanallarında kullandıktan sonra döngüsel yorgunluk dayanımlarındaki değişimi incelemeye yöneltmiştir. Bueno ve ark. (2017) Reciproc ve WaveOne eğelerinin arka grup dişlerde kullanımı sonrası kırık

insidanslarını araştırmışlar, iki eğenin de arka grup dişlerde 3 diş kadar kullanılabilceği sonucuna varmışlardır. Reciproc ve WaveOne eğeleriyle yapılan başka bir çalışmada eğelerin 3 farklı tek kanalda kullanımı sonrası yüzeylerinde sınırlı bir deformasyon gözlemlendiği, ancak plastik deformasyon oluşmadığı bildirilmiştir. (Pirani ve ark. 2014). Gambarini ve ark. (2018) Protaper Next ve Horizen eğelerini, çekilmiş alt molar dişlerde primer preparasyon işleminde kullanmışlar ve döngüsel yorgunluk dayanımındaki değişimi incelemişlerdir. Her iki eğede de preparasyon sonrası eğelerin döngüsel yorgunluk dayanımlarının anlamlı düzeyde azaldığını bulmuşlardır. Bir başka çalışmada Reciproc Blue eğesinin alt molar dişlerde retreatment işleminde kullanımı sonrası; ilk kullanımda döngüsel yorgunluk dayanımında anlamlı bir azalma olmasa da ikinci ve üçüncü kullanımda önemli ölçüde azalma gözlemlendiği belirtilmiştir (Şerefoğlu ve ark. 2019). Bu durum çalışmamızda kullandığımız, benzer şekilde resiprokal hareket ile çalışan WaveOne Gold grubu ile benzerlik göstermektedir.

Tek köklü dişlerde kullanım sayısının incelendiği bir çalışmada, Mtwo ve S-one eğelerinin döngüsel yorgunluk dayanımlarının ilk kullanım sonrasında anlamlı düzeyde azaldığı bulunmuştur (Miccoli ve ark. 2020). Silva ve ark. (2020) alt molar 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. (2020) ProDesign R, Reciproc Blue ve WaveOne Gold eğelerinin döngüsel yorgunluk dayanımlarını 3 farklı tek kanallı dişte kullanımı sonrası incelemişler, Reciproc Blue eğesinin döngüsel yorgunluk dayanımı değişmezken; ProDesign R ve WaveOne Gold eğelerinin döngüsel yorgunluk dayanımı düşüş göstermiştir (Duque ve ark. 2020).

Eğelerin kullanımının döngüsel yorgunluğa etkisini inceleyen çalışmalar ile (bkz. Tablo 3) çalışmamızda kullanılan gereç, yöntem ve test dizaynının tamamen farklı oluşu, direkt karşılaştırmalar yapılmasını mümkün kılmamaktadır. (Yared ve ark. 2000, Pessoa ve ark. 2013, Gambarini ve ark. 2015, Özyürek ve ark. 2018, Gambarini ve ark. 2018, Şerefoğlu ve ark. 2019, Türkaydın ve ark.2020, Gabriele

Miccoli ve ark. 2020, Silva ve ark. 2020, Alves Duque ve ark. 2020, Paramarshi ve ark. 2021).

Birçok çalışmada gösterildiği gibi kullanım sayısı ve döngüsel yorgunluk dayanımı arasında ters orantı vardır, kullanım sayısı arttıkça bir seviyeden sonra döngüsel yorgunluk dayanımı anlamlı düzeyde azalır. Primer preparasyon ve retreatment işlemlerinde üç kez kullanımın değerlendirildiği bu çalışmada, HEDM eğerinin primer preparasyon grubu için bu seviye ortaya konulamamıştır, bu grup dışında diğer tüm gruplar için, kullanım sayısı hakkında fikir verebilecek bir döngüsel yorgunluk seviyesinden söz edilebilir.

Preparasyon ve Retreatment İşlemlerinin Karşılaştırılması;

Eğelerin kullanımlarının döngüsel yorgunluğa etkisini inceleyen birçok çalışma bulunmaktadır (Pirani ve ark. 2014, Miccoli ve ark. 2020, Duque ve ark. 2020, Silva ve ark. 2020, Paramarshi ve ark. 2021). Tam anlamıyla bir standart yakalanamasa da, günümüzde çoklu kullanımların döngüsel yorgunluk dayanımlarına etkisi halihazırda birçok araştırmacı tarafından incelenmektedir. Bunun aksine retreatment işleminin döngüsel yorgunluk dayanımına etkisini inceleyen sadece bir adet çalışma mevcuttur (Şerefoğlu ve ark. 2019). Bu çalışmada hem primer preparasyon hem de retreatment işleminin döngüsel yorgunluk dayanımına etkisi birbirleri ile kıyaslanarak incelenmiştir. Bu tez çalışması bu anlamda ilk çalışmadır.

Eğerlerde Meydana Gelen Deformasyonların Değerlendirilmesi;

Çalışmamızda kullanılan iki eğenin primer preparasyon ve retreatment işlemi sonucu meydana gelen deformasyon miktarlarını karşılaştıran herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Çalışmamızda, SEM incelemesi sonucu WaveOne Gold egesi hem primer preparasyon hem de retreatment grubunda, HyFlex EDM egesinden daha az deformasyon göstermiş, ayrıca her iki eğenin de primer preparasyon grubundaki deformasyon miktarı retreatment grubundan daha az bulunmuştur. Diğer çalışmalarda (Üreyen Kaya ve ark. 2019, Gambarini ve ark. 2018, Kosti ve ark. 2011) olduğu gibi bu durum kalitatif olarak değerlendirilmiştir.

SONUÇ ve ÖNERİLER

1- Molar dişlerde, WaveOne Gold eğesinin kırılma zamanı ve KAT sayısının, primer preparasyon işleminde 3. kullanımının (WOG-PP3 grubu) diğer gruplardan (WOG-PP0, WOG-PP1 ve WOG-PP2 grupları) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulunması ($p<0,05$), diğer bir deyişle döngüsel yorgunluk direncinin anlamlı derecede azalması, WOG'un ikinci kullanımdan sonra tekrar bu amaçla kullanımının riskli olabileceğini düşündürmektedir.

2- Retreatment işleminde ise, WaveOne Gold eğesinin kırılma zamanı ve KAT sayısının, 2. ve 3. kullanımının (WOG-RT2 ve WOG-RT3 grupları) diğer gruplardan (WOG-RT0 ve WOG-RT1 grupları) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulunması ($p<0,05$), WOG'un birinci kullanımdan sonra tekrar bu amaçla kullanımının riskli olabileceğine işaret etmektedir.

3- WaveOne Gold eğelerinin primer preparasyon ve retreatment gruplarının kırılma zamanı ve KAT sayıları açısından ortalama değerleri kıyaslandığında ise primer preparasyon grubu, retreatment grubundan kırılma zamanı ve KAT sayısı açısından anlamlı derecede daha yüksek ortalama değerler vermiştir ($p<0,05$). Bu durum bize retreatment işleminin, eğelerin döngüsel yorgunluk direncini primer preparasyon işlemine kıyasla daha fazla azalttığını göstermektedir.

4- HyFlex EDM eğesinin primer preparasyon gruplarında, hiç kullanılmamış eğeler (HEDM-PP0) ve tüm test grupları (HEDM-PP1, HEDM-PP2, HEDM-PP3) arasında kırılma zamanı ve KAT sayısı açısından anlamlı fark bulunmaması ($p>0,05$) dikkat çekmiş, döngüsel yorgunluğun bu çalışmanın sınırları içerisinde azalmadığını göstermiştir. Hangi sınırdan azalacağı ileri çalışmalarla ortaya konmalıdır.

5- HyFlex EDM eğesinin retreatment gruplarındaki çoklu kullanımları kıyaslandığında; 3. kullanım (HEDM-RT3) diğer gruplardan (HEDM-RT0, HEDM-RT1 ve HEDM-RT2) anlamlı derecede düşük kırılma zamanı gösterirken ($p<0,05$), diğer gruplar arasında fark çıkmamıştır ($p>0,05$). KAT sayıları kıyaslandığında HEDM-0 grubu HEDM-RT1 grubuyla farklı sonuçlar vermezken ($p>0,05$), HEDM-RT2 ve HEDM-RT3 grubundan anlamlı derecede daha yüksek KAT sayısı değeri göstermiştir ($p<0,05$). HEDM-RT1 ve HEDM-RT2 arasında KAT sayısı açısından

anlamli fark cikmazken ($p>0,05$), HEDM-RT3 her iki gruptan da anlamli derecede daha dusuk KAT sayisi degeri gostermistir ($p<0,05$). Bu sonuclar HEDM'in ikinci kullanimdan sonra tekrar bu amacla kullaniminin riskli olabilecegini dusundurmektedir.

6- HyFlex EDM egelerinin primer preparasyon ve retreatment gruplarinin kirlama zamanı ve KAT sayıları acısından ortalama degerleri kıyaslandığında ise primer prepearasyon grubu, retreatment grubundan kirlama zamanı ve KAT sayısı acısından anlamli derecede daha yuksek sonuç vermistir ($p<0,05$). Bu durum bize tıpkı WOG test gruplarında da olduğu gibi, retreatment isleminin egelerin dongusel yorgunluk direncini primer preparasyon islemine nazaran daha fazla azalttığını gostermektedir.

7-Kirlama uzunlukları ortalama degerleri tüm gruplar için 4,73-5,81mm arasında değismekle birlikte gruplar arasında anlamli fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

8- Her iki ege tipi için de primer preparasyon ve retreatment islemleri kıyaslandığında; kirlama zamanı ve KAT sayıları primer preparasyon grubunda anlamli olarak daha yuksek bulunmuştur ($p<0,05$). Retreatment isleminin dongusel yorgunluk dayanımını daha çok azalttığını dikkat cekmiştir. Ancak klinikte sekonder enfekte veya tam obturasyon saglanamamış kanalların retreatment isleminin, aletlerin dongusel yorgunluğu üzerine etkisi daha farklı olacaktır.

9-Yapılan islem gozetilmeksizin tüm egeler kıyaslandığında, rotasyon hareketi yapan ve EDM teknolojisi kullanılarak uretilen HyFlex EDM egesinin, resiprokasyon hareketiyle calışan ve Gold-Wire teknolojisiyle uretilen WaveOne Gold egesinden daha yuksek yorgunluk dayanımı gösterdiği bulunmuştur. Bu sonuca ragmen hareket tipinin yorgunluk direnci üzerindeki tek faktör olmadığı, egelerin üretim şekli ve metalürjik yapılarının farklılığının da yadsınamaz etksinin bulunduğu unutulmamalıdır.

10-Kirlama tipleri SEM'de değerlendirildiğinde; küçük büyötmelerde tüm ege çeşitlerinde benzer tipte, kenarlarda parçalı kırıklar ve dongusel yorgunluğa bağlı gevrek (brittle) kırık tipi olduğu göröldü torsiyonel kırılmalarda görölen sünek (ductile) tip kırık izlenmemiştir. Daha yuksek büyötmelerde ise egelerde yorgunluk çizgileri görölmüş, bu sonuclar kırıkların dongusel yorgunluktan kaynaklı olduğunu

göstermiştir. Ayrıca SEM’de değerlendirildiğinde, HyFlex EDM eğesinin daha belirgin deformasyonlar gösterdiği izlenmiştir.

11-Bu çalışmanın sınırları içerisinde HEDM eğesi kırılma zamanı ve KAT sayıları açısından tüm test gruplarında kıyaslandığında WOG eğesinden anlamlı derecede daha yüksek değerler göstermiştir ($p<0.05$).

Çalışmamız çoklu kullanımlarda HyFlex EDM ile WaveOne Gold eğelerinin ilk kez karşılaştırılması, primer preparasyon ve retreatment işlemleri sonrası döngüsel yorgunluklarının değişim oranlarının karşılaştırılması ve dinamik test dizaynı açısından özgündür. Çalışmanın sonuçları ileri çalışmalarla desteklenmelidir.



KAYNAKÇA

- Adiguzel M, Capar ID (2017) Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of WaveOne and WaveOne Gold Small, Primary, and Large Instruments. *Journal of Endodontics* 43 (4): 623–627.
- Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Clark WAT, Kovarik L, Buie C, Liu J, Johnson WB (2009) Metallurgical Characterization of a New Nickel-Titanium Wire for Rotary Endodontic Instruments. *Journal of Endodontics* 35 (11): 1589–1593.
- Alapati, S. B., Brantley, W. A., Svec, T. A., Powers, J. M., Nusstein, J. M., & Daehn, G. S. (2005). SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use. *Journal of Endodontics*, 31(1), 40-43.
- Alcalde, M. P., Duarte, M. A. H., Bramante, C. M., de Vasconcelos, B. C., Tanomaru-Filho, M., Guerreiro-Tanomaru, J. M., ... & Vivan, R. R. (2018). Cyclic fatigue and torsional strength of three different thermally treated reciprocating nickel-titanium instruments. *Clinical oral investigations*, 22(4), 1865-1871.
- Alfawaz H, Alqedairi A, Alsharekh H, Almuzaini E, Alzahrani S, Jamleh A (2018) Effects of Sodium Hypochlorite Concentration and Temperature on the Cyclic Fatigue Resistance of Heat-Treated Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics* 44 (10): 1563–1566.
- Alfouzan, K., & Jamleh, A. (2018). Fracture of nickel titanium rotary instrument during root canal treatment and re-treatment: a 5-year retrospective study. *International endodontic journal*, 51(2), 157-163.
- Al-Hadlaq SMS, AlJarbou FA, AlThumairy RI (2010) Evaluation of Cyclic Flexural Fatigue of M-Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics* 36 (2): 305–307.
- Al-Obaida, M. I., Merdad, K., Alanazi, M. S., Altwaijry, H., AlFaraj, M., Alkhamis, A. A., & Al-Madi, E. M. (2019). Comparison of cyclic fatigue resistance of 5 heat-treated nickel-titanium reciprocating systems in canals with single and double curvatures. *Journal of endodontics*, 45(10), 1237-1241.
- Aminsobhani, M., Meraji, N., & Sadri, E. (2015). Comparison of cyclic fatigue resistance of five nickel titanium rotary file systems with different manufacturing techniques. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*, 12(9), 636.
- Anderson ME, Price JWH, Parashos P (2007) Fracture Resistance of Electropolished Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments. *Journal of Endodontics* 33 (10): 1212–1216.
- Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR (2012) *Phillips' Science of Dental Materials*. Elsevier Health Sciences.
- Arsilan H, Alsancak M, Doganay E, Karatas E, Capar ID, Ertas H (2016) Cyclic Fatigue Analysis of Reciproc R25® Instruments with Different Kinematics. *Australian Endodontic Journal* 42 (1): 22–24.

- Azevedo, M. A. D., Silva, T. G. D., Fernandes, Â., Piasecki, L., Fariniuk, L. F., & Silva, U. X. D. (2020). Endodontic Retreatment Using a Single Instrument from four Nickel-Titanium Systems-A Micro-CT Study. *Brazilian Dental Journal*, 31, 605-610.
- Azim, A. A., Tarrosh, M., Azim, K. A., & Piasecki, L. (2018). Comparison between single-file rotary systems: part 2—the effect of length of the instrument subjected to cyclic loading on cyclic fatigue resistance. *Journal of endodontics*, 44(12), 1837-1842.
- Azim, A. A., Wang, H. H., Tarrosh, M., Azim, K. A., & Piasecki, L. (2018). Comparison between single-file rotary systems: part 1—efficiency, effectiveness, and adverse effects in endodontic retreatment. *Journal of endodontics*, 44(11), 1720-1724.
- Bahia MGA, Buono VTL (2005) Decrease in the Fatigue Resistance of Nickel-Titanium Rotary Instruments after Clinical Use in Curved Root Canals. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology* 100 (2): 249–255.
- Bardsley, S., Peters, C. I., & Peters, O. A. (2011). The effect of three rotational speed settings on torque and apical force with vortex rotary instruments in vitro. *Journal of endodontics*, 37(6), 860-864.
- Barron RF (1982) Cryogenic Treatment of Metals to Improve Wear Resistance. *Cryogenics* 22 (8): 409–413.
- Baumann, M. A. (2004). Nickel–titanium: options and challenges. *Dental Clinics*, 48(1), 55-67.
- Best, S., Watson, P., Pilliar, R., Kulkarni, G. G. K., & Yared, G. (2004). Torsional fatigue and endurance limit of a size 30. 06 ProFile rotary instrument. *International endodontic journal*, 37(6), 370-373.
- Bhagabati, N., Yadav, S., & Talwar, S. (2012). An in vitro cyclic fatigue analysis of different endodontic nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*, 38(4), 515-518.
- Blum JY, Machtou P, Ruddell C, Micallef JP (2003) Analysis of Mechanical Preparations in Extracted Teeth Using ProTaper Rotary Instruments: Value of the Safety Quotient. *Journal of Endodontics* 29 (9): 567–575.
- Borgula, L. (2005). *Rotary Nickel Titanium Instrument Fracture: An Experimental and SEM Based Analysis*. University of Melbourne, School of Dental Science.
- Bouska, J., Justman, B., Williamson, A., DeLong, C., & Qian, F. (2012). Resistance to cyclic fatigue failure of a new endodontic rotary file. *Journal of endodontics*, 38(5), 667-669.
- Brantley WA, Svec TA, Iijima M, Powers JM, Grentzer TH (2002). Differential Scanning Calorimetric Studies of Nickel Titanium Rotary Endodontic Instruments. *Journal of Endodontics* 28 (8): 567–572.
- Bryant, S. T., Dummer, P. M. H., Pitoni, C., Bourba, M., & Moghal, S. (1999). Shaping ability of. 04 and. 06 taper ProFile rotary nickel–titanium instruments in simulated root canals. *International Endodontic Journal*, 32(3), 155-164.

- Buehler WJ, Gilfrich JV, Wiley RC (1963) Effect of Low-Temperature Phase Changes on the Mechanical Properties of Alloys near Composition TiNi. *Journal of Applied Physics* 34 (5): 1475–1477.
- Bueno, C. S. P., de Oliveira, D. P., Pelegrine, R. A., Fontana, C. E., Rocha, D. G. P., & da Silveira Bueno, C. E. (2017). Fracture incidence of WaveOne and Reciproc files during root canal preparation of up to 3 posterior teeth: a prospective clinical study. *Journal of endodontics*, 43(5), 705-708.
- Bui TB, Mitchell JC, Baumgartner JC (2008) Effect of Electropolishing ProFile Nickel-Titanium Rotary Instruments on Cyclic Fatigue Resistance, Torsional Resistance, and Cutting Efficiency. *Journal of Endodontics* 34 (2): 190–193.
- Bürklein S, Schäfer E (2015) Minimally Invasive Endodontics. *Quintessence Int* 46 (2): 119-124.
- Bürklein, S., Börjes, L., & Schäfer, E. (2014). Comparison of preparation of curved root canals with H yflex CM and R evo-S rotary nickel–titanium instruments. *International endodontic journal*, 47(5), 470-476.
- Bürklein, S., Flüch, S., & Schäfer, E. (2019). Shaping ability of reciprocating single-file systems in severely curved canals: WaveOne and Reciproc versus WaveOne Gold and Reciproc blue. *Odontology*, 107(1), 96-102.
- Cai JJ, Tang XN, Ge JY (2017) Effect of Irrigation on Surface Roughness and Fatigue Resistance of Controlled Memory Wire Nickel-Titanium Instruments. *International Endodontic Journal* 50 (7): 718–724.
- Cassim I, Van der Vyver PJ (2013) The Importance of Glide Path Preparation in Endodontics : A Consideration of Instruments and Literature : Scientific. *South African Dental Journal* 68 (7): 322-327.
- Cheung GSP (2007) Instrument Fracture: Mechanisms, Removal of Fragments, and Clinical Outcomes. *Endodontic Topics* 16 (1): 1–26.
- Cheung GSP, Darvell BW (2007) Fatigue Testing of a NiTi Rotary Instrument. Part 2: Fractographic Analysis.” *International Endodontic Journal* 40 (8): 619–625.
- Cheung GSP, Peng B, Bian Z, Shen Y, Darvell BW (2005) Defects in ProTaper S1 Instruments after Clinical Use: Fractographic Examination. *International Endodontic Journal* 38 (11): 802–809.
- Cheung GSP, Shen Y, Darvell BW (2007) Does Electropolishing Improve the Low-Cycle Fatigue Behavior of a Nickel-Titanium Rotary Instrument in Hypochlorite? *Journal of Endodontics* 33 (10): 1217–1221.
- Cheung GSP, Zhang EW, Zheng YF (2011) A Numerical Method for Predicting the Bending Fatigue Life of NiTi and Stainless Steel Root Canal Instruments. *International Endodontic Journal* 44 (4): 357–361.
- Choi JW, Oh S, Kim YC, Jee KK, Kum KY, Chang SW (2016) Fracture Resistance of K3 Nickel-Titanium Files Made from Different Thermal Treatments. *Bioinorganic Chemistry and Applications* 2016.

- Condorelli GG, Bonaccorso A, Smecca E, Schäfer E, Cantatore G, Tripi TR (2010) Improvement of the Fatigue Resistance of NiTi Endodontic Files by Surface and Bulk Modifications. *International Endodontic Journal* 43 (10): 866–873.
- Conrad, JR, Dodd RA, Worzala FJ, Qiu X (1988) Plasma Source Ion Implantation: A New, Cost-Effective, Non-Line-of-Sight Technique for Ion Implantation of Materials. *Surface and Coatings Technology* 36 (3–4): 927–937.
- Çapar ID, Arslan H, Akcay M, Ertas H (2014) An in Vitro Comparison of Apically Extruded Debris and Instrumentation Times with Protaper Universal, Protaper next, Twisted File Adaptive, and Hyflex Instruments.” *Journal of Endodontics* 40 (10): 1638–1641.
- Çapar ID, Kaval ME, Ertas H, Sen BH (2015) Comparison of the Cyclic Fatigue Resistance of 5 Different Rotary Pathfinding Instruments Made of Conventional Nickel-Titanium Wire, M-Wire, and Controlled Memory Wire. *Journal of Endodontics* 41 (4): 535–538.
- Çapar, I. D., & Arslan, H. (2016). A review of instrumentation kinematics of engine-driven nickel–titanium instruments. *International endodontic journal*, 49(2), 119-135.
- Da Frota MF, Espir CG, Berbert FLCV, Marques AAF, Sponchiado-Junior EC, Tanomaru-Filho M, Garcia LFR, Bonetti-Filho I (2014) Comparison of Cyclic Fatigue and Torsional Resistance in Reciprocating Single-File Systems and Continuous Rotary Instrumentation Systems. *Journal of Oral Science* 56 (4): 269–75.
- Das, P., Swapna, D. V., & Nadig, R. R. (2019). Comparison and evaluation of surface deformation of Hyflex controlled memory and Hyflex electric discharge machining nickel titanium rotary files and cyclic fatigue resistance after instrumentation and heat sterilization–An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*, 22(5), 464.
- Davis, J. R. (Ed.). (1997). *ASM specialty handbook: heat-resistant materials*. Asm International.
- De Gregorio, C., Arias, A., Navarrete, N., Del Rio, V., Oltra, E., & Cohenca, N. (2013). Effect of apical size and taper on volume of irrigant delivered at working length with apical negative pressure at different root curvatures. *Journal of endodontics*, 39(1), 119-124.
- De Melo, M. C. C., de Azevedo Bahia, M. G., & Buono, V. T. L. (2002). Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 28(11), 765-769.
- De Menezes, S. E. A. C., Batista, S. M., Lira, J. O. P., & de Melo Monteiro, G. Q. (2017). Cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold, ProDesign R and ProDesign Logic files in curved canals in vitro. *Iranian endodontic journal*, 12(4), 468.
- Dederich DN, Zakariasen KL (1986) The Effects of Cyclical Axial Motion on Rotary Endodontic Instrument Fatigue. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 61 (2): 192–196.

- De-Deus G, Moreira EJJ, Lopes HP, Elias CN (2010) Extended Cyclic Fatigue Life of F2 ProTaper Instruments Used in Reciprocating Movement. *International Endodontic Journal* 43 (12): 1063–1068.
- De-Deus G, Vieira GTL, Da Silva EJJ, Lopes H, Elias CN, Moreira EJ (2014) Bending Resistance and Dynamic and Static Cyclic Fatigue Life of Reciproc and Waveone Large Instruments. *Journal of Endodontics* 40 (4): 575–579.
- Dioguardi M, Sovereto D, Aiuto R, Laino L, Illuzzi G, Laneve E, Raddato B, VCA Caponio, Dioguardi A, Zhurakivska K, Troiano G, Lo Muzio L (2019) Materials Effects of Hot Sterilization on Torsional Properties of Endodontic Instruments: Systematic Review with Meta-Analysis. *Materials* 12 (13): 2190.
- Dolan DW, Craig RG (1982) Bending and Torsion of Endodontic Files with Rhombus Cross Sections. *Journal of Endodontics* 8 (6): 260–264.
- Dosanjh A, Paurazas S, Askar M (2017) The Effect of Temperature on Cyclic Fatigue of Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments. *Journal of Endodontics* 43 (5): 823–826.
- Duarte PM, Da Silva PB, Alcalde MP, Vivan RR, Da Rosa RA, Duarte MAH, SÓ MVR (2018) Canal Transportation, Centering Ability, and Cyclic Fatigue Promoted by Twisted File Adaptive and Navigator EVO Instruments at Different Motions. *Journal of Endodontics* 44 (9): 1425–1429.
- Duke, F., Shen, Y., Zhou, H., Ruse, N. D., Wang, Z. J., Hieawy, A., & Haapasalo, M. (2015). Cyclic fatigue of ProFile Vortex and Vortex Blue nickel-titanium files in single and double curvatures. *Journal of endodontics*, 41(10), 1686-1690.
- Duque, J. A., Bramante, C. M., Duarte, M. A. H., Alcalde, M. P., Silva, E. J. N. L., & Vivan, R. R. (2020). Cyclic fatigue resistance of nickel-titanium reciprocating instruments after simulated clinical use. *Journal of Endodontics*, 46(11), 1771-1775.
- El Batouty, K. M., & Elmallah, W. E. (2011). Comparison of canal transportation and changes in canal curvature of two nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*, 37(9), 1290-1292.
- Elashiry M, Saber S, Elashry S (2020) Apical Extrusion of Debris after Canal Shaping with Three Single-File Systems. *Nigerian Journal of Clinical Practice* 23 (1): 79–83.
- Elizabeth M S (2005) Hand Instrumentation in Root Canal Preparation. *Endodontic Topics* 10 (1): 163–167.
- Elnaghy A, Elsaka S (2018) Cyclic Fatigue Resistance of XP-Endo Shaper Compared with Different Nickel-Titanium Alloy Instruments. *Clinical Oral Investigations* 22 (3): 1433–1437.
- Elnaghy AM, Elsaka SE (2017) Effect of Sodium Hypochlorite and Saline on Cyclic Fatigue Resistance of WaveOne Gold and Reciproc Reciprocating Instruments. *International Endodontic Journal* 50 (10): 991–998.

- Elnaghy AM, Elsaka SE, Elshazli AH (2020) Dynamic Cyclic and Torsional Fatigue Resistance of TruNatomy Compared with Different Nickel–Titanium Rotary Instruments. *Australian Endodontic Journal* 46 (2): 226–233.
- Elnaghy, A. M., & Elsaka, S. E. (2016). Mechanical properties of ProTaper Gold nickel-titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 49(11), 1073-1078.
- Erik, C. E., & Özyürek, T. (2019). 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*, 107(2), 190-195.
- Ersoy, I., Kol, E., Demirhan Uygun, A., Tanriver, M., & Seckin, F. (2016). Comparison of cyclic fatigue resistance between different NiTi instruments with 4% taper. *Microscopy research and technique*, 79(5), 345-348.
- Ertugrul IF (2019) Effect of Sodium Hypochlorite on the Cyclic Fatigue Resistance: A Scanning Electron Microscopy Evaluation. *Microscopy Research and Technique* 82 (12): 2089–2094.
- Ertugrul IF, Orhan EO (2019) Cyclic Fatigue and Energy-Dispersive X-Ray Spectroscopy Examination of the Novel ROTATE Instrument. *Microscopy Research and Technique* 82 (12): 2042–2048.
- Ferreira F, Adeodato C, Barbosa I, Aboud L, Scelza P, Scelza MZ (2017) Movement Kinematics and Cyclic Fatigue of NiTi Rotary Instruments: A Systematic Review. *International Endodontic Journal* 50 (2): 143-152.
- Fife D, Gambarini G, Britto LR (2004) Cyclic Fatigue Testing of ProTaper NiTi Rotary Instruments after Clinical Use. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics* 97 (2): 251–256.
- Fishelberg G, Pawluk JW (2004) Nickel-Titanium Rotary-File Canal Preparation and Intracanal File Separation. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)* 25(1): 17-18.
- Gambarini G (2000) Rationale for the Use of Low-Torque Endodontic Motors in Root Canal Instrumentation. *Dental Traumatology* 16 (3): 95–100.
- Gambarini G, Grande NM, Plotino G, Somma F, Garala M, De Luca M, Testarelli L (2008) Fatigue Resistance of Engine-Driven Rotary Nickel-Titanium Instruments Produced by New Manufacturing Methods. *Journal of Endodontics* 34 (8): 1003–1005.
- Gambarini G, Plotino G, Sannino GP, Grande NM, Giansiracusa A, Piasecki L, Neto UXS, Al-Sudani D, Testarelli L (2015) Cyclic Fatigue of Instruments for Endodontic Glide Path. *Odontology* 103 (1): 56–60.
- Gambarini, G., Miccoli, G., Seracchiani, M., Morese, A., Piasecki, L., Gaimari, G., ... & Testarelli, L. (2018). Fatigue resistance of new and used nickel-titanium rotary instruments: a comparative study. *La Clinica Terapeutica*, 169(3), e96-e101.
- Gambarini, G., Plotino, G., Piasecki, L., Al-Sudani, D., Testarelli, L., & Sannino, G. (2015). Deformations and cyclic fatigue resistance of nickel-titanium instruments inside a sequence. *Annali di stomatologia*, 6(1), 6.

- Gambarra-Soares T, Lopes HP, Oliveira JCM, Souza LC, Vieira VTL, Elias CN (2013) Dynamic or Static Cyclic Fatigue Tests: Which Best Determines the Lifespan of Endodontic Files?" *ENDO Endod. Pract. Today*, 7: 101-104.
- Gambill, J. M., Alder, M., & Carlos, E. (1996). Comparison of nickel-titanium and stainless steel hand-file instrumentation using computed tomography. *Journal of endodontics*, 22(7), 369-375.
- Gao Y, Gutmann JL, Wilkinson K, Maxwell R, Ammon D (2012) Evaluation of the Impact of Raw Materials on the Fatigue and Mechanical Properties of Profile Vortex Rotary Instruments. *Journal of Endodontics* 38 (3): 398–401.
- Gao Y, Shotton V, Wilkinson K, Phillips G, Johnson WB (2010) Effects of Raw Material and Rotational Speed on the Cyclic Fatigue of Profile Vortex Rotary Instruments. *Journal of Endodontics* 36 (7): 1205–1209.
- Gavini G, Dos Santos M, Caldeira CL, Machado MEL, Freire LG, Iglecias EF, Peters OA, Candeiro GTM (2018) Nickel-Titanium Instruments in Endodontics: A Concise Review of the State of the Art. *Brazilian Oral Research* 32.
- Gavini G, Pessoa OF, Barletta FB, Vasconcellos MAZ, Caldeira CL (2010) Cyclic Fatigue Resistance of Rotary Nickel-Titanium Instruments Submitted to Nitrogen Ion Implantation. *Journal of Endodontics* 36 (7): 1183–1186.
- George GK, Sanjeev K, Sekar M (2011) An in Vitro Evaluation of the Effect of Deep Dry Cryotreatment on the Cutting Efficiency of Three Rotary Nickel Titanium Instruments. *Journal of Conservative Dentistry* 14 (2): 169–172.
- Glosson CR, Haller RH, Dove SB, Del Rio CE (1995) A Comparison of Root Canal Preparations Using Ni-Ti Hand, Ni-Ti Engine-Driven, and K-Flex Endodontic Instruments." *Journal of Endodontics* 21 (3): 146–151.
- Gomes, M. S., Vieira, R. M., Böttcher, D. E., Plotino, G., Celeste, R. K., & Rossi-Fedele, G. (2021). Clinical fracture incidence of rotary and reciprocating NiTi files: A systematic review and meta-regression. *Australian Endodontic Journal*.
- Goo, H. J., Kwak, S. W., Ha, J. H., Pedullà, E., & Kim, H. C. (2017). Mechanical properties of various heat-treated nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*, 43(11), 1872-1877.
- Grande NM, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino VA, Somma F (2006) Cyclic Fatigue Resistance and Three-Dimensional Analysis of Instruments from Two Nickel-Titanium Rotary Systems. *International Endodontic Journal* 39 (10): 755–63.
- Grande NM, Plotino G, Silla E, Pedullà E, DeDeus G, Gambarini G, Somma F (2017) Environmental Temperature Drastically Affects Flexural Fatigue Resistance of Nickel-Titanium Rotary Files. *Journal of Endodontics* 43 (7): 1157–1160.
- Gutmann JL, Gao Y (2012) Alteration in the Inherent Metallic and Surface Properties of Nickel-Titanium Root Canal Instruments to Enhance Performance, Durability and Safety: A Focused Review. *International Endodontic Journal* 45 (2), 113-128.

- Gündoğar M, Ozyurek T, Yilmaz K, Uslu G (2019) Cyclic Fatigue Resistance of HyFlex EDM, Reciproc Blue, WaveOne Gold, and Twisted File Adaptive Rotary Files under Different Temperatures and Ambient Conditions. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects* 13 (3): 166–171.
- Gündoğar, M., & Özyürek, T. (2017). Cyclic fatigue resistance of OneShape, HyFlex EDM, WaveOne Gold, and Reciproc Blue nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics*, 43(7), 1192-1196.
- Ha JH, Kwak SW, Versluis A, Kim HC (2020) Buckling Resistance of Various Nickel-Titanium Glide Path Preparation Instruments in Dynamic or Static Mode. *Journal of Endodontics* 46 (8): 1125–1129.
- Haapasalo M, Shen Y (2013) Evolution of Nickel-Titanium Instruments: From Past to Future. *Endodontic Topics* 29 (1): 3–17.
- Haikel Y, Gasser P, Allemann C (1991) Dynamic Fracture of Hybrid Endodontic Hand Instruments Compared with Traditional Files. *Journal of Endodontics* 17 (5): 217–220.
- Haikel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C (1999) Dynamic and Cyclic Fatigue of Engine-Driven Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments. *Journal of Endodontics* 25 (6): 434–440.
- Haikel Y, Serfaty R, Wilson P, Speisser JM, Allemann C (1998) Cutting Efficiency of Nickel-Titanium Endodontic Instruments and the Effect of Sodium Hypochlorite Treatment. *Journal of Endodontics* 24 (11): 736–739.
- Hanawa T, Hiromoto S, Asami K, Okuno O, Asaoka K (2002) Surface Oxide Films on Titanium Alloys Regenerated in Hank's Solution. *Materials Transactions* 43 (12): 3000–3004.
- Hankins PJ, Eldeeb ME (1996) An Evaluation of the Canal Master, Balanced-Force, and Step-Back Techniques. *Journal of Endodontics* 22 (3): 123–130.
- Hashem, A. A. R., Ghoneim, A. G., Lutfy, R. A., Foda, M. Y., & Omar, G. A. F. (2012). Geometric analysis of root canals prepared by four rotary NiTi shaping systems. *Journal of endodontics*, 38(7), 996-1000.
- Herold KS, Johnson BR, Wenckus CS (2007) A Scanning Electron Microscopy Evaluation of Microfractures, Deformation and Separation in EndoSequence and Profile Nickel-Titanium Rotary Files Using an Extracted Molar Tooth Model. *Journal of Endodontics* 33 (6): 712–714.
- Hieawy, A., Haapasalo, M., Zhou, H., Wang, Z. J., & Shen, Y. (2015). Phase transformation behavior and resistance to bending and cyclic fatigue of ProTaper Gold and ProTaper Universal instruments. *Journal of endodontics*, 41(7), 1134-1138.
- Higuera, O., Plotino, G., Tocci, L., Carrillo, G., Gambarini, G., & Jaramillo, D. E. (2015). Cyclic fatigue resistance of 3 different nickel-titanium reciprocating instruments in artificial canals. *Journal of endodontics*, 41(6), 913-915.

- Hilfer PB, Bergeron BE, Mayerchak MJ, Roberts HW, Jeanson BG (2011) Multiple Autoclave Cycle Effects on Cyclic Fatigue of Nickel-Titanium Rotary Files Produced by New Manufacturing Methods. *Journal of Endodontics* 37 (1): 72–74.
- Hou, X. M., Yahata, Y., Hayashi, Y., Ebihara, A., Hanawa, T., & Suda, H. (2011). Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel–titanium endodontic instruments. *International endodontic journal*, 44(3), 253-258.
- Hsu Y, Kim S (2000) The ProFile System. *Dental Clinics* 48 (1), 69-85.
- Huang JY, Zhu YT, Liao XZ, Beyerlein IJ, Bourke MA, Mitchell TE (2003) Microstructure of Cryogenic Treated M2 Tool Steel. *Materials Science and Engineering A* 339 (1–2): 241–244.
- Huang X, Shen Y, Wei X, Haapasalo M (2017) Fatigue Resistance of Nickel-Titanium Instruments Exposed to High-Concentration Hypochlorite. *Journal of Endodontics* 43 (11): 1847–1851.
- Huang, Z, Quan J, Liu J, Zhang W, Zhang X, Hu X (2019) A Microcomputed Tomography Evaluation of the Shaping Ability of Three Thermally-Treated Nickel-Titanium Rotary File Systems in Curved Canals. *Journal of International Medical Research* 47 (1): 325–334.
- Hulsmann M (1996) Zur Geschichte der Wurzelkanalaufbereitung. 5: 97-112.
- Hulsmann M, Donnermeyer D, Schäfer E (2019) A Critical Appraisal of Studies on Cyclic Fatigue Resistance of Engine-Driven Endodontic Instruments. *International Endodontic Journal* 52 (10): 1427–1445.
- Hulsmann M, Peters OA, Dummer PMH (2005) Mechanical Preparation of Root Canals: Shaping Goals, Techniques and Means. *Endodontic Topics* 10 (1): 30–76.
- Iacono, F., Pirani, C., Generali, L., Bolelli, G., Sassatelli, P., Lusvarghi, L., ... & Prati, C. (2017). Structural analysis of HyFlex EDM instruments. *International endodontic journal*, 50(3), 303-313.
- Inan U, Gonulol N (2009) Deformation and Fracture of Mtwo Rotary Nickel-Titanium Instruments After Clinical Use. *Journal of Endodontics* 35 (10): 1396–1399.
- Ingle JI (1961) A Standardized Endodontic Technique Utilizing Newly Designed Instruments and Filling Materials. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 14 (1): 83–91.
- Iqbal MK, Kohli MR, Kim JS (2006) A Retrospective Clinical Study of Incidence of Root Canal Instrument Separation in an Endodontics Graduate Program: A PennEndo Database Study. *Journal of Endodontics* 32 (11): 1048–1052.
- ISO 3630-1 (2008). Dentistry–Root canal instruments–Part 1: General requirements and test methods.
- Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K (2008) Comparison between a Novel Nickel-Titanium Alloy and 508 Nitinol on the Cyclic Fatigue Life of ProFile 25/.04 Rotary Instruments. *Journal of Endodontics* 34 (11): 1406–1409.

- Jonker C, Van der Vyver PJ (2013) Factors Influencing the Life Span of Modern Root Canal Instruments--a Literature Review. *South African Dental Journal* 68 (1), 14-23.
- Kamali, S. G., & Turkaydin, D. (2021). Cyclic fatigue resistance and shaping ability of heat-treated nickel-titanium instruments after repeated use. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 24(2), 247.
- Kaval ME, Çapar ID, Ertas H (2016) Evaluation of the Cyclic Fatigue and Torsional Resistance of Novel Nickel-Titanium Rotary Files with Various Alloy Properties. *Journal of Endodontics* 42 (12): 1840–1843.
- Kaya BU, Keçeci AD, Gültaş HE (2013) Experimental Evaluation of Cyclic Fatigue Resistance of Four Different Nickel-Titanium Instruments after Immersion in Sodium Hypochlorite and/or Sterilization. *Journal of Applied Oral Science* 21 (6): 505–510.
- Keçeci A, Işıdan T (2009) Nikel titan döner aletlerin kırılmaya karşı dayanıklılıkları. *Roots* 4 (09): 30-39
- Keleş A, Ozyurek EU, Uyanık MO, Nagas E (2019) Effect of Temperature of Sodium Hypochlorite on Cyclic Fatigue Resistance of Heat-Treated Reciprocating Files. *Journal of Endodontics* 45 (2): 205–208.
- Keleş, A. H. M. E. T., Eymirli, A. Y. H. A. N., Uyanık, O., & Nagas, E. (2019). Influence of static and dynamic cyclic fatigue tests on the lifespan of four reciprocating systems at different temperatures. *International endodontic journal*, 52(6), 880-886.
- Keskin C, Inan U, Guler DH, Kalyoncuoğlu E (2018) Cyclic Fatigue Resistance of XP-Endo Shaper, K3XF, and ProTaper Gold Nickel-Titanium Instruments. *Journal of Endodontics* 44 (7): 1164–1167.
- Kim HC, Kwak SW, Cheung GSP, Ko DH, Chung SM, Lee W (2012) Cyclic Fatigue and Torsional Resistance of Two New Nickel-Titanium Instruments Used in Reciprocation Motion: Reciproc Versus WaveOne. *Journal of Endodontics* 38 (4): 541–544.
- Kim HC, Yum J, Hur B, Cheung GSP (2010) Cyclic Fatigue and Fracture Characteristics of Ground and Twisted Nickel-Titanium Rotary Files. *Journal of Endodontics* 36 (1): 147–152.
- Kim W, Oh S, Ryu GJ, Kim TH, Kim SJ, Kim DH, Lee BN, Kum KY, Chang SW, Jang JH. (2020) Effect of Autoclave Sterilization on Cyclic Fatigue and Torsional Fracture Resistance of NiTi Rotary Instruments. *Odontology* 108 (2): 194–201.
- Kirici DO, Karatas E, Uygun AD, Yildiz ED, Colak KM, Arslan H (2019) Comparison of the Cyclic Fatigue Resistance of ProGlider, PathGlider and One G Path-Finding Instruments. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects* 13 (1): 57–60.
- Klymus, M. E., Alcalde, M. P., Vivan, R. R., Só, M. V. R., de Vasconcelos, B. C., & Duarte, M. A. H. (2019). Effect of temperature on the cyclic fatigue resistance of thermally treated reciprocating instruments. *Clinical oral investigations*, 23(7), 3047-3052.

- Kosti, E., Zinelis, S., Molyvdas, I., & Lambrianidis, T. (2011). Effect of root canal curvature on the failure incidence of ProFile rotary Ni-Ti endodontic instruments. *International endodontic journal*, 44(10), 917-925.
- Krupp JD, Brantley WA, Gerstein H (1984) An Investigation of the Torsional and Bending Properties of Seven Brands of Endodontic Files. *Journal of Endodontics* 10 (8): 372–380.
- Kuhn G, Jordan L (2002) Fatigue and Mechanical Properties of Nickel-Titanium Endodontic Instruments. *Journal of Endodontics* 28 (10): 716–720.
- Kumar, B. S., Pattanshetty, S., Prasad, M., Soni, S., Pattanshetty, K. S., & Prasad, S. (2013). An in-vitro Evaluation of canal transportation and centering ability of two rotary Nickel Titanium systems (Twisted Files and Hyflex files) with conventional stainless Steel hand K-flexofiles by using Spiral Computed Tomography. *Journal of international oral health: JIOH*, 5(5), 108.
- Lal, D. M., Renganarayanan, S., & Kalanidhi, A. (2001). Cryogenic treatment to augment wear resistance of tool and die steels. *Cryogenics*, 41(3), 149-155.
- Lambrianidis T (2018) Introduction: Prevalence of Fractured Instruments. In *Management of Fractured Endodontic Instruments* 1–29. Springer International Publishing.
- Larsen C, Watanabe MI, Glickman GN, He J (2009) Cyclic Fatigue Analysis of a New Generation of Nickel Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics* 35 (3): 401–403.
- Lee SW, Park YG (2015) Cyclic Fatigue Resistance of ProTaper Next Nickel-Titanium Rotary Files. *International Endodontic Journal* 48 (11): 1100.
- Lee, J. H., Park, J. B., Andreasen, G. F., & Lakes, R. S. (1988). Thermomechanical study of Ni-Ti alloys. *Journal of biomedical materials research*, 22(6), 573-588.
- LIN, M., LIU, J., LI, U., LIN, C., TSAI, W., & AI, C. Thermal Nitriding Treatment Increases the Corrosion Resistance of Ni-Ti File.
- Li UM, Chiang YC, Chang WH, Lu CM, Chen YC, Lai TM, Lin CP (2006) Study of the Effects of Thermal Nitriding Surface Modification of Nickel Titanium Rotary Instruments on the Wear Resistance and Cutting Efficiency. *Journal of Dental Sciences* 1 (2): 53–58.
- Li UM, Lee BS, Shih CT, Lan WH, Lin CP (2002) Cyclic Fatigue of Endodontic Nickel Titanium Rotary Instruments: Static and Dynamic Tests. *Journal of Endodontics* 28 (6): 448–451.
- Linsuwanont P, Parashos P, Messer HH (2004) Cleaning of Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments. *International Endodontic Journal* 37 (1): 19–28.
- Liu X, Chu PK, Ding C (2004) Surface Modification of Titanium, Titanium Alloys, and Related Materials for Biomedical Applications. *Materials Science and Engineering R: Reports* 47 (3-4), 49-121.
- Lopes HP, Ferreira AAP, Elias CN, Moreira EJJ, De Oliveira JCM, Siqueira JF (2009) Influence of Rotational Speed on the Cyclic Fatigue of Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments. *Journal of Endodontics* 35 (7): 1013–1016.

- Lopes HP, Moreira EJJ, Elias CN, De Almeida RA, Neves MS (2007) Cyclic Fatigue of Protaper Instruments. *Journal of Endodontics* 33 (1): 55–57.
- Lopes, H. P., Elias, C. N., Vieira, V. T., Moreira, E. J., Marques, R. V., de Oliveira, J. C. M., ... & Siqueira Jr, J. F. (2010). Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of BioRace nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*, 36(10), 1653-1657.
- Low D, Ho AWL, Cheung GSP, Darvell BW (2006) Mathematical Modeling of Flexural Behavior of Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments. *Journal of Endodontics* 32 (6): 545–548.
- Luebke NH, Brantley WA (1991) Torsional and Metallurgical Properties of Rotary Endodontic Instruments. II. Stainless Steel Gates Glidden Drills.” *Journal of Endodontics* 17 (7): 319–323.
- Marceliano-Alves, M. F. V., Sousa-Neto, M. D., Fidel, S. R., Steier, L., Robinson, J. P., Pécora, J. D., & Versiani, M. A. (2015). Shaping ability of single-file reciprocating and heat-treated multifile rotary systems: a micro-CT study. *International Endodontic Journal*, 48(12), 1129-1136.
- Marendering, M., Zehnder, M., & Paqué, F. (2014). On the functional taper of root canals in maxillary molars: R5. *International Endodontic Journal*, 47(1), 51-52.
- Martín B, Zelada G, Varela P, Bahillo JG, Magán F, Ahn S, Rodríguez C (2003). “Factors Influencing the Fracture of Nickel-Titanium Rotary Instruments.” *International Endodontic Journal* 36 (4): 262–266.
- Mathew, P. A., Nair, R. S., Angelo, J. M. C., Mathai, V., Vineet, R. V., & Christopher, S. R. (2019). A comparative evaluation of cyclic fatigue resistance of FlexiCON (Edge Endo) files in rotary versus reciprocating motion at various curvatures—An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*, 22(6), 554.
- Mayo CV, Montgomery S, Del Rio C (1986) A Computerized Method for Evaluating Root Canal Morphology.” *Journal of Endodontics* 12 (1): 2–7.
- Mcclanahan S (2014) Endodontic Rotary Nickel-Titanium Instrument Systems.
- McCormick, P. G., & Liu, Y. (1994). Thermodynamic analysis of the martensitic transformation in NiTi—II. Effect of transformation cycling. *Acta Metallurgica et Materialia*, 42(7), 2407-2413.
- Mcguigan MBCL, Duncan HF (2013) The Impact of Fractured Endodontic Instruments on Treatment Outcome. *British Dental Journal* 214 (6): 285–289.
- McSpadden, J. T. (2007). Mastering endodontic instrumentation. *Chattanooga, TN: Cloudland Institute*, 51-2.
- Melo MCC, Pereira ESJ, Viana ACD, Fonseca AMA, Buono VTL, Bahia MGA (2008) Dimensional Characterization and Mechanical Behaviour of K3 Rotary Instruments. *International Endodontic Journal* 41 (4): 329–338.
- Mesgouez C, Rilliard F, Matossian L, Nassiri K, Mandel E (2003) Influence of Operator Experience on Canal Preparation Time When Using the Rotary Ni-Ti ProFile System in Simulated Curved Canals. *International Endodontic Journal* 36 (3), 161-165.

- Metzger, Z., Teperovich, E., Zary, R., Cohen, R., & Hof, R. (2010). The self-adjusting file (SAF). Part 1: respecting the root canal anatomy—a new concept of endodontic files and its implementation. *Journal of Endodontics*, 36(4), 679-690.
- Miccoli, G., Seracchiani, M., Del Giudice, A., Mazzoni, A., D'Angelo, M., Bhandi, S., ... & Testarelli, L. (2020). Fatigue resistance of two Nickel-Titanium rotary instruments before and after ex vivo root canal treatment. *J Contemp Dental Pract*, 21(7), 728-732.
- Miyai, K., Ebihara, A., Hayashi, Y., Doi, H., Suda, H., & Yoneyama, T. (2006). Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of nickel–titanium rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, 39(2), 119-126.
- Mize, S. B., Clement, D. J., Pruett, J. P., & Carnes Jr, D. L. (1998). Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 24(12), 843-847.
- Molinari A, Pellizzari M, Gialanella S, Straffelini G, Stiasny KH (2001) Effect of Deep Cryogenic Treatment on the Mechanical Properties of Tool Steels. In *Journal of Materials Processing Technology* 118: 350–355.
- Montalvão D, Alcada FS (2011) Numeric Comparison of the Static Mechanical Behavior between ProFile GT and ProFile GT Series X Rotary Nickel-Titanium Files. *Journal of Endodontics* 37 (8): 1158–1161.
- Moore, K., & Collins, D. N. (1993). Cryogenic treatment of three heat-treated tool steels. In *Key Engineering Materials* (Vol. 86, pp. 47-54). Trans Tech Publications Ltd.
- Morgental RD, Vier-Pelisser FV, Kopper PMP, De Figueiredo JAP, Peters OA (2013) Cutting Efficiency of Conventional and Martensitic Nickel-Titanium Instruments for Coronal Flaring. *Journal of Endodontics* 39 (12): 1634–1638.
- Ninan, E., & Berzins, D. W. (2013). Torsion and bending properties of shape memory and superelastic nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*, 39(1), 101-104.
- Oh, S., Kum, K. Y., Kim, H. J., Moon, S. Y., Kim, H. C., Chaniotis, A., ... & Chang, S. W. (2020). Bending resistance and cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold, Reciproc Blue, and HyFlex EDM instruments. *Journal of Dental Sciences*, 15(4), 472-478.
- Olçay, K., Eyüboğlu, T. F., & Erkan, E. (2019). Cyclic fatigue resistance of waveone gold, protaper next and 2shape nickel titanium rotary instruments using a reliable method for measuring temperature.
- Oshida, Y., Sachdeva, R. C., & Miyazaku, S. (1992). Microanalytical characterization and surface modification of TiNi orthodontic archwires. *Bio-medical materials and engineering*, 2(2), 51-69.
- Otsuka K, Ren X (2005) Physical Metallurgy of Ti-Ni-Based Shape Memory Alloys. *Progress in Materials Science* 50 (5): 511-678.

- Ounsi HF, Salameh Z, Al-Shalan T, Ferrari M, Grandini S, Pashley DH, Tay FR (2007) Effect of Clinical Use on the Cyclic Fatigue Resistance of ProTaper Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics* 33 (6): 737–741.
- Ölander, A. (1932). An electrochemical investigation of solid cadmium-gold alloys. *Journal of the American Chemical Society*, 54(10), 3819-3833.
- Özyürek T, Gundogar M, Uslu G, Yilmaz K, Staffoli S, Nm G, Plotino G, Polimeni A (2018) Cyclic Fatigue Resistances of Hyflex EDM, WaveOne Gold, Reciproc Blue and 2shape NiTi Rotary Files in Different Artificial Canals. *Odontology* 106 (4): 408–413.
- Özyürek T, Yilmaz K, Uslu G (2017) Shaping Ability of Reciproc, WaveOne GOLD, and HyFlex EDM Single-File Systems in Simulated S-Shaped Canals. *Journal of Endodontics* 43 (5): 805–809.
- Özyürek, T., Uslu, G., Yılmaz, K., & Gündoğar, M. (2018). Effect of glide path creating on cyclic fatigue resistance of Reciproc and Reciproc Blue nickel-titanium files: a laboratory study. *Journal of endodontics*, 44(6), 1033-1037.
- Pahlevani M, Ebrahimi M, Radmehr S, Amini F, Bahraminasab M, Yazdani M (2015) Effectiveness of Stress Management Training on the Psychological Well-Being of the Nurses. *Journal of Medicine and Life* Vol. 8. (Spec Iss 4): 313.
- Parashos P, Gordon I, Messer HH (2004) Factors Influencing Defects of Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments after Clinical Use. *Journal of Endodontics* 30 (10): 722–725
- Parashos P, Messer HH (2006) Rotary NiTi Instrument Fracture and Its Consequences. *Journal of Endodontics* 32 (11): 1031–1043.
- Patnana, A. K., Chugh, A., Chugh, V. K., & Kumar, P. (2020). The incidence of nickel-titanium endodontic hand file fractures: A 7-year retrospective study in a tertiary care hospital. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*, 23(1), 21.
- Pedullà E, Grande NM, Plotino G, Gambarini G, and Rapisarda E (2013) Influence of Continuous or Reciprocating Motion on Cyclic Fatigue Resistance of 4 Different Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics* 39 (2): 258–261.
- Pedullà E, La Rosa GRM, Virgillito C, Rapisarda E, Kim HC, Generali L (2020) Cyclic Fatigue Resistance of Nickel-Titanium Rotary Instruments According to the Angle of File Access and Radius of Root Canal. *Journal of Endodontics* 46 (3): 431–436.
- Pedullà E, Lizio A, Scibilia M, Grande NM, Plotino G, Boninelli S, Rapisarda E, Giudice GL (2017) Cyclic Fatigue Resistance of Two Nickel–Titanium Rotary Instruments in Interrupted Rotation. *International Endodontic Journal* 50 (2): 194–201.
- Pedullà E, Savio FL, Boninelli S, Plotino G, Grande NM, Rapisarda E, La Rosa G (2015) Influence of Cyclic Torsional Preloading on Cyclic Fatigue Resistance of Nickel - Titanium Instruments. *International Endodontic Journal* 48 (11): 1043–1050.

- Pedullà, E., Grande, N. M., Plotino, G., Palermo, F., Gambarini, G., & Rapisarda, E. (2013). Cyclic fatigue resistance of two reciprocating nickel–titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite. *International endodontic journal*, 46(2), 155-159.
- Pedullà, E., Plotino, G., Grande, N. M., Pappalardo, A., & Rapisarda, E. (2012). Cyclic fatigue resistance of four nickel-titanium rotary instruments: a comparative study. *Annali di stomatologia*, 3(2), 59.
- Peng B, Shen Y, Cheung GSP, Xia TJ (2005) Defects in ProTaper S1 Instruments after Clinical Use: Longitudinal Examination. *International Endodontic Journal* 38 (8): 550–557.
- Pereira ESJ, Gomes RO, Leroy AMF, Singh R, Peters OA, Bahia MGA, Buono VTL (2013) Mechanical Behavior of M-Wire and Conventional NiTi Wire Used to Manufacture Rotary Endodontic Instruments. *Dental Materials* 29 (12): 318–324.
- Pereira ESJ, Peixoto IFC, Viana ACD, Oliveira II, Gonzalez BM, Buono VTL, Bahia MGA (2012) Physical and Mechanical Properties of a Thermomechanically Treated NiTi Wire Used in the Manufacture of Rotary Endodontic Instruments. *International Endodontic Journal* 45 (5): 469–474.
- Pereira ESJ, Viana ACD, Buono VTL, Peters OA, Bahia MGA (2015) Behavior of Nickel-Titanium Instruments Manufactured with Different Thermal Treatments. *Journal of Endodontics* 41 (1): 67–71.
- Pérez-Higueras, J. J., Arias, A., & José, C. (2013). Cyclic fatigue resistance of K3, K3XF, and twisted file nickel-titanium files under continuous rotation or reciprocating motion. *Journal of endodontics*, 39(12), 1585-1588.
- Pessoa, O. F., Silva, J. M. D., & Gavini, G. (2013). Cyclic fatigue resistance of rotary NiTi instruments after simulated clinical use in curved root canals. *Brazilian dental journal*, 24, 117-120.
- Peters OA (2004) Current Challenges and Concepts in the Preparation of Root Canal Systems: A Review. *Journal of Endodontics* 30 (8): 559-567.
- Peters OA, Bahia MGA, Pereira ESJ (2017) Contemporary Root Canal Preparation: Innovations in Biomechanics. *Dental Clinics* 61 (1), 37-58.
- Peters OA, Boessler C, Paqué F (2010) Root Canal Preparation with a Novel Nickel-Titanium Instrument Evaluated with Micro-Computed Tomography: Canal Surface Preparation over Time. *Journal of Endodontics* 36 (6): 1068–1072.
- Peters OA, Gluskin AK, Weiss RA, Han JT (2012) An *in Vitro* Assessment of the Physical Properties of Novel Hyflex Nickel-Titanium Rotary Instruments. *International Endodontic Journal* 45 (11): 1027–1034.
- Peters OA, Peters CI, Scho K, Barbakow F (2003) ProTaper Rotary Root Canal Preparation: Assessment of Torque and Force in Relation to Canal Anatomy. *International Endodontic Journal* 36 (2): 93-99.
- Peters, OA (2008) Accessing Root Canal Systems: Knowledge Base and Clinical Techniques. *Endodontic Practice Today* 2 (2).

- Peters, OA, Schönenberger, K., & Laib, A. (2001). Effects of four Ni–Ti preparation techniques on root canal geometry assessed by micro computed tomography. *International endodontic journal*, 34(3), 221-230.
- Pinheiro SR, Alcalde MP, Vivacqua-Gomes N, Bramante CM, Vivan RR, Duarte MAH, Vasconcelos BC (2018) Evaluation of Apical Transportation and Centring Ability of Five Thermally Treated NiTi Rotary Systems. *International Endodontic Journal* 51 (6): 705–713.
- Pirani C, Iacono F, Generali L, Sassatelli P, Nucci C, Lusvarghi L, Gandolfi MG, Prati C (2016) HyFlex EDM: Superficial Features, Metallurgical Analysis and Fatigue Resistance of Innovative Electro Discharge Machined NiTi Rotary Instruments. *International Endodontic Journal* 49 (5): 483–493.
- Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G (2009) A Review of Cyclic Fatigue Testing of Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics* 35 (11), 1469-1476.
- Plotino G, Grande NM, Cotti E, Testarelli L, Gambarini G (2014) Blue Treatment Enhances Cyclic Fatigue Resistance of Vortex Nickel-Titanium Rotary Files. *Journal of Endodontics* 40 (9): 1451–1453.
- Plotino G, Grande NM, Mazza C, Petrovic R, Testarelli L, Gambarini G (2010) Influence of Size and Taper of Artificial Canals on the Trajectory of NiTi Rotary Instruments in Cyclic Fatigue Studies. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology* 109 (1): 60–66.
- Plotino G, Grande NM, Sorci E, Malagnino VA, Somma F (2006) A Comparison of Cyclic Fatigue between Used and New Mtwo Ni–Ti Rotary Instruments. *International Endodontic Journal* 39 (9): 716–723.
- Plotino G, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G, Castagnola R, Rossetti A, Ozyurek T, Cordaro M, Fortunato L (2018) Cyclic Fatigue of Reciproc and Reciproc Blue Nickel-Titanium Reciprocating Files at Different Environmental Temperatures. *Journal of Endodontics* 44 (10): 1549–1552.
- Plotino, G., Ahmed, H. M. A., Grande, N. M., Cohen, S., & Bukiet, F. (2015). Current assessment of reciprocation in endodontic preparation: a comprehensive review—part II: properties and effectiveness. *Journal of endodontics*, 41(12), 1939-1950.
- Plotino, G., Grande, N. M., Bellido, M. M., Testarelli, L., & Gambarini, G. (2017). Influence of temperature on cyclic fatigue resistance of ProTaper Gold and ProTaper Universal rotary files. *Journal of endodontics*, 43(2), 200-202.
- Pongione, G., Pompa, G., Milana, V., Di Carlo, S., Giansiracusa, A., Nicolini, E., & De Angelis, F. (2012). Flexibility and resistance to cyclic fatigue of endodontic instruments made with different nickel-titanium alloys: a comparative test. *Annali di stomatologia*, 3(3-4), 119.
- Praisarnti C, Chang JWW, Cheung GSP (2010) Electropolishing Enhances the Resistance of Nickel-Titanium Rotary Files to Corrosion-Fatigue Failure in Hypochlorite. *Journal of Endodontics* 36 (8): 1354–1357.

- Pruett JP, Clement DJ, Carnes Jr DL (1997) Cyclic Fatigue Testing of Nickel-Titanium Endodontic Instruments. *Journal of Endodontics* 23 (2): 77–85.
- Rapisarda E (2001) Defects in GT Rotary Instruments after Use: An SEM Study. *Journal of Endodontics* 27 (12): 782–785.
- Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR, Condorelli GG (1999) Effect of Sterilization on the Cutting Efficiency of Rotary Nickel-Titanium Endodontic Files. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics* 88 (3): 343–347.
- Ray JJ, Kirkpatrick TC, Rutledge RE (2007) Cyclic Fatigue of EndoSequence and K3 Rotary Files in a Dynamic Model. *Journal of Endodontics* 33 (12): 1469–1472.
- Reddy, P. J., Kumar, V. S., Aravind, K., & Kumar, H. T. (2014). Canal shaping with one shape file and twisted files: a comparative study. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*, 8(12), ZF01.
- Rejula F, Christalin R, Ahmed W, Dinakaran S, Gopinathan AS, Babu A (2017) Measure and Compare the Degree of Root Canal Transportation and Canal-Centering Ability of Twisted, ProTaper, and Conventional Stainless Steel K Files Using Spiral Computed Tomography: An in Vitro Study. *The Journal of Contemporary Dental Practice* 18 (6): 463–469.
- Roda RS (2006) Nonsurgical Retreatment. *Pathways of the Pulp*: 944–1010.
- Rodrigues RCV, Lopes HP, Elias CN, Amaral G, Vieira VTL, De Martin AS (2011) Influence of Different Manufacturing Methods on the Cyclic Fatigue of Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments. *Journal of Endodontics* 37 (11): 1553–1557.
- Roland DD, Andelin WE, Browning DF, Hsu GHR, Torabinejad M (2002) The Effect of Preflaring on the Rates of Separation for 0.04 Taper Nickel Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics* 28 (7): 543–545.
- Ruddle, C. J., Machtou, P., & West, J. D. (2013). The shaping movement 5th generation technology. *Dent Today*, 32(4), 94.
- Ruiz JCA, Bosman AM, Steenkamp G (2016) Bacterial Profile of Necrotic Pulps In Cheetah (*Acinonyx Jubatus*) Canine Teeth. *Journal of Zoo and Wildlife Medicine* 47 (1): 98–105.
- Saber, S. E. D. M., Nagy, M. M., & Schäfer, E. (2015). Comparative evaluation of the shaping ability of Wave One, Reciproc and One Shape single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth. *International Endodontic Journal*, 48(1), 109-114.
- Sakaguchi RL, Powers JM (2012). *Craig's Restorative Dental Materials e-Book*. Elsevier Health Sciences.
- Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH (2000) Defects in Rotary Nickel-Titanium Files after Clinical Use. *Journal of Endodontics* 26 (3): 161–165.
- Schafer E (1997) Root Canal Instruments for Manual Use: A Review. *Endodontics and Dental Traumatology* 13 (2): 51–64.

- Schäfer, E. (2002). Effect of sterilization on the cutting efficiency of PVD-coated nickel-titanium endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, 35(10), 867-872.
- Schellhammer, F., Berlis, A., Bloss, H., Pagenstecher, A., & Schumacher, M. (1997). Poly-lactic-acid coating for endovascular stents: Preliminary results in canine experimental arteriovenous fistulae. *Investigative radiology*, 32(3), 180-186.
- Schilder H (1974) Cleaning and Shaping the Root Canal. *Dental Clinics of North America* 18 (2): 269–296.
- Schneider SW (1971) A Comparison of Canal Preparations in Straight and Curved Root Canals.” *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 32 (2): 271–275.
- Schrader, C., Ackermann, M., & Barbakow, F. (1999). Step-by-step description of a rotary root canal preparation technique. *International endodontic journal*, 32(4), 312-320.
- Seracchiani M, Miccoli G, Nardo DD, Zanza A, Cantore M, Gambarini G, Testarelli L (2020) Effect of Flexural Stress on Torsional Resistance of NiTi Instruments. *Journal of Endodontics* 47 (3): 472-476.
- Serene, T. P. (1995). Nickel-titanium instruments. *Applications in endodontics*, 52, 60-65.
- Shabalovskaya SA (1996) On the Nature of the Biocompatibility and on Medical Applications of NiTi Shape Memory and Superelastic Alloys. *Bio-Medical Materials and Engineering* 6 (4): 267–289.
- Shabalovskaya, S., Anderegg, J., & Van Humbeeck, J. (2008). Critical overview of Nitinol surfaces and their modifications for medical applications. *Acta biomaterialia*, 4(3), 447-467.
- Shahravan A, Gorjestani H, Izadi A, Mortazavi N (2018) Topographic Features of Five K-File Brands in Iranian Market: A Scanning Electron Microscopic Study. *Iranian Endodontic Journal* 13 (1): 66–70.
- Shen Y, Cheung GSP, Bian Z, Peng B (2006) Comparison of Defects in ProFile and ProTaper Systems after Clinical Use. *Journal of Endodontics* 32 (1): 61–65.
- Shen Y, Coil JM, Zhou H, Zheng Y, Haapasalo M (2013) HyFlex Nickel-Titanium Rotary Instruments after Clinical Use: Metallurgical Properties. *International Endodontic Journal* 46 (8): 720–729.
- Shen Y, Hieawy A, Huang X, Wang ZJ, Maezono H, Haapasalo M (2016) Fatigue Resistance of a 3-Dimensional Conforming Nickel-Titanium Rotary Instrument in Double Curvatures. *Journal of Endodontics* 42 (6): 961–964.
- Shen Y, Huang X, Wang Z, Wei X, Haapasalo M (2018) Low Environmental Temperature Influences the Fatigue Resistance of Nickel-Titanium Files. *Journal of Endodontics* 44 (4): 626–629.
- Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M (2011) Fatigue Testing of Controlled Memory Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics* 37 (7): 997–1001.

- Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Peng B, Haapasalo M (2013) Current Challenges and Concepts of the Thermomechanical Treatment of Nickel-Titanium Instruments. *Journal of Endodontics* 39 (2): 163-172.
- Shenhar A, Gotman I, Radin S, Ducheyne P (2000) Microstructure and Fretting Behavior of Hard TiN-Based Coatings on Surgical Titanium Alloys. *Ceramics International* 26 (7): 709–713.
- Shevchenko N, Pham MT (2004) Studies of Surface Modified NiTi Alloy. In *Applied Surface Science* 235:126–131.
- Shrestha, A., & Kishen, A. (2014). Antibiofilm efficacy of photosensitizer-functionalized bioactive nanoparticles on multispecies biofilm. *Journal of Endodontics*, 40(10), 1604-1610.
- Silva E (2020) Cyclic Fatigue and Torsional Resistance of NiTi Martensite Reciprocating Instruments.” *European Endodontic Journal* 5 (3).
- Silva EJNL, Vieira VTL, Belladonna FG, Zuolo AS, Antunes HS, Cavalcante DM, Elias CN, De-Deus G (2018) Cyclic and Torsional Fatigue Resistance of XP-Endo Shaper and TRUShape Instruments. *Journal of Endodontics* 44 (1): 168–172.
- Silva, E. J. N. L., Attademo, R. S., da Silva, M. C. D., Pinto, K. P., dos Santos Antunes, H., & Vieira, V. T. L. (2021). Does the type of endodontic access influence in the cyclic fatigue resistance of reciprocating instruments? *Clinical Oral Investigations*, 25(6), 3691-3698.
- Siqueira Junior JF, Rôças IDN, Marceliano-Alves MF, Pérez AR, Ricucci D (2018). Unprepared Root Canal Surface Areas: Causes, Clinical Implications, And Therapeutic Strategies. *Brazilian Oral Research* 32 (suppl 1), e65.
- Soares, R. G., Lopes, H. P., Elias, C. N., Viera, M. V., Vieira, V. T., de Paula, C. B., & Alves, F. R. (2017). Comparatie study of the mechanical properties of instruments made of conventional, M-wire, R-phase, and controlled memory nickel-titanium alloys. *ENDO–Endodontic Practice Today*, 11, 271-7.
- Song D, Kang G, Yu C, Kan Q, Zhang C (2019) Torsional Whole-Life Transformation Ratchetting under Pure-Torsional and Non-Proportional Multiaxial Cyclic Loadings of NiTi SMA at Human-Body Temperature: Experimental Observations and Life-Prediction Model. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 94 (June): 267–278.
- Soni, D., Raisingani, D., Mathur, R., Madan, N., & Visnoi, S. (2016). Incidence of apical crack initiation during canal preparation using hand stainless steel (K-File) and hand NiTi (Protaper) files. *International journal of clinical pediatric dentistry*, 9(4), 303.
- SPSS v.22.0.2015. SPSS 22.0 Guide to data analysis. Published by Prentice Hall, Upper Saddle River. New Jersey. USA 637 pp
- Starosvetsky, D., & Gotman, I. (2001). Corrosion behavior of titanium nitride coated Ni–Ti shape memory surgical alloy. *Biomaterials*, 22(13), 1853-1859.
- Steve Senia, E., & Wildey, W. L. (2005). The LightSpeed root canal instrumentation system. *Endodontic Topics*, 10(1), 148-150.

- Svec TA, Powers JM (2002) The Deterioration of Rotary Nickel-Titanium Files under Controlled Conditions. *Journal of Endodontics* 28 (2): 105–107.
- Şerefoğlu, B., Kurt, S. M., Kaval, M. E., Güneri, P., Demirci, G. K., & Çalışkan, M. K. (2020). Cyclic fatigue resistance of multiused reciproc blue instruments during retreatment procedure. *Journal of endodontics*, 46(2), 277-282.
- Tendys, J., Donnelly, I. J., Kenny, M. J., & Pollock, J. T. A. (1988). Plasma immersion ion implantation using plasmas generated by radio frequency techniques. *Applied Physics Letters*, 53(22), 2143-2145.
- Tepel J, Schäfer E, Hoppe W (1997) Properties of Endodontic Hand Instruments Used in Rotary Motion. Part 3. Resistance to Bending and Fracture. *Journal of Endodontics* 23 (3): 141–145.
- Testarelli, L., Plotino, G., Al-Sudani, D., Vincenzi, V., Giansiracusa, A., Grande, N. M., & Gambarini, G. (2011). Bending properties of a new nickel-titanium alloy with a lower percent by weight of nickel. *Journal of endodontics*, 37(9), 1293-1295.
- Thompson SA (2000) An Overview of Nickel-Titanium Alloys Used in Dentistry. *International Endodontic Journal* 33(4), 297-310.
- Thu M, Ebihara A, Maki K, Miki N, Okiji T (2020) Cyclic Fatigue Resistance of Rotary and Reciprocating Nickel-Titanium Instruments Subjected to Static and Dynamic Tests.” *Journal of Endodontics* 46 (11): 1752–1757.
- Tobushi, H., Nakahara, T., Shimeno, Y., & Hashimoto, T. (2000). Low-cycle fatigue of TiNi shape memory alloy and formulation of fatigue life. *J. Eng. Mater. Technol.*, 122(2), 186-191.
- Topçuoğlu HS, Topcuoglu G, Akti A (2016) Comparative Evaluation of Cyclic Fatigue Resistance of D-RaCe and ProTaper Retreatment Instruments in Curved Artificial Canals.” *International Endodontic Journal* 49 (6): 604–609.
- Topçuoğlu HS, Topcuoglu G, Akti A, Duzgun S (2016) In Vitro Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of ProTaper Next, HyFlex CM, OneShape, and ProTaper Universal Instruments in a Canal with a Double Curvature. *Journal of Endodontics* 42 (6): 969–971.
- Topçuoğlu HS, Topcuoglu G, Kafdag O, Balkaya H (2020) Effect of Two Different Temperatures on Resistance to Cyclic Fatigue of One Curve, EdgeFile, HyFlex CM and ProTaper next Files. *Australian Endodontic Journal* 46 (1): 68–72.
- Tripi TR, Bonaccorso A, Condorelli GG (2006) Cyclic Fatigue of Different Nickel-Titanium Endodontic Rotary Instruments.” *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology* 102 (4): 106–114.
- Turpin, Y. L., Chagneau, F., & Vulcain, J. M. (2000). Impact of two theoretical cross-sections on torsional and bending stresses of nickel-titanium root canal instrument models. *Journal of Endodontics*, 26(7), 414-417.
- Ullmann CJ, Peters OA (2005) Effect of Cyclic Fatigue on Static Fracture Loads in ProTaper Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics* 31 (3): 183–186.

- Üreyen Kaya, B., Erik, C. E., & Kiraz, G. (2019). Atomic force microscopy and energy dispersive X-ray spectrophotometry analysis of reciprocating and continuous rotary nickel-titanium instruments following root canal retreatment. *Microscopy research and technique*, 82(7), 1157-1164.
- Vadiraj, A., & Kamaraj, M. (2007). Effect of surface treatments on fretting fatigue damage of biomedical titanium alloys. *Tribology international*, 40(1), 82-88.
- Valois, C. R., Silva, L. P., & Azevedo, R. B. (2005). Atomic force microscopy study of stainless-steel and nickel-titanium files. *Journal of Endodontics*, 31(12), 882-885.
- Van der Vyver, P. J., & Vorster, M. (2017). WaveOne® Gold reciprocating instruments: clinical application in the private practice: Part 1.
- Vander Voort, G. F. (1999). *Metallography, principles and practice*. ASM international.
- Venino, P. M., Citterio, C. L., Pellegatta, A., Ciccarelli, M., & Maddalone, M. (2017). A micro-computed tomography evaluation of the shaping ability of two nickel-titanium instruments, HyFlex EDM and ProTaper next. *Journal of endodontics*, 43(4), 628-632.
- Viana ACD, De Melo MCC, Bahia MGA, Buono VTL (2010) Relationship between Flexibility and Physical, Chemical, and Geometric Characteristics of Rotary Nickel-Titanium Instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology* 110 (4): 527–533.
- Vieira EP, Buono VTL, Bahia MGA (2011) Effect of Lateral Pressure Motion on the Torsional Behavior of Rotary ProTaper Universal Instruments. *Journal of Endodontics* 37 (8): 1124–1127.
- Vinothkumar TS, Miglani R, Lakshminarayanan L (2007) Influence of Deep Dry Cryogenic Treatment on Cutting Efficiency and Wear Resistance of Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments. *Journal of Endodontics* 33 (11): 1355–1358.
- Walia H, Brantley WA, Gerstein H (1988) An Initial Investigation of the Bending and Torsional Properties of Nitinol Root Canal Files. *Journal of Endodontics* 14 (7): 346–351.
- Wan J, Rasimick BJ, Musikant BL, Deutsch AS (2011) A Comparison of Cyclic Fatigue Resistance in Reciprocating and Rotary Nickel-Titanium Instruments. *Australian Endodontic Journal* 37 (3): 122–127.
- Wang FE, Pickart SJ, Alperin HA (1972) Mechanism of the TiNi Martensitic Transformation and the Crystal Structures of TiNi-II and TiNi-III Phases. *Journal of Applied Physics* 43 (1): 97–112.
- Wang Y, Ren X, Otsuka K (2006) Shape Memory Effect and Superelasticity in a Strain Glass Alloy. *Physical Review Letters* 97 (22): 225703.
- Weine FS, Kelly RF, Bray KE (1976) Effect of Preparation with Endodontic Handpieces on Original Canal Shape. *Journal of Endodontics* 2 (10): 298–303.

- William C, Author D (1980) Structure and Properties of Engineering Materials. *Principles of Materials Science and Engineering*. Academic Press.
- Wolle, C. F. B., Vasconcellos, M. A. Z., Hinrichs, R., Becker, A. N., & Barletta, F. B. (2009). The effect of argon and nitrogen ion implantation on nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics*, 35(11), 1558-1562.
- Wu J, Lei G, Yan M, Yu Y, Yu J, Zhang G (2011) Instrument Separation Analysis of Multi-Used ProTaper Universal Rotary System during Root Canal Therapy. *Journal of Endodontics* 37 (6): 758–763.
- Yao JH, Schwartz SA, Beeson TJ (2006) Cyclic Fatigue of Three Types of Rotary Nickel-Titanium Files in a Dynamic Model. *Journal of Endodontics* 32 (1): 55–57.
- Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P (2000) Cyclic Fatigue of ProFile Rotary Instruments after Clinical Use. *International Endodontic Journal* 33 (3): 204–207.
- Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P (2001) Influence of Rotational Speed, Torque and Operator's Proficiency on ProFile Failures. *International Endodontic Journal* 34 (1): 47–53.
- Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P, Kulkarni GK (2002) Influence of Rotational Speed, Torque and Operator Proficiency on Failure of Greater Taper Files. *International Endodontic Journal* 35 (1): 7–12.
- Yared, G. (2008). Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *International endodontic journal*, 41(4), 339-344.
- Yared, G., Kulkarni, G. K., & Ghossayn, F. (2003). An in vitro study of the torsional properties of new and used K3 instruments. *International endodontic journal*, 36(11), 764-769.
- Yavorek, A., Bhagavatula, P., Patel, K., Szabo, A., & Ibrahim, M. (2020). The incidence of root canal therapy after full-coverage restorations: a 10-year retrospective study. *Journal of endodontics*, 46(5), 605-610.
- Ye J, Gao Y (2012) Metallurgical Characterization of M-Wire Nickel-Titanium Shape Memory Alloy Used for Endodontic Rotary Instruments during Low-Cycle Fatigue. *Journal of Endodontics* 38 (1): 105–107.
- Yılmaz, K., Uslu, G. Ü. L. Ş. A. H., & Özyürek, T. (2018). Effect of multiple autoclave cycles on the surface roughness of HyFlex CM and HyFlex EDM files: An atomic force microscopy study. *Clinical oral investigations*, 22(9), 2975-2980.
- Yilmaz K, Uslu G, Gundogar M, Ozyurek T, Grande NM, Plotino G (2018) Cyclic Fatigue Resistances of Several Nickel-Titanium Glide Path Rotary and Reciprocating Instruments at Body Temperature. *International Endodontic Journal* 51 (8): 924–930.
- Yoneyama T, Kobayashi C (2008) Endodontic Instruments for Root Canal Treatment Using Ti-Ni Shape Memory Alloys. In *Shape Memory Alloys for Biomedical Applications*, 297–305.

- Yoneyama, T., & Kobayashi, C. (2009). Endodontic instruments for root canal treatment using Ti–Ni shape memory alloys. In *Shape memory alloys for biomedical applications* (pp. 297–305). Woodhead Publishing.
- You SY, Bae KS, Baek SH, Kum KY, Shon WJ, Lee W (2010) Lifespan of One Nickel-Titanium Rotary File with Reciprocating Motion in Curved Root Canals. *Journal of Endodontics* 36 (12): 1991–1994.
- Young GR, Parashos P, Messer HH (2007) The Principles of Techniques for Cleaning Root Canals. *Australian Dental Journal* 52: S52–63.
- Yuan K, Niu C, Xie Q, Jiang W, Gao L, Huang Z, Ma R (2016) Comparative Evaluation of the Impact of Minimally Invasive Preparation vs. Conventional Straight-Line Preparation on Tooth Biomechanics: A Finite Element Analysis. *European Journal of Oral Sciences* 124 (6): 591–596.
- Yum J, Cheung GSP, Park JK, Hur B, Kim HC (2011) Torsional Strength and Toughness of Nickel-Titanium Rotary Files. *Journal of Endodontics* 37 (3): 382–386.
- Zelada G, Varela P, Martín B, Bahillo JG, Magán F, Ahn S (2002) The Effect of Rotational Speed and the Curvature of Root Canals on the Breakage of Rotary Endodontic Instruments. *Journal of Endodontics* 28 (7): 540–542.
- Zhou H, Peng B, Zheng YF (2013) An Overview of the Mechanical Properties of Nickel-Titanium Endodontic Instruments. *Endodontic Topics* 29 (1): 42–54.
- Zhou HM, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng YF, Haapasalo M (2012) Mechanical Properties of Controlled Memory and Superelastic Nickel-Titanium Wires Used in the Manufacture of Rotary Endodontic Instruments. *Journal of Endodontics* 38 (11): 1535–1540.
- Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E (2018) New Thermomechanically Treated NiTi Alloys - a Review. *International Endodontic Journal* 51 (10): 1088–1103.

EKLER

Ek-1. Etik Sonuç Belgesi



T.C.
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ
Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı

Sayı : 72867572-050.01.04- 61825
Konu : Etik Kurul Kararı

31-05-2021

Sayın Prof.Dr. Ayşe Diljin KEÇECİ
Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Isparta

Sorumlu araştırmacı olduğunuz "Rotasyon ve Resiprokasyon Hareketiyle Çalışan Tek Ege Sistemlerinin Kök Kanallarının Şekillendirilmesi ve Yenilenmesinde Çoklu Kullanımlarının Döngüsel Yorgunluk Dayanımına Etkisinin İncelenmesi" isimli çalışmanızın kurulumuz tarafından uygun görüldüğüne ilişkin 27.05.2021 tarih ve 214 sayılı Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Kararı yazımız ekinde gönderilmiştir. Bilgilerinizi rica ederim.

Prof. Dr. Mekin SEZİK
Başkan

Eki :Etik Kurulu Kararı (2 Sayfa)

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

Araştırmanın Açık Adı Araştırmanın Protokol Kodu		Rotasyon ve Resiprokasyon Hareketiyle Çalışan Tek Eğe Sistemlerinin Kök Kanallarının Şekillendirilmesi ve Yenilenmesinde Çoklu Kullanımlarının Döngüsel Yorgunluk Dayanımına Etkisinin İncelenmesi (27.05.2021 tarih ve 12 /214 sayılı karar)				
ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı - (2012-KAEK-38)				
	AÇIK ADRESİ	S.D.Ü. Doğu Kampüsü Tıp Fakültesi Dekanlığı Binası – ISPARTA				
	TELEFON					
	FAKS					
	FAKS	tipetik@sdu.edu.tr				
BAŞVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Prof.Dr. Ayşe Diljin KEÇECİ				
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Endodonti Ana Bilim Dalı				
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ GÖREV YAPTIĞI BİRİM	Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Ana Bilim Dalı				
	VARSA İDARİ SORUMLU UNVANI/ADI/SOYADI					
	DESTEKLEYİCİ	SDÜ Bilimsel Araştırma Projeleri Destek Birimi				
	PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. gibi kaynaklardan destek alanlar için)	Prof.Dr. Ayşe Diljin KEÇECİ				
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ					
	ARAŞTIRMANIN FAZI VE TÜRÜ	FAZ1	FAZ2	FAZ3	FAZ4	
		Gözlemsel ilaç çalışması				
		Tıbbi cihaz klinik araştırması				
İn vitro tıbbi tanı cihazları ile yapılan performans değerlendirme çalışmaları						
İlaç dışı klinik araştırma						
	Diğer ise belirtiniz : Deneysel					
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	☒ Tek Merkez ☐ Çok Merkez		☒ Ulusal ☐ Uluslararası			
DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ			Türkçe	İngilizce Diğer	
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			Türkçe	İngilizce Diğer	
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe	İngilizce Diğer	
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe	İngilizce Diğer	
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı		Açıklama			
	SİGORTA	☐				
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	☒	Araştırma Bütçe Formu			
	BİYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	☐				
	İLAN	☐				
	YILLIK BİLDİRİM	☐				
	SONUÇ RAPORU	☐				
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	☐				
	DİĞER	☒	Ana Bilim Dalı Akademik Kurul Kararı			

Prof. Dr. Mekin SEZİK
Etik Kurul Başkanı

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

Araştırmanın Açık Adı Araştırmanın Protokol Kodu	Rotasyon ve Resiprokasyon Hareketiyle Çalışan Tek Ege Sistemlerinin Kök Kanallarının Şekillendirilmesi ve Yenilenmesinde Çoklu Kullanımlarının Döngüsel Yorgunluk Dayanımına Etkisinin İncelenmesi					
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 12 / 214		Tarih : 27.05.2021			
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.					
	SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU					
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI		İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu				
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI		Prof. Dr. Mekin SEZİK				
Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyeti	Araştırma ile İlişkisi	Katılım *	İMZA
Prof.Dr. Mekin SEZİK	Kadın Hastalıkları ve Doğum	SDÜ Tıp Fakültesi	☒ E ☐ K	☐ E ☒ H	☒ E ☐ H	
Prof.Dr. Mustafa TÜZ	Kulak Burun Boğaz Hast.	SDÜ Tıp Fakültesi	☒ E ☐ K	☐ E ☒ H	☒ E ☐ H	
Prof.Dr. Buket ARIDOĞAN	Tıbbi Mikrobiyoloji	SDÜ Tıp Fakültesi	☐ E ☒ K	☐ E ☒ H	☒ E ☐ H	
Prof.Dr. Ahmet Nesimi KİŞİOĞLU	Halk Sağlığı	SDÜ Tıp Fakültesi	☒ E ☐ K	☐ E ☒ H	☒ E ☐ H	
Prof.Dr. Mehmet Fahrettin ÖNDER	Hukuk	SDÜ Hukuk Fakültesi	☒ E ☐ K	☐ E ☒ H	☒ E ☐ H	
Prof.Dr. Derya YILDIRIM	Ağız Diş ve Çene Radyolojisi	SDÜ Diş Hekimliği Fakültesi	☐ E ☒ K	☐ E ☒ H	☒ E ☐ H	
Doç.Dr. Halil AŞCI	Farmakoloji	SDÜ Tıp Fakültesi	☒ E ☐ K	☐ E ☒ H	☒ E ☐ H	
Dr.Öğr. Üyesi Derya CEYHAN	Pedodonti	SDÜ Diş Hekimliği Fakültesi	☐ E ☒ K	☐ E ☒ H	☒ E ☐ H	
Doç.Dr. Abdullah Meriç ÜNAL	Ortopedi ve Travmatoloji	SDÜ Tıp Fakültesi	☒ E ☐ K	☐ E ☒ H	☒ E ☐ H	
Dr.Öğr. Üyesi Mehtap SAVRAN	Farmakoloji	SDÜ Tıp Fakültesi	☐ E ☒ K	☐ E ☒ H	☒ E ☐ H	
Dr.Öğr. Üyesi Giray KOLCU	Aile Hekimliği	SDÜ Tıp Fakültesi	☒ E ☐ K	☐ E ☒ H	☒ E ☐ H	
Uzman Dr. Nejat EKİNCİ	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	Özel Isparta Hastanesi	☒ E ☐ K	☐ E ☒ H	☒ E ☐ H	
Uzman Dr. Bora BÜYÜKVANLI	Anesteziyoloji ve Reanimasyon	Meddem Hastanesi	☒ E ☐ K	☐ E ☒ H	☒ E ☐ H	
Öğr.Gör.Dr. Mehmet Erhan ŞAHİN	Biyomedikal ve Cihaz Teknolojisi	ISUBÜ Teknik Bilimler MYO	☒ E ☐ K	☐ E ☒ H	☒ E ☐ H	
Osman PARÇAOĞLU	Sivil Üye	Esnaf	☒ E ☐ K	☐ E ☒ H	☒ E ☐ H	

ÖZGEÇMİŞ

A. KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı: Sevgi ERKAN

B. EĞİTİM BİLGİLERİ

Mezun olduğu üniversite/fakülteyi lütfen belirtiniz: Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Mezuniyet tarihini lütfen yıl olarak belirtiniz: 2017

Varsa, akademik ünvanları lütfen belirtiniz: Arş. Gör. Dt. Sevgi ERKAN

C. İŞ TECRÜBESİNE AİT BİLGİLER

Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı

D. KLİNİK ARAŞTIRMALARLA İLGİLİ GENEL BİLGİLER

İyi klinik uygulamaları (İKU) ve klinik araştırma konularında eğitim alınmışsa, alınan kurum/kuruluşun adı ve tarihi ile lütfen belirtiniz: