

T.C.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI



TEKRARLAYAN KÖK KANAL TEDAVİSİNDE
KULLANILAN ENDODONTİK DÖNER ALETLERİN
DÖNGÜSEL YORGUNLUĞUNUN İNCELENMESİ

Gizem Fatma ÖZDEN

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Neslihan ŞİMŞEK
İkinci Tez Danışmanı
Dr. Öğr. Üyesi Levent AKINCI

Uzmanlık Tezi-2023

**T.C.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI**

**TEKRARLAYAN KÖK KANAL TEDAVİSİNDE KULLANILAN
ENDODONTİK DÖNER ALETLERİN DÖNGÜSEL YORGUNLUĞUNUN
İNCELENMESİ**

Gizem Fatma ÖZDEN

Endodonti Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Neslihan ŞİMŞEK**

**İkinci Tez Danışmanı
Dr. Öğr. Üyesi Levent AKINCI**

Bu Araştırma İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi Tarafından TDH-
2022-2979 Proje Numarası ile Desteklenmiştir.

**MALATYA
2023**

T.C.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI

Endodonti Anabilim Dalı uzmanlık programı çerçevesinde yürütölmüş olan Arş. Gör. Gizem Fatma ÖZDEN'in “**Tekrarlayan Kök Kanal Tedavisinde Kullanılan Endodontik Döner Aletlerin Döngüsel Yorgunluğunun İncelenmesi**” konulu tezi 16/08/2023 tarihinde aşğıdaki jüri üyeleri tarafından uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Neslihan ŞİMŞEK
(İnönü Üniversitesi)

Jüri Başkanı

Dr. Öğretim Üyesi Elçin TEKİN BULUT
(İnönü Üniversitesi)

Jüri Üyesi

Prof. Dr. Kürşat ER
(Akdeniz Üniversitesi)

Jüri Üyesi

ONAY

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Neslihan ŞİMŞEK
Diş Hekimliği Faköltesi Dekanı

İÇİNDEKİLER

ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	xi
TABLolar DİZİNİ	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Kök Kanallarının Şekillendirilmesinde Hedefler	3
2.2. Kök Kanallarının Şekillendirilmesinde Kullanılan Aletler	3
2.2.1. Geleneksel Paslanmaz Çelik El Aletleri	3
2.2.2. NiTi Alaşımlar	5
2.3. NiTi Döner Eğe Sistemleri	7
2.4. NiTi Eğelerin Alaşımında Uygulanan Mekanik ve Isıl İşlemlerin Gelişim Süreci	9
2.5. Çalışmamızda Kullanılan Remover Döner Alet Sistemi	12
2.6. Kanal Tedavisi Tekrarı	12
2.6.1. Kanal Tedavisi Tekrarının Endikasyonları	13
2.6.2. Kanal Tedavisinin Tekrarında Prognoz ve Karşılaşılan Problemler	13
2.6.3. Kırılmaya Neden Olan Etkenler	15
2.6.3.1. Operatörle İlgili Etkenler	15
2.6.3.2. Anatomiyle İlişkili Etkenler Giriş Kavitesi	15
2.6.3.3. Eğe ile İlişkili Faktörler	17
2.6.3.4. Teknik/Kullanımla İlgili Faktörler Tork Kontrollü Motorların Kullanımı	17
2.7. Döngüsel Yorgunluk Testleri	18
2.7.1. Eğri Metal Tüp Düzeneği	18
2.7.2. Oluklu Blok Düzeneği	19
2.7.3. Eğimli Bir Düzleme Karşı Dönüş Düzeneği	19
2.7.4. Döner Bir Eğeyi 3 Noktada Eğimlendiren Düzenek	19
2.8. Deneysel Kök Kanal Tedavisi Tekrarı İşleminin Etkinliğinin İncelenmesinde Kullanılan Yöntemler	20
2.8.1. Radyografik Yöntem	20
2.8.2. Şeffaflaştırma Yöntemi	21

2.8.3. Konfokal Lazer Mikroskobu	21
2.8.4. Taramalı Elektron Mikroskobu (TEM).....	21
2.8.5. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT).....	21
2.8.6. Mikro Bilgisayarlı Tomografi (μ BT).....	22
3. MATERYAL VE METOT	23
3.1. Örneklem Sayısının Hesaplanması ve Grupların Oluşturulması.....	23
3.2. Örneklerin Toplanması ve Hazırlanması.....	24
3.3. Kök Kanallarının Preparasyonu	25
3.4. Preparasyonu Tamamlanmış Kök Kanallarının Dolgusu	29
3.5. Kök Kanal Tedavisinin Tekrarı İşlemi.....	30
3.6. Yapay Paslanmaz Çelik Kanalın Hazırlanması.....	32
3.7. Döngüsel Yorgunluk Direnci Test Düzeneği	33
3.8. Taramalı Elektron Mikroskobu'nda (TEM) Kırık Yüzeylerin İncelenmesi	37
3.9. Kök Kanal Tedavisi Tekrarı Sonrası μ BT Cihazı ile Görüntü Alınması	37
3.10. İstatistiksel Analiz.....	39
4. BULGULAR.....	40
4.1. Döngüsel Yorgunluk Testi Bulguları	40
4.2. Weibull Analizi	43
4.3. μ BT İncelemede Rezidüel Volümlerin Değerlendirilmesi.....	46
4.4. TEM Sonuçları.....	48
5. TARTIŞMA	52
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	61
KAYNAKLAR	62

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince bilgi birikimi ve deneyimini esirgmeden beni aydınlatan, yol gösterici olan sayın hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. Neslihan ŞİMŞEK'e,

Eğitimim boyunca bilgilerini içtenlikle bizim ile paylaşan, çalışma sürecinde bana yol gösteren ikinci danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Levent AKINCI'ya,

Uzmanlık eğitimim boyunca desteğini, katkılarını ve bilgilerini esirgemeyen sayın hocam Dr. Öğr. Üyesi Elçin TEKİN BULUT'a ve istatistiksel değerlendirmelerdeki katkıları için Doç. Dr. Harika Gözde GÖZÜKARA BAĞ'a,

Bu tez çalışmasını TDH-2022-2979 proje numarası ile destekleyen İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğüne,

Birlikte çalışmaktan keyif duyduğum değerli çalışma arkadaşlarım Uzm. Dt. Yeşim TALAY'a, Arş. Gör. Dt. Sevede Nur ÜRGÜPLÜOĞLU'na, Arş. Gör. Dt. Tarık TOPCU'ya, Arş. Gör. Dt. Gökay YÜCEL'e, Arş. Gör. Dt. Nesibe Sena MÜNGAN'a, radyografi teknisyenimiz Samet BELER'e ve anabilim dalımızın tüm çalışanlarına,

Hayatım boyunca maddi manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen, hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan, sevgi ve desteklerini her zaman hissettiğim canım babam Kutlay BAŞ'a, annem Dilek Ülfet BAŞ'a ve kardeşim Didem BAŞ'a,

Hayatımın her alanında olduğu gibi uzmanlık eğitimim sırasında da beni her zaman destekleyen, gülüşüyle neşe, varlığıyla bana güç veren en büyük motivasyon kaynağım sevgili eşim Samet ÖZDEN'e sonsuz sevgilerimle teşekkür ederim.

ÖZET

Tekrarlayan Kök Kanal Tedavisinde Kullanılan Endodontik Döner Aletlerin Döngüsel Yorgunluğunun İncelenmesi

Amaç: Çalışmanın amacı, mandibular molar dişlerde MicroMega Remover döner eğe sisteminin kök kanal tedavisinin tekrarı sırasında tekrarlı kullanımının döngüsel yorulma direnci üzerindeki etkisini ve etkinliğini değerlendirmektir.

Materyal ve metot: Çalışmada 40 adet MicroMega Remover egesi kullanılmıştır. Kontrol grubunda 10 adet yeni Remover egesi, 60° kurvatür açısı ve 5 mm kurvatür yarıçapındaki paslanmaz çelik yapay kanal kullanılarak döngüsel yorulma testine tabi tutuldu. Deney gruplarında ise sırasıyla 1 (Grup I), 2 (Grup II) ve 3 (Grup III) molar dişin kök kanal dolgu materyalini uzaklaştırmak için Remover eğeleri ($n = 10$) kullanıldı ve toplam 60 adet çekilmiş dişe kök kanal tekrarı yapıldı. Deney gruplarındaki kök kanal tedavisi tekrarında kullanılan 30 adet eğin de döngüsel yorulma testleri yapıldı. Eğelerin kırılma zamanı (sn) kaydedildi ve kırılana kadar attıkları tur sayısı (KAT) hesaplandı. Kırılan parçaların uzunlukları (mm) kaydedildi ve belirlenen örnekler TEM’de incelendi. 1, 2 ve 3 kullanım gruplarında, dişlerdeki kalan kanal dolgu maddesi miktarını değerlendirmek için μ BT görüntüleri elde edildi. İstatistiksel analiz Kruskal Wallis ve Dunn testi kullanılarak yapıldı ($P < 0.05$).

Bulgular: Grup I’in kırılma süresi ve KAT değerleri, Grup II ve Grup III’ten; Kontrol Grubu değerleri ise Grup III’ten istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Kırık parça uzunluğu değerleri karşılaştırıldığında Grup I değerleri, Grup II ve Grup III’ten anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Gruplara göre (Grup I-BT, Grup II-BT, Grup III-BT) kalan kanal dolgu miktarı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur.

Sonuç: MicroMega Remover egesi, 2 molar dişin kök kanal dolgusu materyalini çıkarmak için kullanılabilir. Ancak, düşük KAT değerleri nedeniyle 2 kullanım üzerinde kullanılmalarının riskli olabileceği bulunmuştur.

Anahtar kelimeler: Döngüsel yorgunluk, statik test dizaynı, MicroMega Remover, Retreatment, μ BT

ABSTRACT

Investigation of Cyclic Fatigue of Endodontic Rotary Instruments Used in Retreatment Procedure of the Root Canals

Aim: The aim of the study was to evaluate the effect and effectiveness of the multiuse of MicroMega Remover file on cyclic fatigue resistance during retreatment procedure of the root canals in mandibular molars.

Material and method: 40 MicroMega Remover files were used in the study. In the control group, 10 new Remover files were subjected to cyclic fatigue testing using a stainless steel artificial canal with a 60° curvature angle and a 5 mm radius of curvature. Remover files (n = 10) were used to remove root canal filling material of 1 (Group I), 2 (Group II) and 3 (Group III) molars in experimental groups and retreatment procedure were performed on a total of 60 extracted teeth. In the experimental groups, cyclic fatigue tests were conducted on 30 files used in repeated root canal treatments.. The fracture time (s) of the files was recorded and the number of cycles until fracture (NCF) was calculated. The lengths of the fractured fragments (mm) were recorded and the determined samples were examined in SEM. In 1, 2 and 3 usage groups, μ CT images were obtained to evaluate the amount of remaining canal filling material in the teeth. The Kruskal Wallis and Dunn test was used for statistical analysis ($P < 0.05$).

Results: The fracture time and NCF values of Group I were found to be statistically significantly higher when compared to Groups II and III. Control Group values were found to be statistically significantly higher than Group III. When the fracture length values were compared, Group I values were found to be significantly lower than Group II and Group III. There is no statistically significant difference between the remaining canal filling amount values according to the groups

Conclusion: The MicroMega Remover file can be used to remove root canal filling material of 2 molar teeth. However, due to low KAT values, it may not be recommended to use over two uses, as it may be risky.

Keywords: Cyclic fatigue, static test design, MicroMega Remover, Retreatment, μ BT

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

2B	: İki Boyutlu
3B	: Üç Boyutlu
A_f	: Östenitik Dönüşüm Bitiş Sıcaklığı
A_s	: Östenitik Dönüşüm Başlangıç Sıcaklığı
AFM	: Atomik Kuvvet Mikroskobu
Ark.	: Arkadaşları
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CM	: Kontrollü Bellek (Control Memory)
dk	: Dakika
EDTA	: Etilen Diamin Tetraasetik Asit
H tipi	: Hedström Tipi
HEDM	: Hyflex EDM
ISO	: International Organization for Standardization
kg	: Kilogram
KIBT	: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
Kv	: Kilovolt
μA	: Mikroamper
μBT	: Mikro Bilgisayarlı Tomografi
M_f	: Martensitik Dönüşüm Bitiş Sıcaklığı
ml	: Mililitre
μm	: Mikrometre
mm	: Milimetre
mm²	: Milimetrekaare
mm³	: Milimetreküp
M_s	: Martensitik Dönüşüm Başlangıç Sıcaklığı
NaOCl	: Sodyum Hipoklorit
Ncm	: Newton Santimetre
Ni	: Nikel
Ti	: Titanyum
NiTi	: Nikel Titanyum
Nitinol	: Nikel Titanyum Naval Ordnance Laboratory

rpm	: Dakikadaki Devir Sayısı (Rotation Per Meter)
SAF	: Self-Adjusting File
TEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu
TF	: Twisted File
°	: Derece
°C	: Derece santigrat
%	: Yüzde



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No	Sayfa No
Şekil 2.1. NiTi alaşımının martensitik dönüşümünün ve şekil hafıza etkisinin şematik gösterimi	6
Şekil 2.2. Kök kanallarının eğiminin belirlenmesinde A-) Schneider yöntemi ve B-) Pruett yöntemi	16
Şekil 2.3. NiTi döner aletler için döngüsel yorgunluk testi yöntemleri	20
Şekil 3.1. Grupların oluşturulması	24
Şekil 3.2. Her diştten alınan farklı açıdaki radyografiler yardımıyla kanal sayısının tespiti	24
Şekil 3.3. Çalışmaya dâhil edilen periodontal sebeple çekilmiş çürüksüz diş örneği	25
Şekil 3.4. Çalışmaya dâhil edilen rastgele numaralandırılan dişler	25
Şekil 3.5. Geleneksel giriş kavitesi preparasyonu.....	26
Şekil 3.6. Çalışma boyunun mikroskop yardımıyla belirlenmesi	26
Şekil 3.7. Koronal genişletmeden sonra kavitenin görünümü	27
Şekil 3.8. Şekillendirme işleminden önce kullanılan eğeler	28
Şekil 3.9. Şekillendirme işleminde kullanılan One RECİ eğesi	28
Şekil 3.10. Çalışmada kullanılan WaveOne Gold endomotoru	28
Şekil 3.11. Dia-Pro ISO-.06 guta-perka konu (DiaDent).....	29
Şekil 3.12. AH Plus (Dentsply Sirona) kök kanal patı.....	29
Şekil 3.13. Dişlerin tek kon tekniği kullanılarak doldurulması	30
Şekil 3.14. Kök kanal dolgusu tamamlanan diş.....	30
Şekil 3.15. Çalışmada kullanılan MicroMega Remover eğesi.....	31
Şekil 3.16. ProTaper Next X3 eğesi (Dentsply Maillefer).....	32
Şekil 3.17. Çalışmamızda kullanılan paslanmaz çelik kanal blok	33
Şekil 3.18. Yapay kanal kurvatür dizaynı	33
Şekil 3.19. Statik döngüsel yorgunluk test düzeneği	34
Şekil 3.20. Remover eğesinin yapay kanal içinde kırılması	35
Şekil 3.21. Testlerin yapılışı sırasında video kamera ile kayıt alınması	36
Şekil 3.22. Eğenin kırılma anının dijital kronometre ile kaydedilmesi.....	36
Şekil 3.23. Kırık parçaların uzunluklarının ölçüldüğü dijital kumpas.....	37
Şekil 3.24. TEM Ünitesi: LEO-EVO 40/Cambridge-İngiltere	37

Şekil 3.25. Bruker Skyscan 1272 μ BT cihazı	38
Şekil 4.1. Kırılma süresine ait kutu grafiği	41
Şekil 4.2. Kırılana kadar atılan tur sayısına ait kutu grafiği	42
Şekil 4.3. Kırık parça uzunluklarının karşılaştırılmasına ait kutu grafiği.....	43
Şekil 4.4. Kırılma süresine ait sağkalım eğrisi	45
Şekil 4.5. Tur sayısına ait sağkalım eğrisi	45
Şekil 4.6. Gruplara göre rezidüel volüme ait kutu grafiği	46
Şekil 4.7. Kök kanal dolguları uzaklaştırıldıktan sonra μ BT taramasıyla elde edilen ham görüntüler.....	47
Şekil 4.8. Kök kanal dolguları uzaklaştırıldıktan sonra elde edilen μ BT kesit görüntüleri	47
Şekil 4.9. Hiç kullanılmamış (Kontrol Grubu) Remover eğelerinin kırık yüzeyinin X450 ve X1500 büyütmelede TEM görüntüsü	48
Şekil 4.10. 1. Kullanım grubundaki Remover eğelerinin kırık yüzeyinin X450 ve X1500 büyütmelede TEM görüntüsü	49
Şekil 4.11. 2. Kullanım grubundaki Remover eğelerinin kırık yüzeyinin X450 ve X1500 büyütmelede TEM görüntüsü	50
Şekil 4.12. 3. Kullanım grubundaki Remover eğelerinin kırık yüzeyinin X450 ve X1500 büyütmelede TEM görüntüsü	51

TABLolar DİZİNİ

Tablo No	Sayfa No
Tablo 3.1. Örneklerin μ BT taraması için kullanılan parametreler.....	38
Tablo 4.1. Gruplara göre kırılma süresinin karşılaştırılması	40
Tablo 4.2. Gruplara göre kırılana kadar atılan tur sayılarının karşılaştırılması	42
Tablo 4.3. Gruplara göre kırık parça uzunluklarının karşılaştırılması.....	43
Tablo 4.4. Weibull analiz değerleri	44
Tablo 4.5. Gruplara göre rezidüel volüm değerlerinin karşılaştırılması	46



1. GİRİŞ

Kök kanal tedavisi, kron ve kök pulpa dokusunun tamamının anestezi altında uzaklaştırılması, kök kanallarının biyomekanik şekillendirme ve dezenfeksiyonundan sonra kanalın kök ucuna kadar tamamen doldurulması işlemidir (1). Başarılı bir kök kanal tedavisi için; doğru teşhis konulması diş anatomisi ve morfolojisine ait bilgilerin uygulanıp doğru tedavi planı geliştirilmesi ve düzgün bir şekillendirme ve dezenfeksiyonla tüm kök kanal sisteminin kanal dolgusu ile tıkaçlanması aşamaları önemlidir. Başlangıçta esas önem kök kanal boşluğunun hermetik olarak kapatılmasına verilmiş olsa da aslında kök kanal dolgusu sadece temizleme ve şekillendirme işlemlerinin yeterliliğini yansıtmaktadır. Bundan dolayı kanal tedavisinin en önemli basamağını kök kanal sisteminin kemomekanik olarak şekillendirilmesi ve temizlenmesi aşaması oluşturmaktadır (2).

Günümüze kadar kök kanallarının preparasyonu için farklı teknikler, materyaller ve alaşımlar geliştirilmiştir. Kök kanallarının preparasyonunda birbirinden farklı birçok materyal kullanılıyor olmasına rağmen Nikel-Titanyum (NiTi) döner ege sistemleri, kök kanallarının hazırlanmasında daha yaygın kullanılmaya başlanmıştır (3).

NiTi endodontik eğeler süper elastikiyet özelliğine sahip olmaları sayesinde, elastik sınırlarını aşmadan önce paslanmaz çelikten çok daha fazla esneyerek ve transportasyonu en aza indirerek eğimli kanalların preparasyonuna izin verir. Apikal daralımın bozulması, basamak, zip, transportasyon gibi iyatrojenik hatalar NiTi eğelerin daha sıklıkla kullanılmaya başlanması ile önemli derecede azalmıştır (4).

Tüm avantajlarına rağmen NiTi eğelerinin önemli bir sınırlaması, paslanmaz çelik eğeler gibi beklenmedik bir şekilde kırılması olasılığıdır. Ege kırılmasının birçok sebebi olmasına rağmen döngüsel yorgunluk bunlar arasında en önemli nedenlerden birisidir (5, 6). Kök kanallarının preparasyonu için kullanılan eğelerin döngüsel yorgunluk direnci kanalın kurvatür açısı, kurvatür çapı, ege nin şekli ve boyutu, genişletme tekniği, kök kanalının anatomisi, aletin dönme hızı ve torku, kullanan kişinin deneyimi ve kullanım sayısı gibi çeşitli faktörlere bağlıdır (7). Bu nedenle aletlerin üretim yöntemi (alaşım tipi/termomekanik işlemler), tasarımı ve hareket kinematiği alet kırılması riskini azaltmak için üreticiler tarafından sürekli olarak güncellenmektedir (8).

Bu tez çalışmasının amacı, yeni bir cerrahi olmayan kök kanal tedavisi tekrarı (retreatment) sistemi olan Remover egesinin tekrarlı kullanımının döngüsel yorgunluk

direncine etkisini ve retreatment tedavisindeki etkinliğini değerlendirmektedir. Sıfır hipotezi, Remover eğesinin tekrarlayan kök kanal tedavisinde tekrarlı kullanımı sonrası gruplar arası döngüsel yorgunluk direnci ve rezidüel dolgu miktarı parametrelerinde fark olmamasıdır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kök Kanallarının Şekillendirilmesinde Hedefler

Kök kanallarının mekanik enstrümantasyonu, kök kanal tedavisindeki en önemli adımlardan biri olarak kabul edilmektedir. Ayrıca, endodonti pratiğinde en zor aşamalardan biri olarak kabul edilmektedir (9).

Schilder (1974), kök kanallarının temizlenmesi ve şekillendirilmesi boyunca dikkat edilmesi gereken prensipleri mekanik ve biyolojik prensipler olarak iki ana başlık altında değerlendirmiştir (10).

Mekanik prensipler;

- Kök kanalı boşluğu, apikalden koronale doğru giderek genişleyen düzgün konik bir formda oluşturulmalıdır.
- Apikal foramen, bu konik şeklin en dar bölgesini oluşturmalıdır.
- Apikal foramenin orijinal şekli ve pozisyonu değiştirilmemelidir.
- Kök kanalının anatomik şekli ve eğimi muhafaza edilmelidir. Biyolojik prensipler;
- Temizleme ve şekillendirme, apikal foramen sınırlarını aşmadan yapılmalıdır.
- Kanal preparasyonu sırasında oluşan debris, periapikal alana doğru itilmemelidir.
- Temizleme ve şekillendirme işlemleriyle kök kanalındaki artık dokular ve bakteriler elimine edilmelidir.
- İntrakanal medikamentler ve kök kanal dolgu maddeleri için gerekli boşluk yaratılmalıdır.

2.2. Kök Kanallarının Şekillendirilmesinde Kullanılan Aletler

Günümüzde kök kanal tedavisi için yaklaşık %80 başarı oranları bildirilmektedir. Kök kanal tedavisi ile elde edilebilecek sonuçlar, kök kanallarının hazırlanma yöntemine ve kanalları genişletmek için kullanılan aletlere önemli ölçüde bağlıdır (11).

2.2.1. Geleneksel Paslanmaz Çelik El Aletleri

Geleneksel kök kanal aletleri 1960 yılına kadar karbon çelikten üretilirdi. Günümüzde ise paslanmaz çelik alaşımları evrensel olarak kullanılmaktadır (11).

Paslanmaz çelik alaşımdan oluşan kanal aletleri reamer, tirnerf ve kanal eğeleri olmak üzere temelde 3 farklı dizaynda üretilir (12).

Reamerlar, üreticiye ve ISO boyutuna bağlı olarak, kare veya üçgen telden elde edilir. K-tipi el eğesinden daha az sayıda kesme bıçağına sahiptir Pulpanın uzaklaştırılması ve kök kanallarının şekillendirilmesinde kullanılmaktadırlar. Sadece reaming hareketi ile kullanılabilirler. Bu harekette reamer saat yönünde dentinde direnç hissedilene kadar çeyrek tur çevrilir ve ilerletilir, sonrasında geri çekilir. Reamerların kesme etkinliği diğer aletlerle karşılaştırıldığında daha zayıf olduğu için giderek popülerliğini yitirmiştir (11).

Pulpanın kök kanallarından çıkartılmasında kullanılan tirnerfler çelik tellerden üretilmiştir. En küçük çaplı tirnerf 25 nolu eğenin çapıyla aynı olduğundan dar kanallar için kullanımı uygun değildir (13).

Kanal eğeleri, kök kanallarını şekillendirmek amacıyla kullanılan temel aletlerdir. K-tipi ve H-tipi (Hedström) olarak 2 farklı tasarımda üretilmektedir. K-tipi eğeler de reamerlar gibi üreticiye ve ISO boyutuna bağlı olarak üçgen veya kare şeklindeki tellerin bükülmesiyle elde edilmektedir. Aynı boyuttaki bir reamera kıyasla 2 kat daha fazla spiral içermektedirler (11). K-tipi eğe esas olarak dönme hareketi ile dentini keser. 'Reaming' olarak adlandırılan bu hareketle, kanalın içinde döndürölüp çekilerek çalıştırılır (14).

H-tipi eğeler silindirik şeklinde bir telin frezlenmesi ile hazırlanır. Bıçak keskinliği K-tipi eğeler ve reamerlardan fazla olduğundan dentin duvarlarını daha hızlı şekillendirir (15). Kesici kenar ile uzun aks arasındaki açı reamerda yaklaşık 10-30°, K-tipi eğede 25-40° değerindedir. H-tipi eğelerin ise kesici kenarlarıyla uzun aksları arasındaki açı 60-65°'dir. Bu sebepten reamer ve K-tipi eğeler temelde rotasyon hareketi ile H-tipi eğeler ise çevresel eğeleme hareketiyle kullanılmak üzere dizayn edilmiştir (11). H-tipi eğelerin pozitif kesme açısına sahip bıçakları, geri çekme sırasında aktiftirler. Reaming hareketiyle kullanıldığı takdirde bıçaklar dentine saplanır ve alet kırılabilir (13).

Paslanmaz çelik alaşımdan üretilen kanal aletlerinin çapları arttıkça sertlikleri artmakta ve esneklikleri önemli ölçüde azalmaktadır. Bu nedenle bu eğeler mekanik özelliklerine bağlı olarak birtakım limitasyonlara sahiptir. Paslanmaz çelik aletlerle hazırlanan özellikle kavimli kök kanallarında sıklıkla basamak, zip ve strip perforasyonlar oluştuğu ve ayrıca çalışma uzunluğu kaybı veya alet kırıkları da görüldüğü bildirilmiştir (16, 17). Ayrıca, kompleks yapıdaki kök kanal sistemlerinin paslanmaz çelik el eğeleri ile şekillendirilmesi, endodontik tedavinin klinik süresini artırmaktadır (18-20).

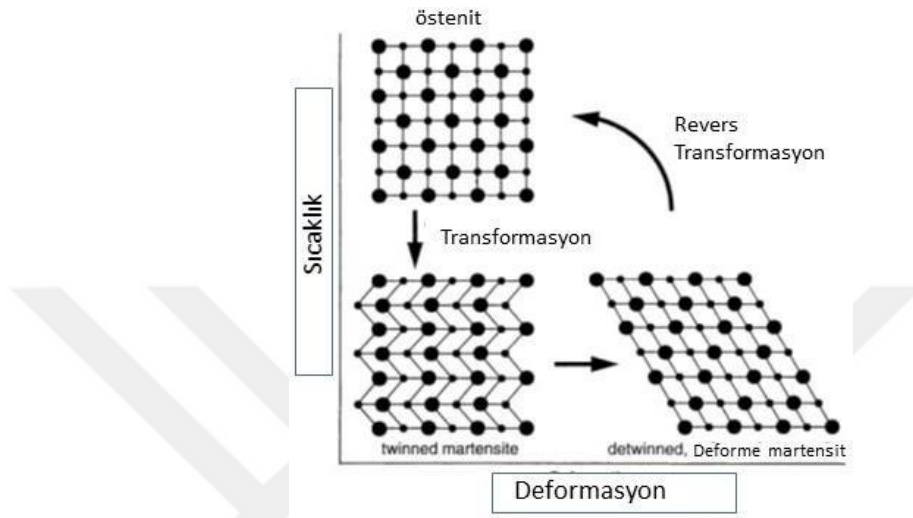
Paslanmaz çelik el aletlerinin bu olumsuz özellikleri nedeniyle preparasyon aşamasında gerçekleşen problemleri engelleyebilmek adına daha esnek kök kanal eğelerinin kullanılması düşüncesi gündeme gelmiştir. Öncelikle manuel olarak kullanılabilen, daha esnek yapıda nikel titanyum kanal aletleri piyasaya sürülmüştür. Fakat bu aletlerin dentindeki kesme etkinliği yeterli ölçüde olmadığından klinik işlem süresinde azalma sağlanamamıştır (12).

2.2.2. NiTi Alaşımlar

NiTi alaşımlar, 1960'ların başlarında Maryland'taki Birleşik Devletler Deniz Kuvvetleri laboratuvarında Buehler ve arkadaşları (21) tarafından geliştirilmiştir. Bu özel alaşımın adı, yapısına katılan metallerin simgeleri ve üretildiği yerden esinlenilerek (Naval Ordnance Laboratory) NiTiNOL olmuştur. Nikel için (Ni), titanyum için (Ti) ve Naval Ordnance Laboratuvarı için (NOL) kısaltması kullanılmıştır. Yüksek korozyon direnci, biyouyumluluk gibi özelliklere sahip olduğundan, medikal alanlarda kullanılmaya başlanmıştır (22). NiTi alaşımının endodontideki kullanımı üzerine yapılan ilk çalışma 1988'de Walia ve ark. (5) tarafından yapılmıştır. NiTi ortodontik telin işlenmesi ile 15 numara eğe şekline getirilip el eğesi olarak tanıtılmıştır. NiTi alaşımından yapılan kök kanal aletleri paslanmaz çeliğe kıyasla daha esnek olduğundan eğri kanallarda kanala daha kolay adaptasyon sağlar. Kanal transportasyonunu ve basamak oluşumunu azaltarak preparasyonda avantaj sağlar. Bu alaşımın termodinamik özelliklerinin spesifik, kontrollü bir ısı işlem uygulandığında şekil hafıza etkisi üretebildiği ve süper elastiklik özelliklerine sahip olduğu bulunmuştur (21). NiTi tellerinin süper elastik davranışı, deformasyondan önce orijinal şekillerine geri dönme yeteneğine sahip olmalarıdır. Alaşımın bu özellikleri ve kristal yapısındaki değişim, NiTi alaşımların endodontide ve diğer bazı dental disiplinlerde başarıyla kullanımının temelini oluşturmaktadır (23).

Endodontik tedavilerde kullanılan nikel titanyum alaşımlarda yaklaşık olarak %56 nikel ve %44 titanyum metalleri bulunur (5). NiTi alaşımları, östenit, martensit ve R-fazı olarak adlandırılan ve metalin mekanik özelliklerini belirleyen 3 farklı mikroyapısal faz içermektedir (24). NiTi alaşımının mekanik özellikleri; faz bileşimini değiştirdiğinden, ortam sıcaklığı ve alaşımın ısıtılıp soğutulmasıyla doğrudan ilgilidir. NiTi şekil hafızalı alaşım için düşük sıcaklık fazı olan martensit ve yüksek sıcaklık fazı veya ana faz adı verilen östenit olmak üzere sıcaklığa bağlı farklı kristal yapılardan söz etmek mümkündür. R-faz ise östenit fazdan martensit faza geçişte mevcut olan “*rhombohedral*”

yapıya sahip ara fazdır. NiTi alaşımlar yüksek sıcaklıklarda ve düşük stres altında daha kararlı davrandıkları östenit fazda kompleks “*kübik kafes*” yapısındadır (25). Alaşım bu formunda sert, katı ve süperelastik özelliklere sahiptir. Martensit fazında ise düşük simetri gösteren monoklinik kristal bir yapıya sahip olması alaşıma; daha yumuşak ve daha kolay deforme olabilen bir karakter sağlar (Şekil 2.1) (24).



Şekil 2.1. NiTi alaşımının martensitik dönüşümünün ve şekil hafıza etkisinin şematik gösterimi (23).

NiTi alaşımların şekil hafızası özelliği, şekillendirme sırasında strese maruz kalan eğenin, östenit fazdan martensit faza geçip, kanaldan tekrar çıkarıldığında stresin kalkmasıyla tekrar östenit faza geçip orijinal şeklini almasıdır (Şekil 2.1) (26). Süperelastik özellik ise, şekil hafızası özelliğinde olduğu gibi martensitik faza dönüşümü sonucunda ortaya çıkan bir özelliktir. Süperelastik özelliğinin sağlanabilmesi için alaşımın sıcaklığı östenit sıcaklığın üzerinde olmalıdır. Alaşımın süperelastik özelliği kullanılarak üretilmiş NiTi diş telleri için bu sıcaklık değeri -5 ile 10 °C arasındadır (22). Bu sayede ağız içi uygulamalarda alaşım her zaman östenit sıcaklığı üzerinde bulunmaktadır. NiTi şekil hafızalı alaşım östenit sıcaklığı üzerinde iken kopma gerilmesine gelmeden alaşım üzerine uygulanan gerilmenin kaldırılmasıyla alaşımın ilk şekline dönmesi süperelastisite özelliğidir (27, 28).

NiTi alaşımının bu 2 ana özelliği eğimli, kalsifiye ve/veya dar kanallardaki mekanik enstrümantasyon zorluklarında prosedürel hataları minimuma indirmiş ve daha öngörülebilir sonuçlar sağlamıştır (29). Fakat NiTi kanal aletleri paslanmaz çelik kanal aletlerine kıyasla yaklaşık %16-39 arasında daha az oranda dentini kesme yeteneğine

sahiptir (30). NiTi alaşımından üretilen el aletlerinin dentini kesme yeteneğinin kısmen yetersiz olması nedeniyle kök kanal şekillendirme işleminin uzun sürmesi üretici firmaları yeni arayışlara yönlendirmiştir. NiTi döner aletlerin piyasaya sürülmesiyle kanalın orijinal formu daha az iyatrojenik hatayla korunurken daha kolay ve daha hızlı enstrümantasyon ile kök kanal hazırlığında büyük bir gelişme sağlanmıştır (31-33).

2.3. NiTi Döner Eğе Sistemleri

Motorla kullanılan NiTi döner aletler 1990'lı yılların başında ilk döner NiTi sistemi olarak satışa sunulmuştur (23). Piyasaya çıktıkları süreçten günümüze kadar, aletlerin tasarımı büyük ölçüde değişmiştir. Alaşımın tipi, koniklik derecesi ve kesit tasarımı gibi alet özellikleri yeni üretim yöntemleriyle geliştirilmiştir (34). Dr. Steve Senia ve Dr. William Wildey tarafından tasarlanan LightSpeed NiTi döner alet sistemi kök kanal şekillendirmesinde kullanılan ilk NiTi eğe sistemidir. Lightspeed eğeleri Canal Master U tasarımı esas alınarak üretilmiştir. Uzun gövdeleri ve kısa çalışma uçları ile gates glidden frezlere benzemektedir (35). 0.02 konikliğe sahip ilk döner NiTi alet Dr. John McSpadden tarafından tasarlanıp 1992'de piyasaya sürülmüştür. Bu aletler preparasyonda yeni bir bakış açısı sağlamış olsa da eğe kırılmasıyla alakalı sıkıntılar görülmüştür. İki yıl sonra Dr. Johnson, 0.04 koniklikte ProFile isimli bir eğe dizisini tanıtmıştır. Bunu ProFile 0.06 serisi takip etmiştir (34). 1990'ların sonuna gelindiğinde, Dr. John McSpadden farklı boyut, çap ve taper açılarında 10 adet eğeden oluşan Quantec NiTi'yi tanıtmıştır (20). Birinci nesil NiTi döner eğeler olarak adlandırılan bu eğelerin en önemli tasarım özelliği, çalışma anında eğeyi merkezde kalmaya teşvik eden pasif radyal alanlardır (36).

İkinci nesil döner eğelere birinci nesil eğelerinden farklı bazı özellikler eklenmiştir. Elektrocilalama işlemiyle birlikte eğelerin yüzey düzensizlikleri giderilmiş, eğelere yüksek korozyon ve yorulma direnci kazandırılmış ve eğelerin kesme verimliliğinde de bir artış sağlanmıştır (20). İkinci nesil döner eğe sistemleri piyasaya 2001 yılında sunulmuştur. Bu nesildeki eğelerin birinci nesilden en önemli farkı radyal alan olmaksızın aktif kesici yüzey sayesinde etkin kesim yapabilmesi ve daha az sayıda eğe kullanımı ile kök kanal şekillendirmesi sağlamasıdır. Kesici kenarların agresif yapısı nedeniyle hatalı kullanımlarda özellikle dar ve kıvrımlı kök kanal anatomisine zarar verebilmektedir (20). İkinci nesil eğelere örnek olarak gösterebileceğimiz Endosequence (Brasseler, Savannah, GA, ABD) ve BioRace (FKG, La Chaux-de Fonds, İsviçre) sabit konisite açısına sahiptir. ProTaper (Dentsply, Tulsa Dental, PA, ABD) eğe tasarımında

yeni bir konsept ile birlikte sunulmuştur. Bu sistemde kullanılan eğeler ilk defa, tek bir egede artan ve azalan koniklik tasarımıyla kullanılmıştır. BioRace sistemi yüzey defektlerinin azaltılması amacıyla “*elektrocilalama*” işlemi ile üretilmiştir (37).

2007 yılına gelindiğinde NiTi eğelerin etkinliklerinin ve güvenilirliklerinin artırılması amacıyla birtakım yeni uygulamalara odaklanılmıştır. 3. nesil eğelerde, üreticiler termal işlem uygulayarak NiTi alaşımlarının dönüşüm sıcaklıkları üzerinde uyarlamalar yapmış ve döngüsel yorgunluğu azaltarak güvenliğini arttırmaya çalışmışlardır (38). Yeni termomekanik işlem ve üretim teknolojisi kullanılarak geliştirilen M-wire alaşımı, geleneksel NiTi alaşımından yapılan endodontik aletlere kıyasla daha esnek ve yorulmaya karşı daha dayanıklıdır. ProFile GT Series X, ProFile Vortex ve Vortex Blue döner ege sistemleri M-Wire telinden üretilmektedir (39).

2008 yılında SybronEndo (Kerr, Orange, CA, ABD) şirketi NiTi alaşımın R-fazında iken bükülerek şekil verilmesi ile üretilen K3 ve Twisted File döner alet sistemlerini piyasaya sunmuştur (40). Bu üretim şekliyle R fazdaki alaşımdan elde edilen NiTi döner eğeleri TF ve K3XF’ (SybronEndo, Orange CA, ABD) dir (41).

2010 yılında, özel bir termomekanik işlem kullanılarak üretilen CM (Controlled Memory) NiTi eğeleri geleneksel süper elastik eğelere göre yapısında daha az nikel (%52) bulundurmaktadır. Son derece esnek CM-wire tellerinden üretilen döner ege sistemleri; Hyflex CM (Coltene-Whaledent, Allstetten, İsviçre) ve Typhoon CM (Clinician's Choice Dental Products, New Milford, Amerika)’ dir (41, 42).

Kök kanal şekillendirmesinde tam tur kesintisiz dönme hareketini kullanan birçok sistemin aksine dördüncü nesil NiTi ege sistemleri farklı hareketleri yapan tek ege konseptini kullanmaktadır. Kök kanalında resiprokasyon adı verilen bu hareket, tekrarlayan tarzda eşit olmayan çift yönlü dönme hareketini yaparak dentin duvarlarında homojen basınç uygulamaktadır (43).

Yared (44) 2007’de, ilk kez #25 ve .08 konikliğe sahip tek bir Protaper F2 egesini saat yönünde ve tersinde resiprokal hareketle kullanmış ve eğin apikale az bir basınçla ulaşmasını sağlamıştır. Bu önemli çalışma, alet kırılmalarını azaltmayı amaçlamakla birlikte, kök kanal sisteminin şekillendirilmesinde tek ege kullanımının öncüsü olmuştur. Böylece 2011 yılında M-wire telinden üretilen Reciproc (VDW, Münih, Almanya) ve WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) resiprokal hareket ile çalışan tek ege sistemleri piyasaya sürülmüştür.

Piyasadaki sistemlerden farklı bir tasarıma sahip SAF (Self Adjusting File) 120 mm kalınlığında NiTi kafeslerden oluşan yaklaşık 1.5 mm çapında sıkıştırılabilir,

silindirik yüzeyi olan içi boş eğe sistemidir. Bu tasarımı sayesinde kök kanalı duvarlarına uyum sağlayabilen bir sistemdir. Eğe ayrıca, kök kanal preparasyonu sırasında sürekli bir yıkama solüsyonu akışı sağlayan silikon uçlu bir cihaz sayesinde aynı anda irrigasyon da yapabilmektedir (45).

Beşinci nesil üretilen kanal aletleri; dönme hareketi sırasında eğenin tüm aktif bölümü boyunca yılan benzeri bir kıvrılma hareketi oluşturmaktadır. Kütle merkezi ve dönme merkezi eğeler üzerinde alınan bir kesitte asimetric olacak şekilde tasarlanmıştır. Bu özelliğe sahip eğeler dentin dokusu ile minimum temas sağlamakta ve oluşan dentinal debrisin kanal dışına atılması kolaylaşmaktadır (25). Bu tasarıma sahip döner eğe sistemlerinin örnekleri; ProTaper Next (Dentsply Maillefer), Revo-S (MicroMega)'dir (34). Tek eğe sistemi olarak piyasaya sürülen OneShape (MicroMega) de rotasyonla çalışan ve asimetric tasarımı üretilen beşinci nesil eğelere bir başka örnektir (46).

2.4. NiTi Eğelerin Alaşımında Uygulanan Mekanik ve Isıl İşlemlerin Gelişim Süreci

NiTi eğelerin kırılma direnci ve esnekliğinin artırılması amacıyla günümüze kadar farklı termomekanik işlemler uygulanmıştır (23, 34).

NiTi Alaşımların Tarihsel Gelişim Süreci

A. Östenitik durumdaki NiTi alaşımlar (kronolojik sıralanmıştır)

1. Süperelastik NiTi (Geleneksel NiTi) alaşımlar
2. Elektrocilalama ile yüzey modifikasyonu uygulanmış NiTi alaşımlar
3. M-Wire alaşımlar
4. R-faz durumdaki Östenitik NiTi alaşımlar

B. Martenzitik durumdaki NiTi alaşımlar (kronolojik sıralanmıştır)

1. CM-Wire alaşımlar
2. Gold-Wire alaşımlar
3. Blue-Wire alaşımlar
4. Elektrik deşarjlı işleme (EDM-Wire) teknolojisi ile üretilmiş CM-Wire alaşımlar
5. Max-Wire alaşımlar

Yüzey enerjisini düşürmek ve pürüzsüz bir yüzey sağlayarak düzensizlikleri giderebilmek için son yüzey bitirme işlemi olan elektrocilalama işlemi uygulanmaktadır (47, 48). Bu işlemin eğenin kırılma direncini, kesme verimliliğini ve korozyona karşı direncini arttırdığı bulunmuştur (49). EndoSequence, RaCe, BT RaCe (tüm RaCe

serileri), Twisted File, Twisted File Adaptive elektrocilalama işlemi uygulanan sistemlere örnektir.

2007 yılında Sportswire LLC (Langley, OK, ABD) tescilli bir termomekanik üretim prosedürü kullanarak döngüsel yorulma direnci ve esnekliğin arttırıldığı bir NiTi alaşımı üretmiştir. Yeni geliştirilen bu NiTi alaşım M-Wire olarak adlandırılmıştır (50). M-Wire NiTi alaşımlar, fizyolojik sıcaklıklarda östenitik durumda olmakla birlikte östenit fazın yanında az miktarda martensit ve R-faz içerirler. M-Wire alaşımının östenit bitiş sıcaklığı 45-50°C'dir. Bu değer vücut sıcaklığının çok üstünde olduğundan bu durum bize M-Wire'in klinik çalışma koşulları altında sadece östenit formda olmadığını göstermektedir (51). M-Wire'in sahip olduğu gelişmiş esneklik bu 2 fazın varlığına bağlanabilir. M-Wire alaşımından üretilmiş eğeler arasında ProFile GT Series X, ProFile Vortex, Vortex Blue ve ProTaper Next bulunur (52).

2008 yılında, Sybron Endo (Orange, CA, ABD) özel bir ısıtma işlemi uygulanan ve alaşımın kristal yapısında ek bir faz değişikliği oluşturan NiTi eğeyi piyasaya sürmüştür. NiTi alaşımının bu fazı (R-fazı) martensit ve östenit arasında bir ara fazdır (20). Östenit formdaki NiTi teline ısıtma işlemi uygulanıp R-fazına dönüştürülmesi sonucunda Twisted File (TF) eğeler geliştirilmiştir. Tasarımında termal işlemle eş zamanlı gerçekleştirilen büküm işlemi, alaşıma üstün mekanik özellikler sağlamıştır (53). Bu şekilde R-fazdaki alaşımdan üretilen NiTi döner ege sistemleri TF ve K3XF'dir (41).

Martensitik fazın daha yoğunlukta bulunduğu alaşımların döngüsel yorgunluk ve kırılma direncinin östenit fazın yoğunlukta olduğu alaşımlardan daha üstün olduğu bildirilmiştir (54). Temelde NiTi alaşım termomekanik işlemlerden geçirilerek ve alaşımın faz dönüşüm sıcaklıkları yükseltilerek, martensitik fazın yoğunlukta olduğu endodontik eğeler üretilebilmektedir (28). Sıcaklık östenit bitiş sıcaklığının (Af) üzerindeyse alaşım östenitik haldedir (kübik B2 kristal yapısında), serttir ve üstün süperelastik özelliklere sahiptir (55). Sıcaklığın martensit bitiş sıcaklığının (Mf) altında olduğu durumlarda, NiTi alaşımı martensitik (monoklinik B190 kristal yapısında) durumdadır, yumuşaktır, kolayca deformasyona uğrayabilir ve şekil hafıza etkisine sahiptir. Alaşım östenit fazdan martensit faza geçişinde termomekanik işlemlere bağlı olarak önce ikiz martensitik faza, R-fazına ve sonrasında deforme martensitik faza geçerek süreci tamamlar (56). Bu kübik (B2) monoklinik (B190) kristal yapının kafes dönüşümü sırasında meydana gelen stres, makroskobik form değişiklikleri olmadan ikiz martensit oluşumuyla serbest bırakılır. Martensitik bir alaşım strese maruz kaldığında belirli bir limite kadar plastik deformasyona uğradığında (yaklaşık %8 düzeyde), östenit

bitiş sıcaklığının üstünde bir ısıtma ile yeniden ilk formunu geri kazanabilir (57). Örneğin otoklav sterilizasyonu, aleti birincil östenitik formuna geri döndürerek orijinal şeklini geri kazandıracaktır. Bu nedenle, martensitik aletler pseudoplastiktir ve şekil hafıza etkisini ısıtılma üzerinden sergiler (23, 58).

2010 yılında piyasaya sürülen üstün esneklik özelliğine sahip CM-Wire (Controlled Memory NiTi), martensit fazın daha yoğunluklu olduğu tasarımı tescillenmiş ilk alaşımdır (41). Typhoon CM ve HyFlex CM, CM teknolojisi ile kullanılarak üretilmiş eğelerdir. CM teknolojisi ile üretilen NiTi eğelerinde materyalin yapım özelliklerini değiştiren termomekanik işlem kullanılmıştır. Bunun sonucunda eğeler esneklik kazanmakta ancak diğer NiTi eğelerinin şekil hafızası özelliğini bulundurmamaktadır. Bundan dolayı CM teknolojisi kullanılan eğeler, eğimli kök kanallarında kullanımı sırasında düzleşme eğilimi göstermediği ve eski formuna dönmeye çalışmadığı için kanalın formuna adaptasyon sağlamaktadır (59).

2012 yılında, Dentsply Sirona, NiTi CM alaşımları için yeni bir termal işlem prosedürü başlatarak eğelere tekrarlı ısıtma işlemi uygulayıp sonrasında soğutmuştur. Uygulanan bu işlem eğenin yüzeyinde titanyum oksit tabakası oluşturmaktadır. Oluşan titanyum oksit tabakası kalınlığı sıcaklık derecelerine göre farklılık göstererek aletin rengini belirlemektedir (60). Gold-Wire ve Blue-Wire alaşımlarla, CM-Wire arasındaki esas fark Gold-Wire ve Blue-Wire eğelerin tasarımı yapıldıktan sonra tescilli ısıtma işlemi uygulanmasıdır (61). Bu da Gold ve Blue-Wire aletlerde nispeten daha sert yüzey tabakası oluşumuna neden olmaktadır (52). Vortex Blue (Dentsply Sirona), Reciproc Blue (VDW), ProTaper Gold (Dentsply Sirona) ve WaveOne Gold (Dentsply Sirona) sistemleri bu teknoloji kullanılarak üretilen eğelerdir (20).

2016 yılında Coltene/Whaledent (Altstätten, İsviçre) CM-Wire alaşımına “*elektrik deşarjlı işleme*” (EDM) teknolojisi uygulayarak yeni bir tasarım oluşturmuştur (62). EDM, darbeli elektrik boşaltımı sayesinde temassız şekilde alaşım üzerindeki küçük partikülleri kontrollü ve tekrarlanabilir şekilde eritir ve buharlaştırır. Metal yüzeyi kısmen buharlaştırıldıktan sonra geriye kalan aşınmış yüzeye 300-600 °C arasında sıcaklıklarda ısıtma işlemi uygulanır. Hyflex EDM, EDM teknolojisi uygulanan bir döner ege sistemidir (63). Hyflex EDM’yi Hyflex CM, M-Wire ve geleneksel NiTi eğelerle karşılaştıran çalışmalar, bu tasarımın artmış döngüsel yorgunluk direncine sahip olduğunu göstermiştir (64-67).

2017 yılında FKG Dentaire (La Chaux-de-Fonds, İsviçre) tarafından hem martensitik hem de östenitik faz özelliklerinin bulunduğu yeni bir NiTi alaşım olan Max-

Wire piyasaya sürülmüştür. XP-endo Shaper ve XP-endo Finisher, Max-Wire'dan üretilmiş eğerlerdir. Bu eğerler oda sıcaklığında martensit haldeyken, kanal içi sıcaklıkta östenitik hale geçmektedir. Bu sayede kök kanal sisteminin morfolojisine uyum sağlayabilmektedirler (68).

2.5. Çalışmamızda Kullanılan Remover Döner Alet Sistemi

Micro-Mega Remover (Micro-Mega), herhangi bir çözücü kullanılmadan kanal dolgusunu uzaklaştırabilme yeteneğine sahip tek eğerden oluşan bir sistemdir. Remover, 19 ve 23 mm olmak üzere 2 uzunlukta mevcuttur. Endodontide kanal tekrarı için tasarlanmış bu yeni alet, C-Wire adı verilen tescilli bir termomekanik süreç, elektrocilalama ve ısıtım işlemi sayesinde artan esneklik ve döngüsel yorulma direncine sahiptir. İnaktif uç sayesinde perforasyon ve basamak oluşturma ihtimalini azaltır. Tek kullanımlık ve asimetrik tasarıma sahip bir alettir. 0.30 mm apikal çapa ve %7 tapera sahiptir. Üretici firma tarafından 400-800 rpm hız ve maksimum 2.5 Ncm torkta kullanılması tavsiye edilmiştir (69).

2.6. Kanal Tedavisi Tekrarı

Kök kanal tedavisinde başarı oranları %86-98 arasında bildirilmiştir (70). Buna rağmen birçok faktör kanal tedavisinin başarısızlığına yol açabilir. Bunlar arasında giriş sağlanamamış kanallar, kök kanal sisteminin yetersiz dezenfeksiyonu ve eksik obtürasyonu, perforasyonlar ve koronal sızıntı gibi birçok faktör sayılabilir (71, 72). Endodontik tedaviden sonra başarı ve başarısızlık değerlendirmesi yapılırken, histolojik, klinik ve radyografik bulguların birlikte değerlendirilmesi gerekmektedir. Kök kanal tedavilerinde histolojik başarı kriteri periapikal dokularda inflamatuvar hücrelerin mevcut olmaması şeklinde tanımlanmaktadır. Ancak, histolojik inceleme klinik ortamında genellikle mümkün olmadığından bu kriter çoğu zaman değerlendirilememektedir. Radyolojik olarak başarı, radyolüsent alan gözlenmemesi ve/veya periapikal alandaki mevcut radyolüsentliğin kaybolması ile tanımlanmaktadır. Mevcut radyolüsentliğin küçülmesi veya değişmemesi ise kök kanal tedavisinin başarısı açısından tartışmalı bir konudur. Klinik başarı değerlendirmesi ise; endodontik tedavi devamında, palpasyonda ve perküsyonda ağrının olmaması, tekrarlayan sinüs yolu, şişlik, spontan ağrıların ve şişlik gibi semptomların olmaması, periodontal yıkım ve fonksiyon kaybının olmamasıdır (73).

2006 yılında Avrupa Endodonti Birliği'nin (ESE) bildirdiği rapora göre iyileşme ve hastalık şu şekilde tanımlanır (74);

Tam iyileşme (Olumlu sonuç): • Ağrı, şişlik, sinüs yolu gibi belirti ve semptomların olmaması • Periodontal ligament aralığının normal gözlenmesi • Dişin fonksiyonunu normal bir şekilde yerine getirebilmesi.

Şüpheli iyileşme: • Klinik muayenede semptom gözlenmemesi • Radyografide lezyon boyutunun aynı kalması veya küçülmüş gözükmesi. Bu durumda en az 4 yıl süreyle değerlendirilmesi önerilir.

Hastalık (Olumsuz sonuç): • Dişte enfeksiyon belirtilerinin devam ediyor olması ve dişin semptomatik olması • Kanal tedavisinden sonra var olan lezyonun boyutunda artma gözlenmesi veya dişte yeni lezyon oluşması • Dört yıllık takipte lezyonun boyutunun aynı kalması • Eşlik eden kök rezorpsiyonu bulguları olmasıdır.

Bu açıklanan yönergeye göre kök kanal tedavisinin başarılı kabul edilebilmesi için sadece tam iyileşme bulguları bulunmalıdır (74). Başarısızlığın nedeni tespit edildikten sonra, buna bağlı olarak kök kanal tedavilerinin yenilenmesi gerekebilmektedir. Bu işlem “*retreatment*” olarak adlandırılır (75). Önceki kök kanal dolgusunun tamamen uzaklaştırılması, şekillendirme ve dezenfeksiyon prosedürlerinin yeniden uygulanması ve kanalın tekrar doldurulması olarak ifade edilmektedir (76).

2.6.1. Kanal Tedavisi Tekrarının Endikasyonları

Kök kanal tedavisinin tekrarı işleminin gerekliliğine karar verirken göz önünde bulundurulması gerekenler (77):

- Kök kanal tedavili dişte ağrı, perküsyona hassasiyet belirtileri, intraoral ya da ekstraoral şişlik varlığı
- Kök kanal dolgulu dişte iyileşmeyen sinüs yolu varlığı
- Radyografide periapikal ya da lateral lezyon oluşumunun izlenmesi
- Kök kanal dolumunun yetersiz yapılması, kök kanal dolgusunun ağız ortamına açık kalması ve tükürükle kontamine olmasıdır.

2.6.2. Kanal Tedavisinin Tekrarında Prognoz ve Karşılaşılan Problemler

Kanal tedavisi yenilendiğinde prognoz birincil kök kanal tedavisinden daha kötüdür. Endodontik yeniden tedavinin başarı oranı çalışma bulgularına göre %40-100 arasında geniş bir yelpazede değişmektedir (78-80).

Sundqvist ve ark. (81), endodontik tedavisi yenilenerek incelenen 50 vakada %74'lük bir genel başarı oranı bildirmiştir. Bakteri içermeyen kanallardaki başarı oranı (%80) belirli bakteri türlerine sahip dişlerde önemli ölçüde daha düşüktü (%66). Sjögren ve ark. (82) ve Chugal ve ark. (83) da benzer sonuçlara ulaştı ve periapikal lezyon boyutunun prognozu düşürdüğünü bildirdi. Bunun yanında önceki tedaviden kaynaklanan perforasyon, stripping, basamak gibi hatalar da tedavi başarısını düşüren etkenlerdir (84). Retreatment sırasında da kanal sistemi içerisinde kullanılan döner eğeler ve ultrasonikler kökte perforasyona, basamak oluşumuna, apikal transportasyona neden olabilir (85). Ayrıca, alet kırıkları, dolgu materyallerinin periapikal alana taşması, vertikal kök kırıkları, flare-up gibi komplikasyonlar da görülebilir (86). Tüm komplikasyonlar arasında alet kırılması kanal tedavi tekrarı sırasında en sık karşımıza çıkan komplikasyonlardan birisidir. Yapılan çalışmalarda kök kanal dolumu yapılmış dişlerde kırık aletle karşılaşma olasılığının %1-6 olduğu görülmüştür (87, 88).

Eğelerin gereğinden fazla kullanımı, aletin fazla basınçla kullanılması, eğimli kanallarda kullanmak, aşırı dönme hızı, deforme olmuş aletlerin tekrar kullanılması gibi birçok faktör alet kırılmasına yol açabilir (87).

Alet kırığının kök kanal tedavisi ve kanal tedavisi tekrarı prognozu üzerindeki etkisini araştıran çalışmalar bildirilmiştir (87, 89). Mevcut çalışmalar öncesinde apikal periodontitis varlığı belirgin olan dişte, kırık bir eğenin lezyonun iyileşmesini önemli ölçüde azalttığını göstermiştir (90). Bunun nedeni olarak kırılan kanal aletinin, kök kanalının şekillendirilmesinin, dezenfeksiyonunun ve obturasyonunun ideal şekilde tamamlanmasına engel olarak mikrobiyal ortamın dezenfeksiyonunu azaltması gösterilmiştir (91).

NiTi döner ege sistemlerinin kırılmasında genellikle döngüsel (fleksüel) yorgunluk, burulma (torsiyonel) yorgunluğu veya ikisinin kombinasyonu rol oynar (6).

Döngüsel Yorgunluk

Kullanılan enstrümanlar eğri kanal içerisinde çalıştırılırken iç yüzeyleri sıkışma dış yüzeyleri ise gerilme kuvvetlerine maruz kalmaktadır. Tekrarlayan sıkışma ve gerilme kuvvetlerine maruz kalmak döngüsel yorgunluğun oluşmasına sebep olmaktadır. Özellikle kanalın en kurvatürlü bölümünde, tekrar eden gerilme-sıkışma döngüsü enstrümanın döngüsel yorgunluk direncinin aşılmasına neden olarak ege kırılmalarını meydana getirmektedir (92). Eğelerin %93'ünün döngüsel yorgunluğa bağlı olarak

kırıldıkları bildirilmiştir. Bu yüzden döngüsel yorgunluk eğe kırılmasında en etkili olan faktördür (86).

Torsiyonel Yorgunluk

Burulma (torsiyonel) yorgunluğu ise uygulanan torkla eğenin elastik limiti aşıp sap kısmı dönmeye devam ederken eğenin ucunun kök kanalına saplanması sonucunda gözlemlenmektedir (93). Metal alaşımında burulma yorgunluğu neticesinde plastik deformasyon meydana gelir. Eğer buna rağmen harekete devam edilirse eğede kırılma oluşmaktadır. Bu tip kırık, enstrümantasyon sırasında aşırı apikal kuvvet uygulanması ile ilişkilendirilmiştir (6). Bu mekanizmayla gerçekleşen torsiyonel kırılmalar genellikle düz kanallarda gözlenir (7).

2.6.3. Kırılmaya Neden Olan Etkenler

2.6.3.1. Operatörle İlgili Etkenler

Öğrenme ve deneyim sayesinde döner eğeler ile kanal şekillendirilmesi pratiğinde yetkinlik sahibi olmak önemlidir (94). Kök kanal tedavisi, uygulayıcının yeterli eğitim ve el becerisi olmasını gerektiren teknik olarak zorlu bir dental işlemdir. Kök kanallarının hazırlanması da bu tedavinin hassas manipülasyon teknikleri gerektiren bir aşaması olduğundan, operatörün becerisi ve yeterliliği gibi faktörler kırılma oranı üzerinde etkilidir (95).

2.6.3.2. Anatomiyle İlişkili Etkenler Giriş Kavitesi

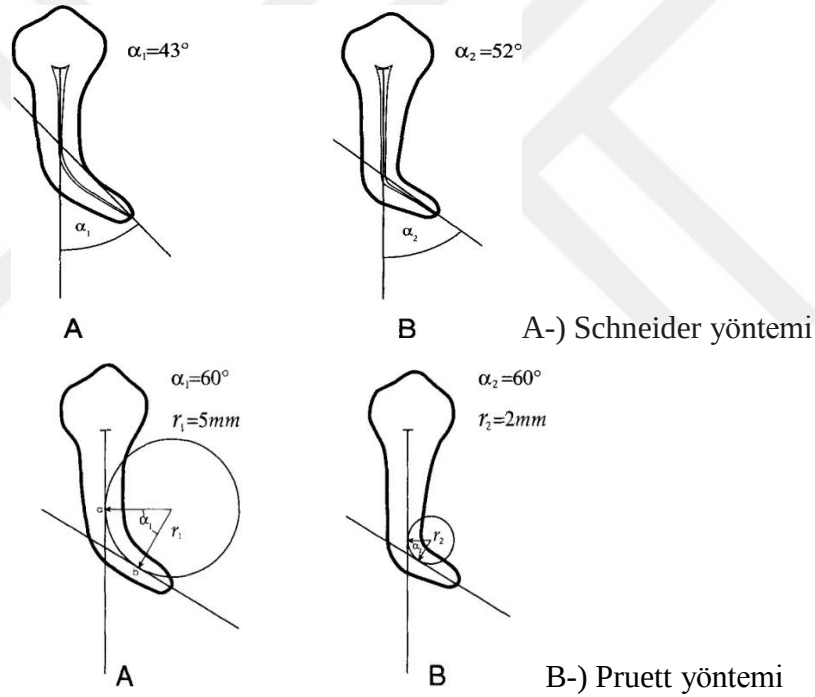
Kavite duvarlarının veya kök kanalının koronal üçlüsündeki kaldırılması gereken dentin omuzları uzaklaştırılmadığında, eğimin sayısını ve şiddetini artırarak (iatrojenik S eğrisi) kanal preparasyonu sırasında eğelere uygulanan stresi arttırıp eğelerde kırılmalar oluşturabilmektedir. Bu nedenle yeterli bir giriş kavitesi dizaynı bütün kök kanallarına engelsiz görüş sağlamalı ve eğeleri kanalda yönlendirmek için bir yol gösterici görevi görmelidir (96).

Kök Kanal Anatomisi

Çalışmalar, karmaşık kök kanal anatomisinin aletlerin kırılma riskini artırdığını göstermiştir (96). Ni-Ti döner eğelerin döngüsel yorgunluk direnci, aletin kullanıldığı kanallardaki eğriliğin açısı ve eğrilik yarıçapı gibi faktörlere bağlıdır (97). Aşırı eğimin

olduğu kanallarda yapılan preparasyon daha fazla döngüsel yorgunluğa neden olacağından aletin kırılma riskini artırmaktadır (7).

Kök kanallarının eğiminin belirlenmesinde birden fazla teknik kullanılmaktadır. 1971 yılında Schneider tarafından belirlenen teknik, kanal eğriliği kavramını derece cinsinden bir açıyla ve sadece tek bir parametre kullanarak tanımlamıştır. Bu teknikte Schneider kök eğrilik derecesini belirlemek için ilk olarak kanalın uzun eksenine paralel bir çizgi çizmiştir. Ardından ilk çizgiyle kesişmesi için apikal foramenden ikinci bir çizgi çizilmiştir. Bu 2 çizginin kesiştiği noktada oluşan açı “kök kurvatür açısı” olarak tanımlanmıştır (Şekil 2.2) (98). Pruett ve ark. (7) ise eğrilik yarıçapı ve eğrilik açısı olmak üzere 2 parametre kullanarak kanal geometrisini tanımlamıştır (Şekil 2.2). Eğrilğin yarıçapı, kanalın düz bir çizgiden sapma şiddetini temsil eder (97).



Şekil 2.2. Kök kanallarının eğiminin belirlenmesinde A-) Schneider yöntemi ve B-) Pruett yöntemi

Kurvatur açısı aynı olan kanallarda ise daha büyük çaplı ve rijit enstrümanlarda stres birikimi daha fazla olmaktadır (7). Kurvatur yarıçapının azalması ve açısının artması eğelerin daha az rotasyon yaparak kırılmasına neden olur (99). Kurvatur yarıçapının eğe yüzeyi üzerindeki gerilimin ana belirleyicisi olduğu düşünülmektedir (100). Bu nedenle daha keskin kurvaturü sahip kanallar alet üzerinde daha fazla stres oluşturur.

2.6.3.3. Eğe ile İlişkili Faktörler

Eğelerin, tasarım ve üretim süreçleri döngüsel ve torsiyonel yorgunluk direncini etkileyebilen eğe kırılmalarında önemli etkiye sahip faktörlerdir (101). Eğelerin enine kesit alanı da aletin kırılmasını etkileyebilmektedir. Kesit alanının büyümesi ile eğeler torsiyonel kuvvetlere karşı daha dirençli hale gelmesine rağmen döngüsel yorgunluğa karşı direnci azalmaktadır (102, 103). Sabit olmayan koniklik açısına sahip eğelerde kök kanal duvarlarına temasın az olması sabit koniklik açısına sahip eğelere kıyasla torsiyonel ve döngüsel kırılmaya karşı direncin daha fazla olmasını sağladığı belirtilmiştir (102).

NiTi döner aletlerin üretimi aşamasında alaşımda oluşan oksijen, karbon, hidrojen gibi oksitlenen moleküller, metal alaşımın yapısında zayıflığa sebep olabilmektedir. Ek olarak üretim aşamasında freze olukları, çatlaklar, pitler ve metal geçiş bölgeleri gibi yüzey kusurları da meydana gelebilmektedir (57, 101). Bu düzensizliklerin olduğu kısımların stresin yoğunlaşarak çatlakların oluşmaya başlamasının sebebi olduğu düşünülmektedir. Var olan bu çatlakların ilerlemesiyle de eğelerin kırılmaya daha yatkın hale gelebileceği varsayılmaktadır (104).

2.6.3.4. Teknik/Kullanımla İlgili Faktörler Tork Kontrollü Motorların Kullanımı

Kök kanal preparasyonunda endodontik motor tarafından oluşturulan tork birtakım faktörlerle ilişkilidir. Bağlı olduğu faktörler, preoperatif kanal genişliği, operatör tarafından uygulanan apikal kuvvet, kesit tasarımı, aletin çapı, üretim süreci, enstrümanın kullanım sayısı ve alet ile kök kanal duvarları arasındaki temas alanıdır (105).

Elektrikli motorlar sabit bir dönme hızını sürdürmeye çalıştıklarından dar bir kök kanalı içinde dönmeye çalışan nispeten büyük bir eğe veya kök kanalı içine hatalı olarak yerleştirilen bir eğe alet ile dentin arasındaki teması arttırarak sürtünmeyi ve gerekli torku artırır (106).

NiTi eğe sistemlerinin güvenli kullanımı için optimal dönme hızı, üretici firmanın önerilerine göre enstrümanlar arasında çeşitlilik göstermektedir. Enstrümantasyon sırasında çalışma boyuna güvenli bir şekilde ulaşmak için aleti optimum hızında kullanmak önemlidir (107). Bazı çalışmalar dönme hızının eğe kırığına bir etkisi olmadığını bildirirken (7, 99, 108), bazı çalışmalar da artan dönme hızının kırık oluşumunda bir artışa sebep olduğunu bildirmiştir (97, 109).

Preparasyon Tekniği

Sürtünmeyi azaltarak aletin kırık oluşma ihtimalini en aza indirmek amacıyla döner eğelerin genelinde crown-down tekniğinin uygulanması önerilmektedir (3). Döner aletin ömrünü uzatmak için tekniğe ek olarak, hafif apikal basınç, aksiyel gagalama hareketi ve kök kanalı içinde aletin uzun süre kullanılmaması önerilmektedir (109). “Gagalama” hareketi preparasyon işlemi sırasında eğede stresin tek noktada toplanmamasını ve uzunluğu boyunca dağılmasını sağlamaktadır (100).

Kullanım Sayısı ve Sterilizasyon Prosedürleri

Birçok çalışma, uzun süre klinik kullanımın NiTi döner eğelerin döngüsel yorgunluk direncini önemli ölçüde azalttığını göstermiştir (92, 110, 111). Svec ve Powers (112) çalışmasında, bir kullanımdan sonra bile deformasyon bulguları gösterdiğini belirtmişlerdir. Literatürde NiTi döner eğelerinin kaç kullanımdan itibaren değiştirilmesi gerektiği konusunda fikir birliği sağlanamamıştır. Bu konuda net veri olmaması neticesinde ve kırılma sıklığını azaltmak adına NiTi eğelerin tek kullanımlık olması en iyi yaklaşım olarak değerlendirilmiştir (95).

Kök kanal tedavisinin enstrümantasyonu aşamasında kullanılan aletlerin bireylerde çapraz enfeksiyon oluşturmaması için her hastadan sonra sterilize edilmesi gerekmektedir. Sterilizasyon döngülerindeki tekrarlar, çeşitli yüzey değişikliklerine neden olabilir. Korozyon, defektler ve yüzey pürüzlülüğü gibi birtakım değişiklikler oluşturabilir (95, 113, 114). Ancak, oluşan bu yüzey değişikliklerinin ege kırığı ile kesin olarak bağlantılı bulunduğu bildirilmemiştir (115).

2.7. Döngüsel Yorgunluk Testleri

Döngüsel yorgunluk testleri için 4 metot kullanılmıştır (Şekil 2.3) (100); (a) Eğri metal tüp düzeneği, (b) Oluklu blok düzeneği, (c) Eğimli bir düzleme karşı dönüş düzeneği, (d) Dönen bir eğeyi 3 noktada eğimlendiren düzenek.

2.7.1. Eğri Metal Tüp Düzeneği

Serene ve ark. (116) çeşitli NiTi kanal eğelerini sıkışma oluşmadan kurvatürlü bir metal tüpte test etmiştir. Döngüsel yorgunluğun test edildiği bu çalışmada genellikle NiTi eğeler kırılma gerçekleşmeden önce K tipi paslanmaz çelik eğelere göre daha fazla rotasyon yapmıştır.

Pruett ve ark. (7) ise kanal eğriliği ve geometrisini belirlemenin daha kesin bir yöntemi olan eğrilik yarıçapını ve eğrilik açısını ayrı ayrı ele almış ve metal tüpün kurvatür yarıçapını standardize ederek Lightspeed eğeler üzerinde çalışmıştır. Kanalin kurvatür yarıçapının aletin yorgunluk süresi üzerinde daha büyük etkiye sahip olduğu bulunmuştur. Ancak, farklı boyut ve çaptaki eğeler için aynı metal tüpün kullanılması da bu çalışmanın sınırlamasıdır. Çünkü daha küçük boyuttaki aletler için daha az stres ve gerilim olacağından metal tüp içindeki yorgunluk süreleri daha uzun olacaktır (117).

2.7.2. Oluklu Blok Düzeneği

Esas olarak paslanmaz çelik eğeleri test etmek için Haikel ve ark. (118) tarafından geliştirilen test düzeneği daha sonra NiTi döner eğelerin test edilmesi için uyarlanmıştır (4).

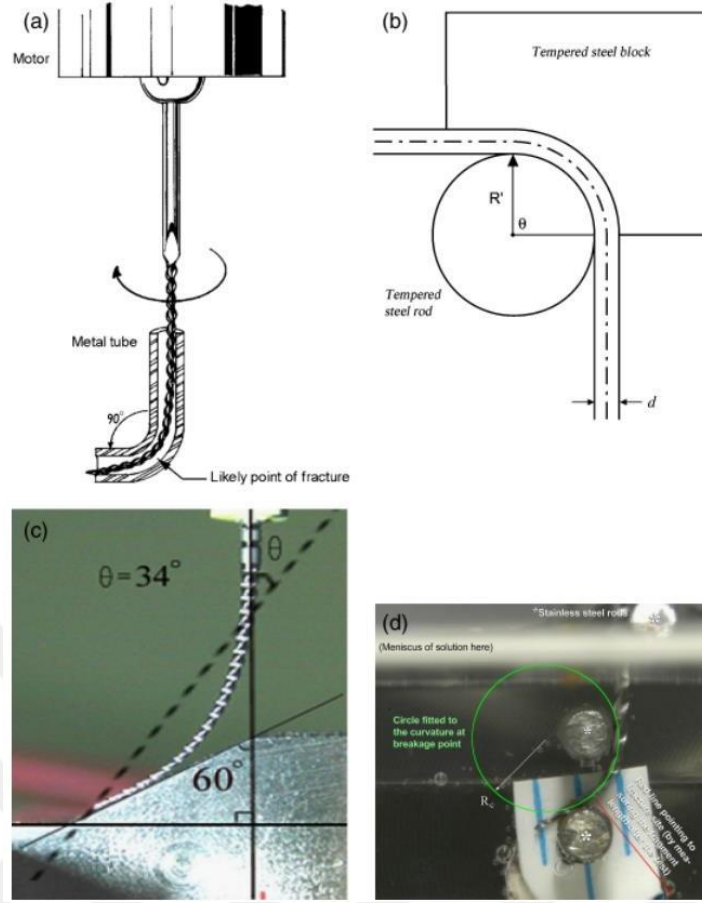
Düzenek çelik bir blok içerisinde paslanmaz çelik eğelerin serbestçe dönebileceği kök kanalını simüle eden V şekilli bir oluktan oluşmaktadır. Bloкта rotasyondaki alete rehber olması amacıyla açılan V formundaki çentik, bir yarıçap ve kurvatür açısı oluşturmaktadır (119). Düzeneğin tasarlanan ilk şeklinde yapılan çalışmalarda, eğelerin hareketi esnasında oluşan ısıyı ortadan kaldırmak amacıyla, düzeneğe soğuk hava akımı uygulanmıştır. Daha sonradan yapılan çalışmalarda ise soğuk hava akımı yerine bir çeşit lubrikant ajan kullanılmıştır (111).

2.7.3. Eğimli Bir Düzleme Karşı Dönüş Düzeneği

Bu düzenekte yorgunluk direnci, döner eğelerin uç kısmının önceden belirlenmiş bir açıya göre eğimlendirilmiş ve parlatılmış metal bir blokta dik bir düzlemde hareket ettirilerek test edilmektedir. Bloğun eğim açısına göre kurvatür açısı da hesaplanmaktadır (109). Bu test metodu oldukça basit uygulanabilir bir yöntemdir ancak eğrilik yarıçapının değişkenlik gösterebilmesi nedeniyle yüzey gerilimi genliğinin tahmin edilmesi oldukça zordur. Bu sebepten dolayı eğimli düzlemin açısı ve döner eğelerin yorulma zamanı arasındaki ilişki kesin bir bağlantı değildir (120).

2.7.4. Döner Bir Eğeyi 3 Nuktada Eğimlendiren Düzenek

İlk defa Cheung ve ark. (121) tarafından kullanılan bu düzenek, 3 adet 2 mm çapında pin kullanılarak oluşturulmaktadır. Son pinde hazırlanan küçük V şekilli bir oluk eğenin rotasyonu süresince aletin ucunun konumunu koruyarak belirlenen yörüngeden ayrılmasını engellemektedir (110).



Şekil 2.3. NiTi döner aletler için döngüsel yorgunluk testi yöntemleri (100). a) Eğri metal tüp düzeneği, b) Oluklu blok düzeneği, c) Eğimli bir düzleme karşı dönüş düzeneği, d) Döner bir eğeyi 3 noktada eğimlendiren düzenek

2.8. Deneysel Kök Kanal Tedavisi Tekrarı İşleminin Etkinliğinin İncelenmesinde Kullanılan Yöntemler

Kök kanal tedavisi tekrarı işleminde yöntemlerin etkinliğinin incelenmesi amacıyla değerlendirilen ölçütlerden birisi kanal duvarlarının temizliğidir. Radyografi, şeffaflaştırma yöntemi, konfokal lazer mikroskobu, taramalı elektron mikroskobu, konik ışınlı bilgisayarlı tomografi, bilgisayarlı mikro tomografi gibi analiz yöntemleri kanal duvarlarında kalan dolgu materyalini değerlendirmek için kullanılmıştır (122).

2.8.1. Radyografik Yöntem

Kök kanal tedavisi tekrarı işleminden sonra kök kanalındaki rezidüel madde miktarının belirlenmesinde meziodistal ve bukkolingual yönlerden alınan radyografileri kullanan bir yöntemdir. Kanalların dolumu ve sökümü yapıldıktan sonra alınan radyografiler dijital ortama aktararak karşılaştırılır. Görüntünün analizi rezidüel

materyalin radyopasite farkına bakılarak yapılır (123). Bu yöntemin, üç boyutlu (3B) bir yapının 2B görüntüsünü elde ettiğinden magnifikasyon ve distorsiyon gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bu da rezidüel madde miktarının ölçümünde sapmalara sebebiyet verebilmektedir (124).

2.8.2. Şeffaflaştırma Yöntemi

Şeffaflaştırma yönteminin kullanıldığı çalışmalarda, kanal tekrarı yapılmış örnekler önce nitrik asit gibi bir kimyasalla dekalsifiye edilir ve yıkanır. Sonrasında alkolle dehidrate edilip şeffaflaştırılır. Şeffaflaştırılan örneklerin kanal duvarlarındaki rezidüel dolgu maddesi miktarı bir bilgisayar yazılımı yardımıyla ölçülmektedir (125).

2.8.3. Konfokal Lazer Mikroskobu

Konfokal Lazer Mikroskop floresan boyalarla (rodamin B) işaretlenen hücre içi yapıların veya proteinlerin hücre içindeki hareketlerinin izlenebilmesine olanak vermektedir. Doku kesitleri, küçük organizmalar ve hücre örneklerini incelemek amacıyla kullanılır. Lazer taramalı konfokal mikroskop ile floresan boyalar kullanılarak elde edilen görüntülerin, dijital ortamda çeşitli bilgisayar yazılımları yardımıyla üç boyutlu görüntüleri oluşturulmaktadır (126).

2.8.4. Taramalı Elektron Mikroskobu (TEM)

TEM, kanal tedavisi tekrarı uygulanmış kök kanalının duvarlarında kalan dolgu maddesini, smear tabakasını ve organik debrisleri detaylı olarak gözlemlemek için kullanılan tekniktir (127). Yüksek enerjiye sahip elektronların küçük bir alana odaklanması prensibi ile ışık mikroskobuna kıyasla, 400 kat daha yüksek çözünürlükte görüntüler elde edilebilmektedir (128). Örneklerin yüzeyinde elektron birikimini engellemek amacıyla altın-palladyum, platin gibi iletken bir maddeyle kaplanması gerektiğinden in-situ incelemelerde kullanılması mümkün değildir (129).

2.8.5. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT)

KIBT tekniği; dedektörün ve X-ışını kaynağının, eş zamanlı şekilde tek rotasyonda ve oldukça düşük radyasyon dozu ile geniş bir alan taranmasına ve çok sayıda kesit alınmasına olanak sağlar. Bu dönüşü sırasında belirli açılarla elde edilen izdüşümler, bilgisayar yazılımlarıyla işlenerek diş hekimlerine 3B volumetrik veri sağlar (130).

Klinikte KIBT'ın; gömülü dişler ve ağız içi anomalilerin araştırılması, hava yolu değerlendirilmesinin yapılması, alveoler kemik yüksekliğinin ve hacminin değerlendirilmesi, temporomandibular eklem morfolojisi gibi birçok kullanım alanına sahip olduğu gösterilmiştir (130). Endodontide KIBT, periapikal tanı, kanal kruvaturlerini ve anatomisini incelemek, endodontik cerrahinin planlanması, kanal tedavisi tekrarı, *in vitro* çalışmalar gibi birçok amaç için kullanılmaktadır. Üretilen 3B görüntüler endodontik problemlerin tanımlanmasında ve tedavisinde yardımcı olmaktadır (131).

2.8.6. Mikro Bilgisayarlı Tomografi (µBT)

İlk olarak 1972 yılında geliştirilen Bilgisayarlı Tomografi (BT) tarayıcıları tipik olarak 1 mm³ hacimli voksellerden oluşmuş 3B görüntüler üretmektedir. 1980'lerin başında geliştirilen µBT ise 5-50 µm aralığında voksel üreterek çok daha iyi uzaysal çözünürlük sağlamaktadır (132). Bu nedenle geleneksel BT, dişler veya kök kanalları gibi daha küçük yapıların görüntülenmesi için yeterli gelmezken µBT taramasından büyük miktarda bilgi elde edilmektedir (133).

Geleneksel *in vitro* yöntemler kök kanal sistemlerinin morfolojik özelliklerini araştırırken genellikle örneğe zarar vermektedir. Numunenin dilimlenmesi, boyanması ve şeffaflaştırılması gibi işlemler geri dönüşümsüz değişiklikler oluşturmaktadır. µBT sistemlerinin geliştirilmesiyle, kök kanal morfolojisi zarar görmeden ve eksiksiz biçimde araştırılmaya başlanmıştır (134).

Bir µBT taramasıyla 2B veya 3B görüntüler elde edilip kesitler herhangi bir düzlemde yeniden oluşturulabilmekte veya internal ve eksternal anatomi aynı anda ya da ayrı ayrı olarak gösterilebilmektedir. Ayrıca, görüntüler hem nitelik hem de nicelik bakımından değerlendirilebilmektedir (135).

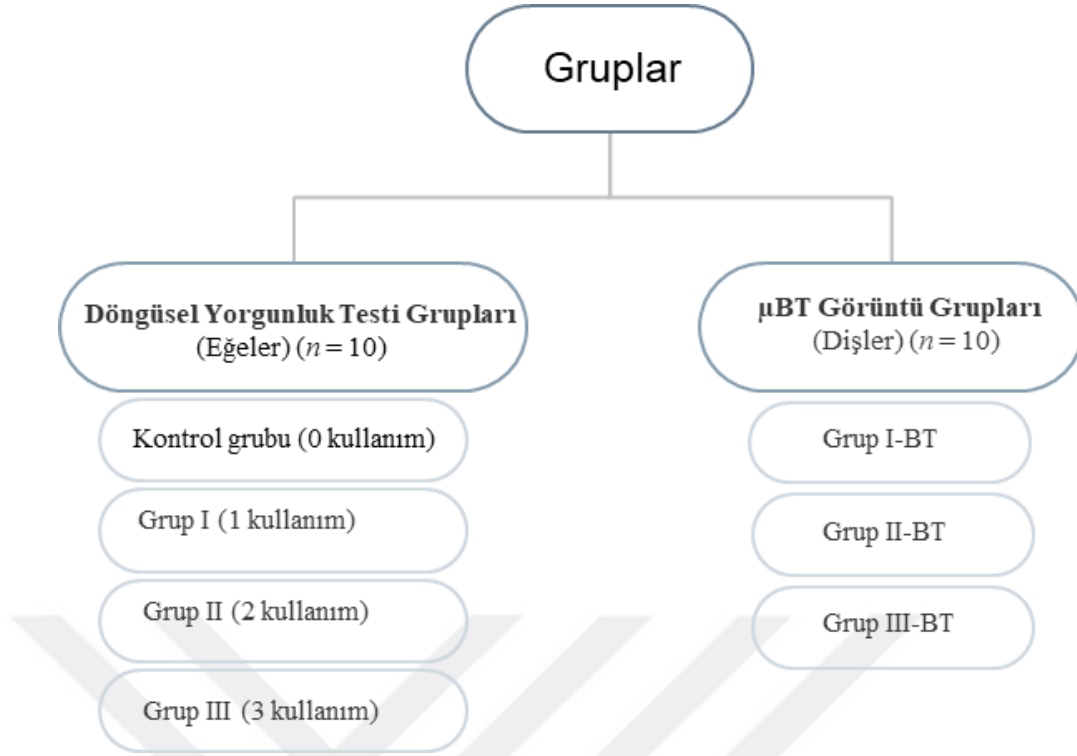
µBT; kök kanal dolgusunun 3B görüntülenmesine, tercih edilen herhangi bir enine kesitteki görüntülerin incelenerek guttaperka, kanal patı ve boşlukların hacminin ölçümüne, kanal dolgusunun dallanmalar ve kompleks bölgelere ulaşp ulaşmadığının bilinmesine olanak vermektedir. Tarama işleminin zaman alıcı ve yüksek maliyetli olması gibi dezavantajlarının yanında µBT, örneklerle zarar vermemesi ve 2-3B ölçümlere izin vermesinden dolayı diğer test yöntemlerine karşı üstünlüğe sahiptir. Bu nedenle özellikle endodontik deneysel çalışmalar olmak üzere birçok diş hekimliği alanında sıklıkla kullanılmaktadır. (136, 137).

3. MATERYAL VE METOT

Bu tez çalışması için İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 29-03-2022 tarih ve 2022/3236 sayılı etik kurul izni alınmıştır. Çalışmamızda kullanılacak olan kök kanal eğelerinin dental operasyon mikroskobu altında (DOM) incelenmesi, radyograflerin alınması, kök kanal şekillendirme ve yenileme işlemleri, sterilizasyon prosedürleri ve döngüsel yorgunluk direnç testleri İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda yapılmıştır. Kök kanal eğelerinin kırık yüzeylerinin incelenmesi ve kırılma tiplerinin belirlenmesi TEM altında İnönü Üniversitesi Bilimsel Teknolojik Araştırma Merkezi'nde gerçekleştirilmiştir. Çalışmadaki örneklerin μ BT taramaları ise Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda yapılmıştır.

3.1. Örneklem Sayısının Hesaplanması ve Grupların Oluşturulması

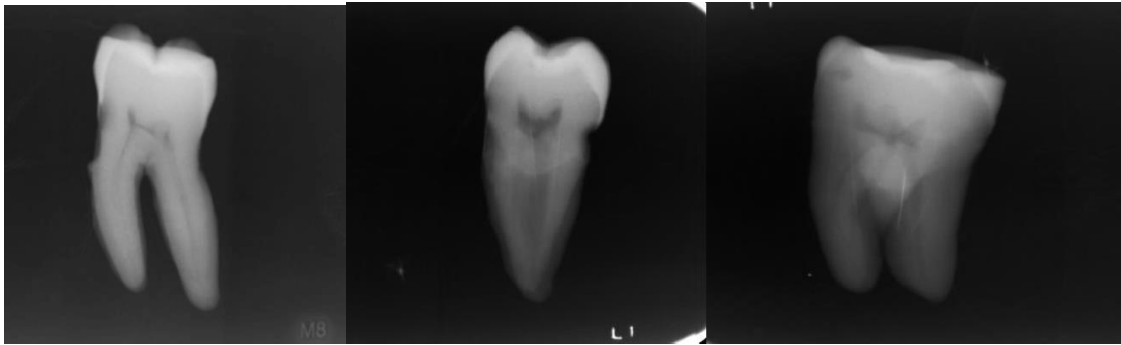
Çalışmamızda örneklem büyüklüğünü belirlemek için yapılan Power analizinde literatürden elde edilen ortalama ve standart sapmalara göre gerekli hesaplamalar yapıldı. G Power programıyla yapılan örneklem sayısı hesaplamada güç %80 olarak kabul edildiğinde toplam 36 eğin yeterli olduğu hesaplanmıştır (%95 güven aralığı, $\alpha = 0.05$). Kullanım sayılarına göre; kontrol grubu (0 kullanım), Grup I (1 kullanım), Grup II (2 kullanım), Grup III (3 kullanım) olmak üzere 4 grup belirlendi. Çalışmamızda, her bir grupta 10 adet olmak üzere toplam 40 adet ege kullanılmıştır. 1. kullanım için 10 yeni eğin 10 kök kanal dolumu yapılmış dişe, 2. kullanım için 10 yeni eğin 20 kök kanal dolumu yapılmış dişe, 3. kullanım için ise 10 yeni eğin 30 kök kanal dolumu yapılmış dişe ihtiyacı olacağı belirlendi. Bu nedenle çalışmada 60 adet molar diş ve 40 adet ege kullanıldı. Kontrol grubu ve test gruplarındaki (Grup I, Grup II, Grup III) Remover eğelerine döngüsel yorgunluk testi uygulandı. Ek olarak, kanal tekrarı yapılan dişlerden μ BT görüntülerinin karşılaştırılması için; 1. kullanımın gerçekleştiği dişler (Grup I-BT), 2. kullanımın gerçekleştiği dişler (Grup II-BT), 3. kullanımın gerçekleştiği dişler (Grup III-BT) şeklinde her grupta 10 diş olmak üzere 3 grup oluşturularak, ikinci bir örneklem grubu elde edildi (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Grupların oluşturulması

3.2. Örneklerin Toplanması ve Hazırlanması

Çalışmamız kapsamında periodontal veya ortodontik sebeple çekilmiş, çürüksüz, 2 mezial 1 distal toplamda 3 kanalı olan mandibular molar dişler seçilip toplandı. Seçilen benzer boyutlardaki dişlerin kök kanal anatomileri meziyo-distal ve bukko-lingual yönde alınan periapikal radyografiler yardımı ile incelendi (Şekil 3.2). Meziyal kökler için 20-40° arası kurvatür açısına, distal kökler için 0°-15° arası kurvatür açısına, sahip olan dişler çalışmaya dâhil edildi (Şekil 3.3).



Şekil 3.2. Her dişten alınan farklı açıdaki radyografiler yardımıyla kanal sayısının tespiti



Şekil 3.3. Çalışmaya dâhil edilen periodontal sebeple çekilmiş çürüksüz diş örneği

Distal kanalı aşırı kurvatürlü, kalsifiye kanallar veya rezorpsiyon olan, kök gelişiminin tamamlanmadığı, kırık veya çatlak hattı gözlenen, 4 veya daha fazla kanal bulunduran ve kök kanal tedavisi uygulanmış dişler çalışmaya dâhil edilmedi. Kökler üzerinde bulunan doku artıkları mekanik olarak uzaklaştırıldıktan sonra dişler 4 °C'de %0.1 timol içeren solüsyonda saklandı.

3.3. Kök Kanallarının Preparasyonu

Çalışmaya dâhil olma kriterlerini sağlayan 60 diş, 1'den 60'a kadar rastgele numaralandırıldı (Şekil 3.4). Dişlerin, kanal ağızlarına direkt görüş sağlanacak şekilde açılan geleneksel giriş kavitesi preparasyonları elmas rond ve elmas fissür frezler ile gerçekleştirildi (Şekil 3.5).

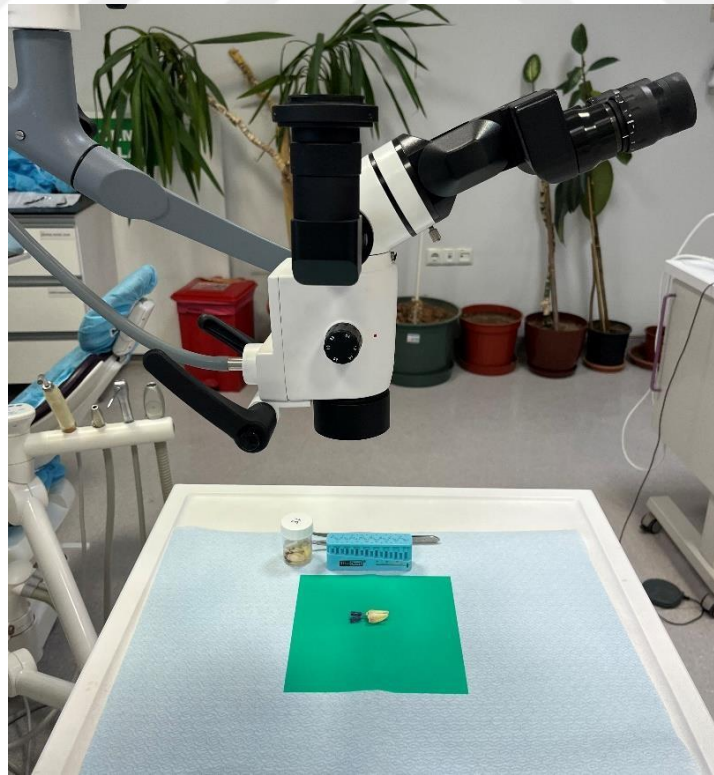


Şekil 3.4. Çalışmaya dâhil edilen rastgele numaralandırılan dişler



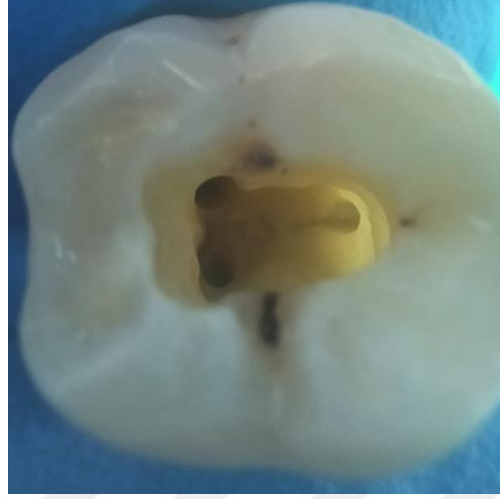
Şekil 3.5. Geleneksel giriş kavitesi preparasyonu

Dişlerin giriş kavitesi preparasyonları tamamlandıktan sonra #10 K tipi (Dentsply Maillifer) el eğesi ile apikal açıklıkları kontrol edilip eğenin foramen apikaleden apikaleden dental operasyon mikroskobu ile görsel olarak izlenmesinin ardından bu boydan 1 mm çıkarılmasıyla çalışma boyu belirlendi (Şekil 3.6).



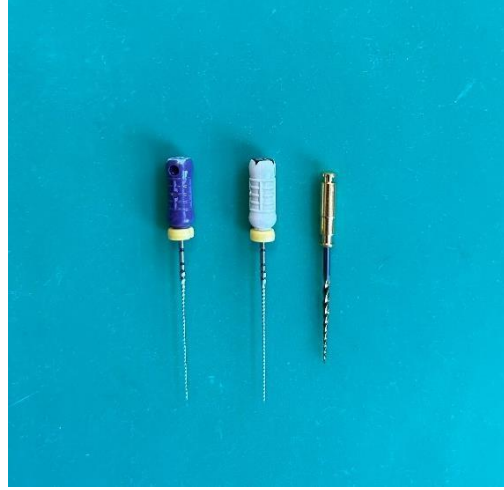
Şekil 3.6. Çalışma boyunun mikroskop yardımıyla belirlenmesi

Çalışma boyunu 18 ± 1 mm olacak şekilde standardize etmek amacıyla gerekli durumlarda dişlerin okluzal tüberküllerinde mölleme yapıldı. One Flare (Coltene Micro-Mega) eğeleri ile dişlerin koronal genişletmeleri yapıldı (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. Koronal genişletmeden sonra kavitenin görünümü

Bütün dişlerde çalışma boyunda #15 K tipi el (Dentsply Maillifer) eğesi ile rehber yol oluşturuldu (Şekil 3.8). Rehber yol oluşturulan mandibular molar dişlerin kanalları, One RECI (Coltene Micro-Mega) (25/0.6) eğeleri ile VDW Gold Endomotor'un (VDW) "WAVEONE ALL" programıyla şekillendirildi (Şekil 3.9 ve Şekil 3.10). Preparasyon işlemi sırasında eğe, hafif bir apikal basınç ve 3 mm'lik ileri geri aksiyel hareketler ile kullanıldı. Aksiyel hareketler en fazla 3 kez tekrarlandıktan sonra eğe kök kanalından çıkartıldı ve yivler NaOCl emdirilen gazlı ile temizlendi. Şekillendirme işlemi boyunca kanallar her enstrümantasyon sonrası 2 mL %2.5'luk NaOCl ile irrigate edildi. Prosedür, eğe çalışma boyuna ulaşıncaya tamamlandı. Final irrigasyon, 1 mL %17 EDTA, 1 mL %2,5 NaOCl ve 2 mL distile su ile tamamlandı.



Şekil 3.8. Şekillendirme işleminden önce kullanılan eğeler



Şekil 3.9. Şekillendirme işleminde kullanılan One RECI eğesi



Şekil 3.10. Çalışmada kullanılan WaveOne Gold endomotoru

3.4. Preparasyonu Tamamlanmış Kök Kanallarının Dolgusu

Preparasyonu tamamlanan dişlerin kanalları kağıt konlar yardımı ile kurulandı ve Dia-Pro ISO-.06 guta-perka konu (DiaDent, Seul, Güney Kore) (Şekil 3.11) ve AH Plus (Dentsply Sirona) kanal patı (Şekil 3.12) ile tek kon tekniği kullanılarak dolduruldu (Şekil 3.13 ve Şekil 3.14).



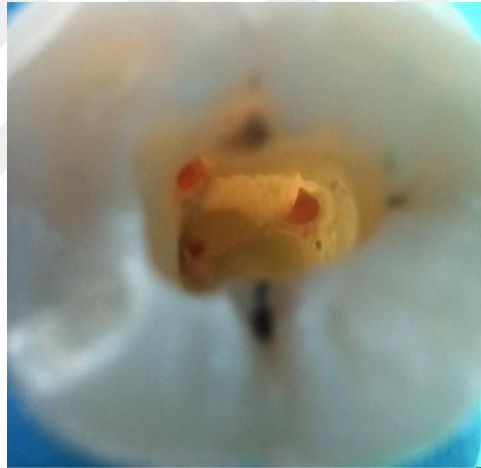
Şekil 3.11. Dia-Pro ISO-.06 guta-perka konu (DiaDent)



Şekil 3.12. AH Plus (Dentsply Sirona) kök kanal patı



Şekil 3.13. Dişlerin tek kon tekniği kullanılarak doldurulması



Şekil 3.14. Kök kanal dolgusu tamamlanan diş

Kavitedeki pat ve gutta-perka artıkları pamuk peletler ile uzaklaştırıldı. Dolumu gerçekleştirilen dişlerden kontrol amaçlı periapikal radyograf alındı. Sonrasında kök kanal girişleri geçici dolgu materyali (Cavit, 3M ESPE, Almanya) ile kapatıldı ve dişler kök kanal dolgusunun uzaklaştırılması işlemine kadar, nemli bir ortamda, 2 hafta süreyle kanal dolgu patının sertleşmesi için bekletildi.

3.5. Kök Kanal Tedavisinin Tekrarı İşlemi

Belirlenen 2 haftalık süre sonrasında kök kanal tedavisi tekrarı prosedürlerinin uygulanması için, yerleştirilen geçici dolgu materyali dişlerden uzaklaştırıldı. Eğeler

İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda bulunan DOM (Densim Optics, Piešťany, Slovakya) ile incelendi ve kırık, çatlak veya deformasyon gözlenmedi. Kanaldaki kuronal dolgu materyalinin uzaklaştırılması ve kök kanalı girişinin yapılabilmesi için ilk olarak One Flare (Micro-Mega) eğesi üretici firmanın önerilerine uygun olarak 400 rpm hız ve 2.5 Ncm torkta kullanılmıştır. Çalışmamızda dişlerin kök kanal tedavisi tekrarı için rotasyonel hareketle çalışan Remover eğesi (Micro-Mega) kullanılmıştır (Şekil 3.15).



Şekil 3.15. Çalışmada kullanılan MicroMega Remover eğesi

Kök kanal tedavisi yenileme işlemi sırasında endomotor üretici firmanın talimatlarına uygun olarak, 400 rpm hız ve 2 Ncm torka ayarlanmıştır. Remover eğeler ile retreatment işlemi; VDW Gold endomotor (VDW, Münih, Almanya) kullanılarak çok hafif apikal basınç ve bir direnç hissedilene kadar 2-3 mm'lik ileri geri fırçalama hareketleriyle, belirlenen çalışma boyundan 2 mm kısa boya ulaşınca kadar sürdürülmüştür. Hareketler en fazla 3 kez tekrarlanarak her seferinde alet kök kanalından çıkarılıp eğe üzerinde biriken dolum materyalleri artıkları NaOCl emdirilmiş gazlı bez yardımı ile temizlenmiştir. Remover'ın kullanımının tahmini çalışma uzunluğundan 2-3 mm daha kısa olacak şekilde sınırlandırılması önerildiğinden çalışma boyuna ulaşılması ve apikal kısımdaki dolum materyalinin çıkarılması işlemi ProTaper Next X3 eğesi (Dentsply Maillefer) ile eğe çalışma boyuna ulaşınca kadar devam ettirilmiştir (Şekil 3.16). Bu işlem sırasında eğe, hafif bir apikal basınç ve ileri geri hareketlerle kullanılmıştır. Hareketler aynı şekilde en fazla 3 kez tekrarlanmış olup her seferinde alet kök kanalından çıkarılarak eğe üzerinde biriken dolum materyallerinin artıkları NaOCl emdirilmiş gazlı bez yardımı ile temizlenmiştir. Bu işlem sırasında da önceden anlatılan aynı irrigasyon protokolü uygulanmıştır. Test gruplarında; 1.kullanım için 10 yeni eğe ile

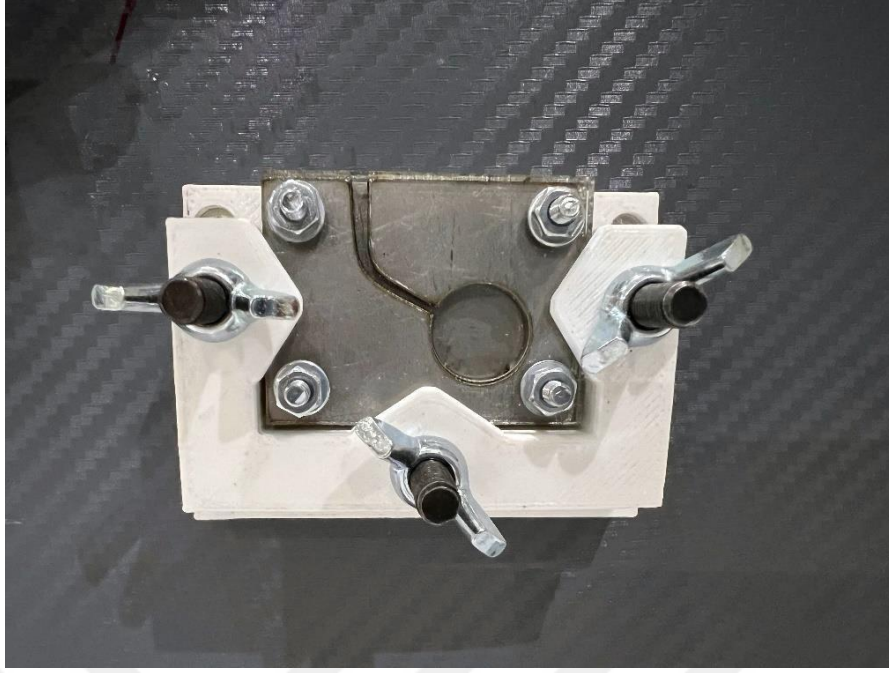
10 dişe, 2. kullanım için 10 yeni eğe 20 dişe, 3.kullanım için ise 10 yeni eğe ile 30 dişe olacak şekilde çalışmada toplam 30 eğe ile 60 farklı dişe retreatment işlemi yapılmıştır. Eğeler her kullanım sonrası otoklavda 134 °C’de 20 dk sterilize edildi.



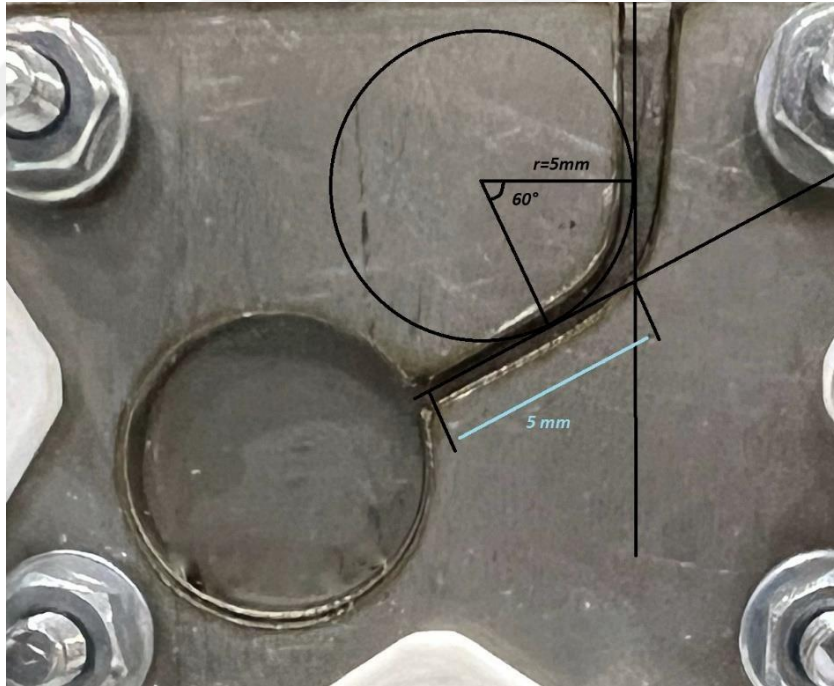
şekil 3.16. ProTaper Next X3 eğesi (Dentsply Maillefer)

3.6. Yapay Paslanmaz elik Kanalın Hazırlanması

Çalışmamızda kullandığımız yapay kanal; kurvatür açısı 60°, kurvatür yarıçapı 5 mm, kurvatür merkezinin kanalın apikaline olan uzaklığı 5 mm, 1.5 mm iç çapa sahip olacak şekilde metal blokta tasarlandı (şekil 3.17 ve şekil 3.18). Döngüsel yorgunluk direnci testinde kullandığımız paslanmaz çelikten yapay kanal; İnönü Üniversitesi Fen ve Edebiyat Fakóltesi’nde üretildi.



Şekil 3.17. Çalışmamızda kullanılan paslanmaz çelik kanal blok

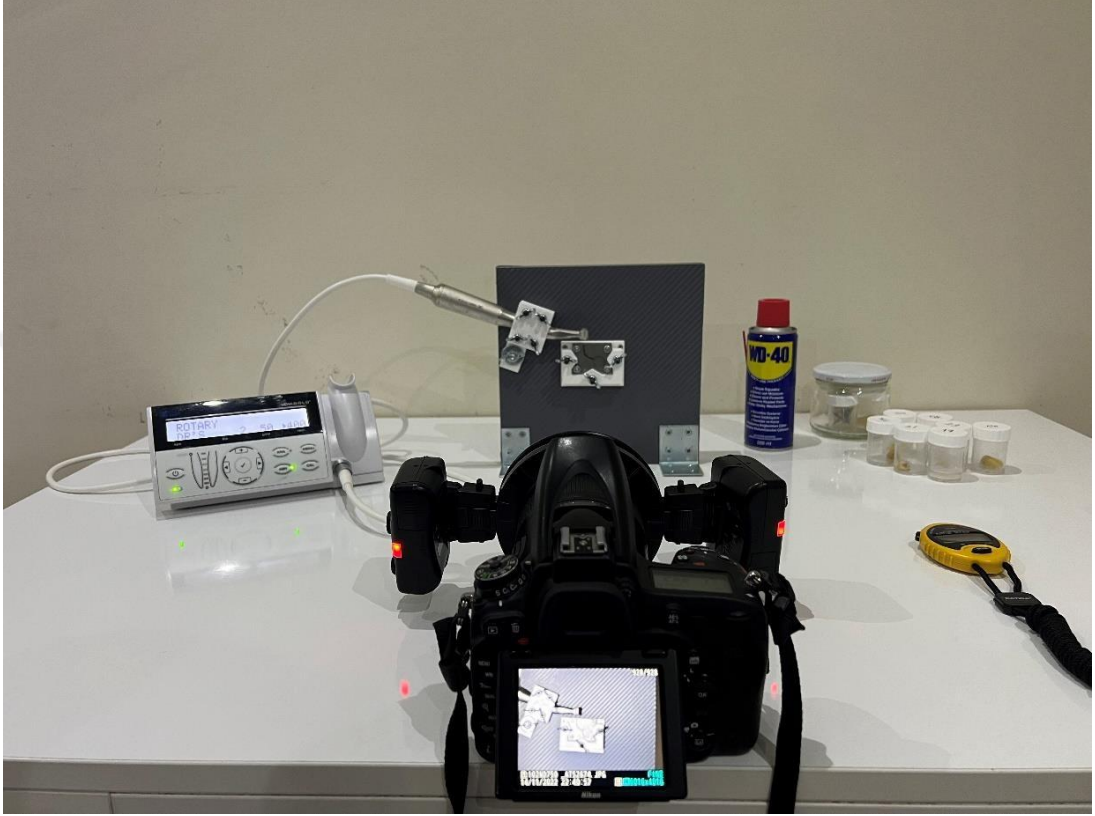


Şekil 3.18. Yapay kanal kurvatür dizaynı

3.7. Döngüsel Yorgunluk Direnci Test Düzeneği

Çalışmamızda kullanılan NiTi Remover eğelerinin döngüsel yorgunluk dirençlerini ölçmek amacıyla statik bir test düzeneği tasarlandı (Şekil 3.19). Döngüsel

yorgunluk direnci testine tabi tutulan eğler VDW Gold (VDW) endomotorunun anguldruvasıyla ve paslanmaz elik blok test cihazına bir aparat ile sıkıca sabitlenerek kullanıldı. Kontrol grubundaki Remover eğleri paketlerinden çıkarıldıktan sonra hiç kullanılmadan döngüsel yorgunluk testine tabi tutuldu.



Şekil 3.19. Statik döngüsel yorgunluk test düzeneği

Kontrol grubu ve Test gruplarındaki (1-2-3 kullanım) Remover eğleri döngüsel yorgunluk testi sırasında endomotorun ayarlanabilir programında hız 400 rpm, tork ise 2 Ncm'ye ayarlanarak kullanıldı. Bütün eğler, kırılma gerçekleşene kadar rotasyonel harekette döndürüldü (Şekil 3.20).

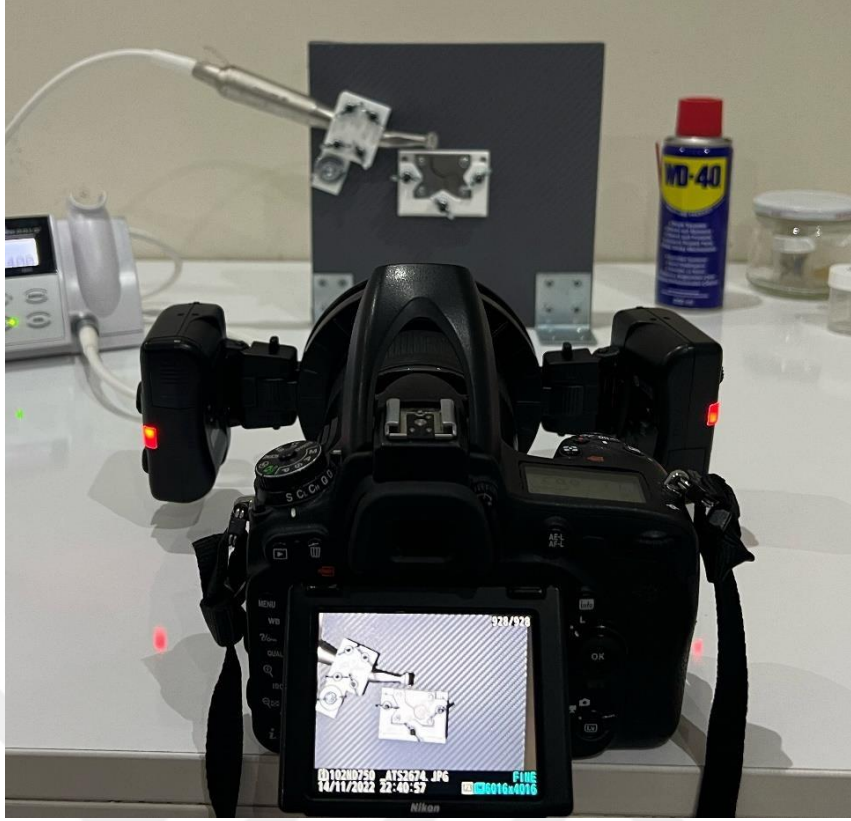


Şekil 3.20. Remover eğesinin yapay kanal içinde kırılması

Eğelerin oluşturabileceği sürtünme kuvvetlerini azaltmak amacıyla yapay kanal içerisinde sentetik bir yağ olan WD-40 (Company, Milton Keynes, İngiltere) kullanıldı. Kırılma anına kadar geçen süre kronometre kullanılarak kaydedildi. Kırılma anı video kamera kaydı ile teyit edildi (Şekil 3.21). Süre saniye cinsinden kaydedildi (Şekil 3.22). Testteki eğeler için kırılana kadar atılan tur sayısı (KAT) aşağıdaki formül ile hesaplandı:

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

Dijital kumpas yardımıyla her eğenin kırılan parçalarının uzunlukları ölçüldü (Şekil 3.23).



Şekil 3.21. Testlerin yapılışı sırasında video kamera ile kayıt alınması



Şekil 3.22. Eğenin kırılma anının dijital kronometre ile kaydedilmesi



Şekil 3.23. Kırık parçaların uzunluklarının ölçüldüğü dijital kumpas

3.8. Taramalı Elektron Mikroskobu'nda (TEM) Kırık Yüzeylerin İncelenmesi

Döngüsel yorgunluk testi uygulanan eğerler sonrasında her gruptan 2 eğer olmak üzere toplamda 8 eğer kırık yüzeylerin incelenmesi ve kırık tipinin belirlenmesi adına İnönü Üniversitesi Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Merkezi (İBTAM)'nde Test ve Analiz Birimi'nde bulunan TEM' de (LEO EVO 40 (LEO Ltd., Cambridge, İngiltere), X450 ve X1500 büyütmede incelendi (Şekil 3.24).

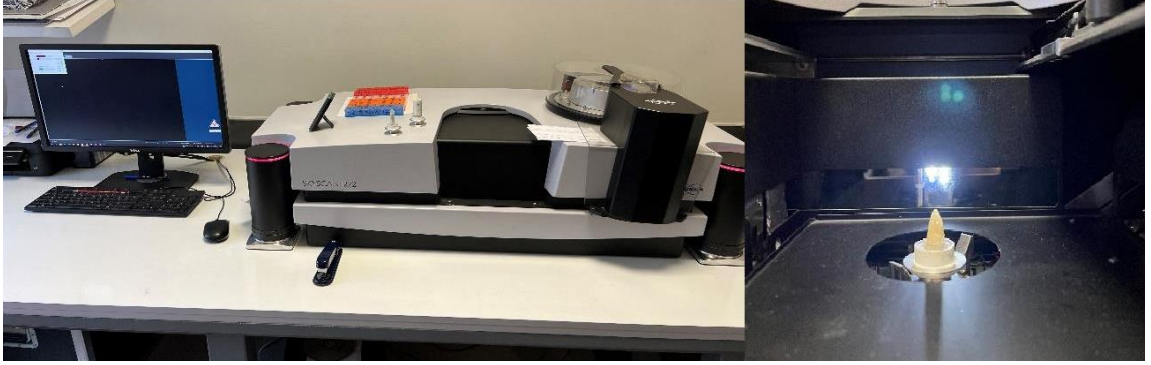


Şekil 3.24. TEM Ünitesi: LEO-EVO 40/Cambridge-İngiltere

3.9. Kök Kanal Tedavisi Tekrarı Sonrası μ BT Cihazı ile Görüntü Alınması

Örnekler, kanal tekrarı sonrası görüntülerinin elde edilmesi için Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda, μ BT cihazıyla (Bruker

Skyscan 1272, Kontich, Belçika) taranmıştır (Şekil 3.25). Örneklerin μ BT taramasında kullanılan parametreler Tablo 3.1’de gösterilmiştir.



Şekil 3.25. Bruker Skyscan 1272 μ BT cihazı

Tablo 3.1. Örneklerin μ BT taraması için kullanılan parametreler

μ BT Tarama Parametreleri	
Kaynak Voltajı	90 kV
Kaynak Akımı	111 μ A
Dikey eksen etrafında dönüş	180°
Dönüş Adımı	0.6°
Görüntü piksel boyutu	21.6 μ m
Filtre	0.11 mm bakır filtre
Tarama Süresi (ortalama)	1 saat 45 dakika

Tarayıcıdan elde edilen ham görüntüler köklerin 2B kesitlerini gösterecek şekilde NRecon yazılımı 1.6.10.5 (Bruker μ BT) kullanılarak yeniden yapılandırılmıştır (Şekil 3.25 ve Şekil 3.26). Yeniden yapılandırma için Smoothing (yumuşatma) değeri 3, Gaussian smoothing değeri 2 olarak ayarlandı. 12 halka artefakt düzeltmesi ve %10 ışın sertleşme (beam hardening) düzeltmesi yapıldı. Threshold (eşik) aralık değeri ham veri görüntüleri ile kıyaslanarak en kesin görüntü olacak şekilde ayarlandı. Tüm örneklerden ortalama 1000 kesit görüntüsü elde edilmiştir. Nicel ölçümlerinin yapılması için CTAn (CT Analyser) yazılımına (Versiyon 1.16.4.1, Bruker μ BT, Skyscan) aktarılmıştır. Kanal dolgusu sökümü sonrası kalan dolgu hacmi (rezidüel volüm) CTAn yazılımı kullanılarak belirlenmiştir. Değerler mm^3 cinsinden elde edilmiştir. Tüm ölçümler aynı gözlemci tarafından iki kez yapılmıştır.

3.10. İstatistiksel Analiz

Çalışmamızda elde edilen verilerin istatistiksel analizinde IBM SPSS V23 programı kullanıldı. Çalışma verilerinin normal dağılıma uygunluğu Shapiro-Wilk testi ile değerlendirildi. Çalışma verilerinin değerlendirilmesinde, tanımlayıcı istatistiksel verilerin (ortalama $\pm$ standart sapma) yanında niceliksel veriler karşılaştırılırken, üç ve üzeri gruplara göre normal dağılmayan verilerin karşılaştırılmasında Kruskal Wallis testi kullanıldı ve çoklu karşılaştırmalar Dunn testi ile incelendi. Eğelerin %99 oranda sağkalımı için öngörülen maksimum döngü sayısı ve kırılma süresi Weibull güvenilirlik analizi kullanılarak hesaplandı. Weibull parametrelerinin tahmininde Minitab V14 programı kullanılarak en küçük kareler yöntemi uygulandı. $P < 0.05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

4.1. Döngüsel Yorgunluk Testi Bulguları

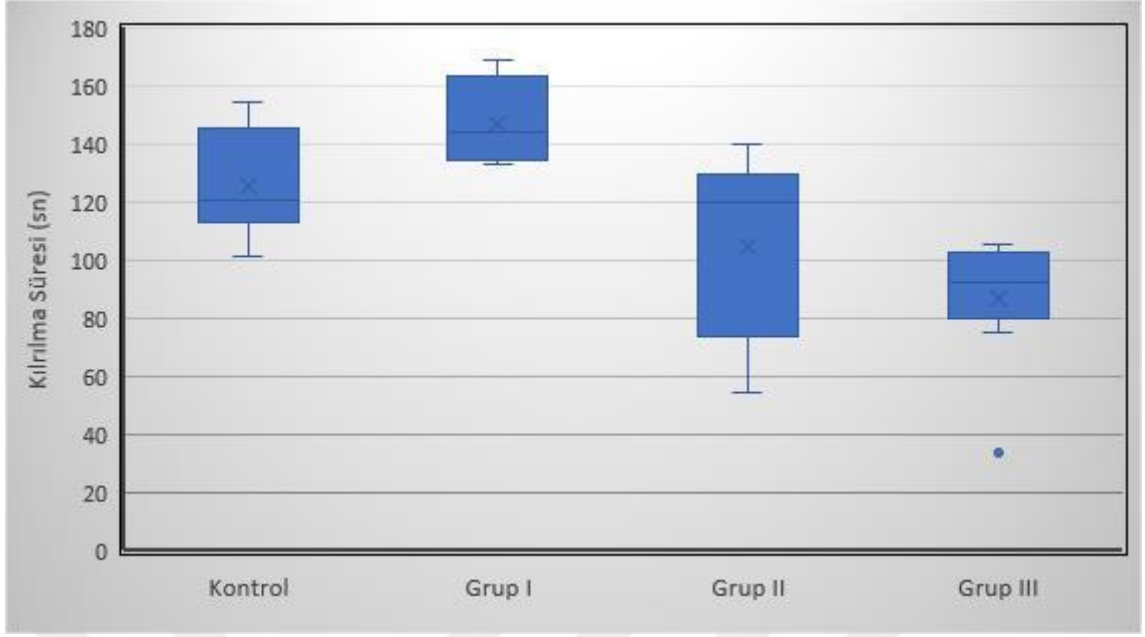
Çalışmamızda kullanılan Remover döner ege sistemi statik model altında üreticinin talimatları doğrultusunda yapay kanal içinde kırılana kadar kullanıldı. Kırılma süresi, kırılana kadar atılan tur sayısı ve kırık parçanın uzunluğu hesaplandı.

Gruplara göre kırılma süresinin karşılaştırılmasına ait değerler Tablo 4.1’de gösterilmiştir. Yapılan analizler sonucunda Kontrol Grubu’nun ortalama değeri 120.64, Grup I’in ortalama değeri 143.98, Grup II’nin ortalama değeri 120.22 ve Grup III’ün ortalama değeri 92.67 olarak elde edilmiştir. En yüksek ortalama değeri Grup I’de, en düşük ortalama değeri ise Grup III’te gözlenmektedir. Gruplara göre kırılma süresi ortalama değerleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($P < 0.001$). Grup I ile Grup II, Grup I ile Grup III ve Kontrol Grubu ile Grup III değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır. Grup I değerleri, Grup II ve Grup III’ten istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Kontrol Grubu değerleri ise Grup III’ten istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Kontrol Grubu kırılma süresi değerleriyle Grup I ve Grup II değerleri arasında anlamlı farklılık görülmedi. Ayrıca, Grup II ve Grup III değerleri arasında da anlamlı fark görülmedi. Gruplara göre kırılma süresinin karşılaştırılmasına ait kutu grafiği Şekil 4.1’de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Gruplara göre kırılma süresinin karşılaştırılması

Grup	Ortalama $\pm$ Ss	Ortanca (min. - maks.)	p*
Kontrol Grubu	125.89 $\pm$ 17.51	120.64 (101.54 – 154.28) ^{ac}	<0.001
Grup I	147.25 $\pm$ 14.16	143.98 (133.47 – 169.34) ^a	
Grup II	104.98 $\pm$ 31.88	120.22 (54.69 – 140.28) ^{bc}	
Grup III	86.94 $\pm$ 21.26	92.67 (33.94 – 105.78) ^b	

*Kruskal Wallis testi, Ss: Standart sapma, a-c: Aynı harfe sahip gruplar arasında bir fark yoktur.



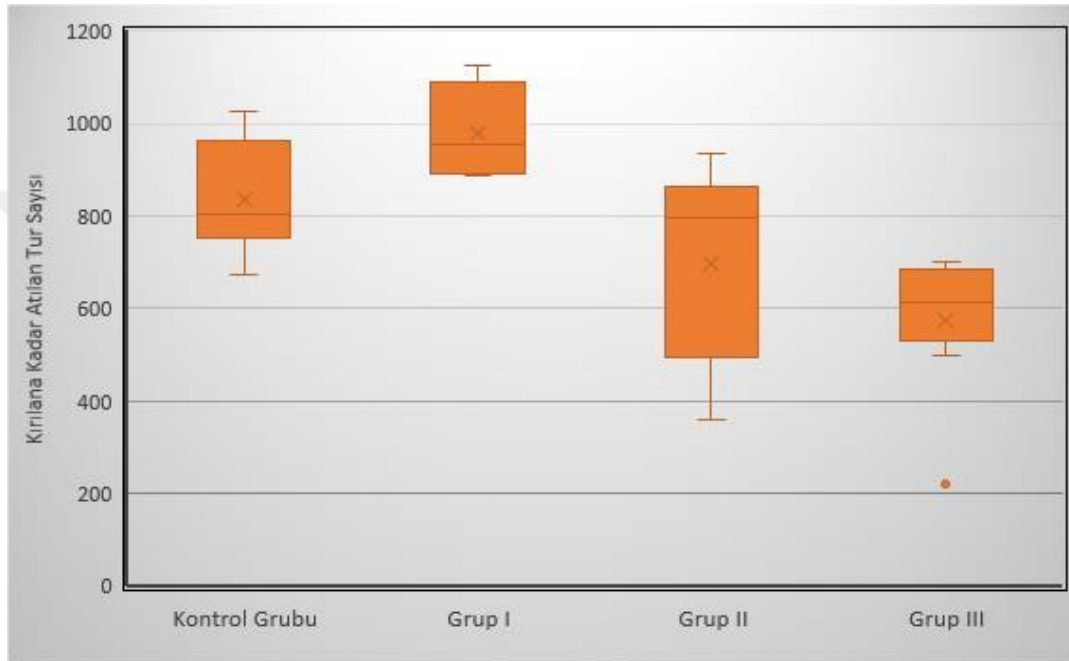
Şekil 4.1. Kırılma süresine ait kutu grafiği

Gruplara göre kırılana kadar atılan tur sayılarının karşılaştırılmasına ait değerler Tablo 4.2’de gösterilmiştir. Kontrol grubunun ortanca değeri 803.5, Grup I’in ortanca değeri 956.5, Grup II’nin ortanca değeri 796.0 ve Grup III’ün ortanca değeri 613.5 olarak elde edilmiştir. En yüksek ortanca değeri Grup I’de, en düşük ortanca değeri ise Grup III’te gözlenmektedir. Gruplara göre kırılana kadar atılan tur sayısı ortancaları istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($P < 0.001$). Grup I ile Grup II, Grup I ile Grup III ve Kontrol Grubu ile Grup III değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır. Grup I değerleri, Grup II ve Grup III’ten istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Kontrol Grubu değerleri ise Grup III’ten istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Gruplara göre kırılana kadar atılan tur sayılarının karşılaştırılmasına ait kutu grafiği Şekil 4.2’de gösterilmiştir.

Tablo 4.2. Gruplara göre kırılana kadar atılan tur sayılarının karşılaştırılması

Grup	Ortalama $\pm$ Ss	Ortanca (min. - maks.)	p*
Kontrol Grubu	836.60 $\pm$ 116.43	803.50 (673.0 – 1027.0) ^{ac}	
Grup I	978.60 $\pm$ 94.24	956.50 (887.0 – 1127.0) ^a	<0.001
Grup II	697.30 $\pm$ 212.46	796.00 (360.0 – 933.0) ^{bc}	
Grup III	575.30 $\pm$ 142.00	613.50 (220.0 – 700.0) ^b	

*Kruskal Wallis testi, Ss: Standart sapma, a-c: Aynı harfe sahip gruplar arasında bir fark yoktur.



Şekil 4.2. Kırılana kadar atılan tur sayısına ait kutu grafiği

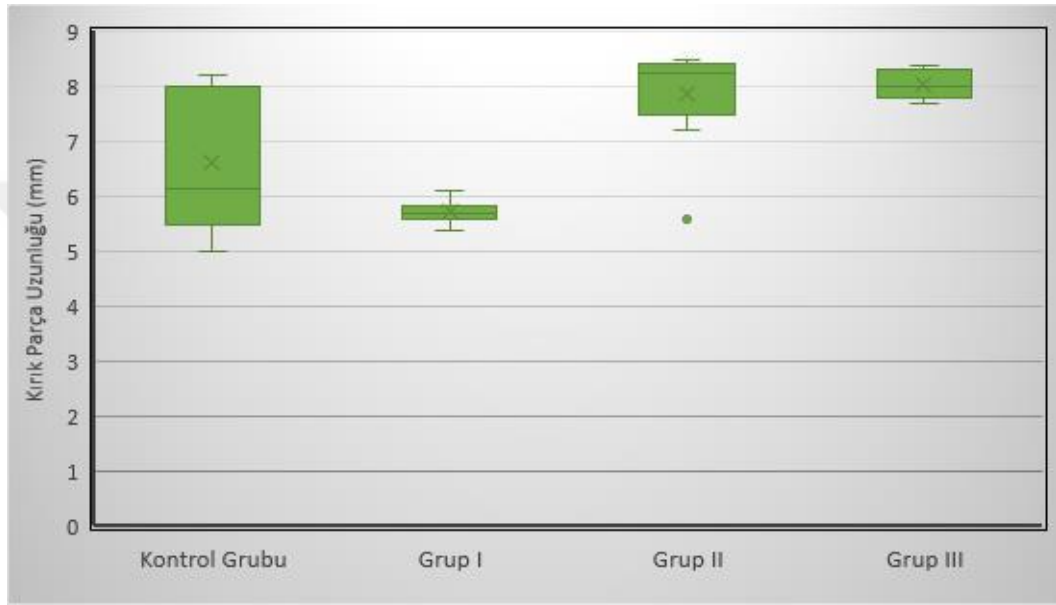
Gruplara göre kırık parça uzunluklarının karşılaştırılmasına ait değerler Tablo 4.3’de gösterilmiştir. Kontrol grubunun ortanca değeri 6.15, Grup I’in ortanca değeri 5.70, Grup II’nin ortanca değeri 8.25 ve Grup III’ün ortanca değeri 8.0 olarak elde edilmiştir. Gruplara göre kırık parça uzunluğu ortanca değerleri istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar göstermektedir ($P < 0.001$). Grup I kırık parça uzunluk değerleri, Grup II ve Grup III’ten istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Kontrol Grubu ile Grup I, Grup II ve Grup III arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır.

Gruplara göre kırık parça uzunluklarının karşılaştırılmasına ait kutu grafiği Şekil 4.3’de gösterilmiştir.

Tablo 4.3. Gruplara göre kırık parça uzunluklarının karşılaştırılması

Grup	Ortalama $\pm$ Ss	Ortanca (min. - maks.)	p*
Kontrol Grubu	6.61 $\pm$ 1.23	6.15 (5.00 – 8.20) ^{ab}	<0.001
Grup I	5.73 $\pm$ 0.21	5.70 (5.40 – 6.10) ^a	
Grup II	7.85 $\pm$ 0.90	8.25 (5.60 – 8.50) ^b	
Grup III	8.04 $\pm$ 0.24	8.00 (7.70 – 8.40) ^b	

*Kruskal Wallis testi, Ss: Standart sapma, a-c: Aynı harfe sahip gruplar arasında bir fark yoktur.



Şekil 4.3. Kırık parça uzunluklarının karşılaştırılmasına ait kutu grafiği

4.2. Weibull Analizi

Weibull modülü değerleri farklı gruplardaki kırılma sürelerinin ve tur sayılarının değişkenliğini gösterir. Çalışmamıza ait verilerin Weibull analiz değerleri Tablo 4.4'te gösterilmiştir.

Tablo 4.4. Weibull analiz değerleri

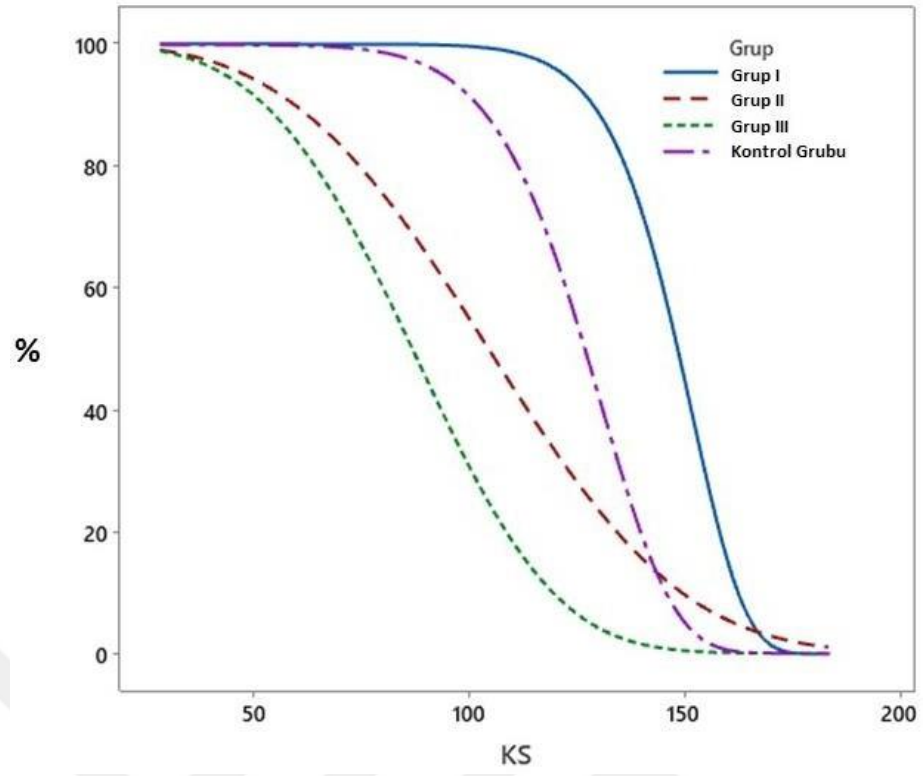
	Grup	Weibull Modülü	Ölçek Parametresi	R ² Değeri	%99 sağkalım
Kırılma Süresi (sn)	Kontrol Grubu	8.70	132.57	0.88	78.14
	Grup I	13.29	152.54	0.79	107.90
	Grup II	3.37	116.76	0.93	29.81
	Grup III	3.77	95.89	0.77	28.33
Kırılana Kadar Atılan Tur Sayısı (KAT)	Kontrol Grubu	8.64	881.27	0.89	517.61
	Grup I	13.28	1013.78	0.79	716.92
	Grup II	3.35	775.92	0.93	196.46
	Grup III	3.72	634.94	0.77	184.31

R²: Determinasyon katsayısı

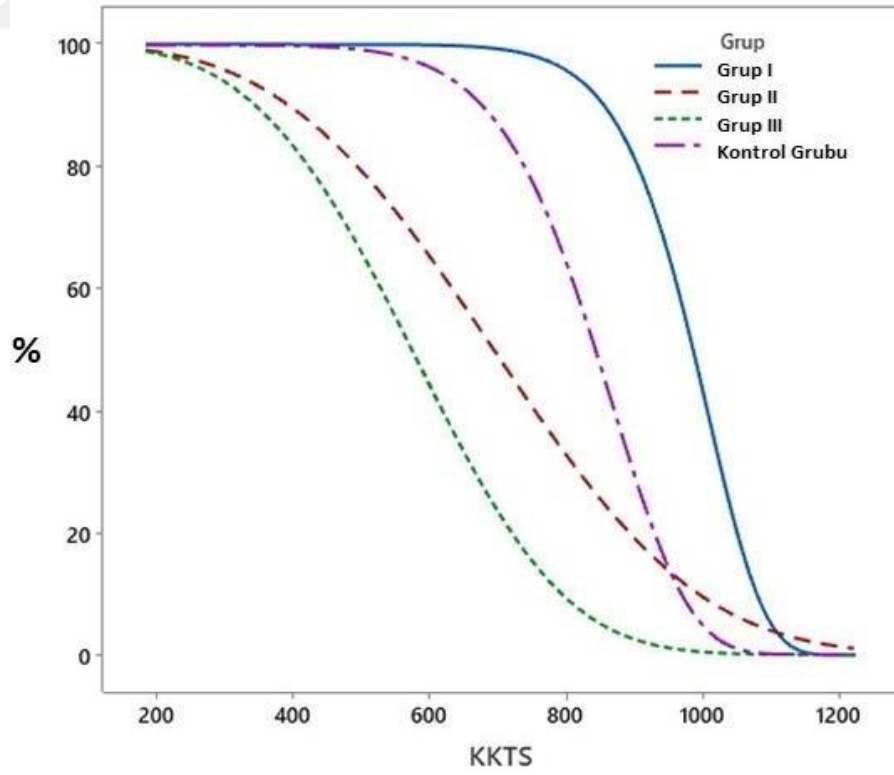
Yüksek modül değerleri yapılan ölçümlerin birbirine yakın ve örneklerin çok az değişkenliğe sahip olduğunu gösterirken düşük modül değerleri ise ölçümlerin yüksek değişkenlik gösterdiği ve çok farklı dağılım gösteren kırılma sürelerinin ve tur sayılarının olduğunu göstermektedir. Kırılma süresi açısından değerlendirildiğinde, en yüksek Weibull modülü değeri 13.29 ile Grup I iken en düşük Weibull modülü değeri 3.37 ile Grup II'dir. Tur sayısı bakımından değerlendirildiğinde, en yüksek Weibull modülü değeri 13.28 ile Grup I iken en düşük Weibull modülü değeri 3.35 ile Grup II'dir. Ölçek parametresi, yayılma parametresi olarak da ifade edilir. Tipik kırılma süresini ve tur sayısını ifade eder ve ortalama kırılma süresi ve tur sayısı ile ilişkilidir. Aletin %63.2'sinin başarısız olacağı durumda kırılma süresinin ve tur sayısının ne olacağını göstermektedir. Yüksek ölçek değerleri verinin daha fazla yayıldığını gösterir.

Yapılan Weibull analizi sonucunda %99 sağkalım için öngörülen kırılma süresi, Kontrol grubunda 78.14 iken Grup I'de 107.90'a çıkmıştır. Grup II'de bu değer 29.81'e, Grup III'te ise 28.33'e düşmüştür. Yapılan Weibull analizi sonucunda %99 sağkalım için öngörülen tur sayısı, Kontrol grubunda 517.61 iken Grup I'de 716.92'ye çıkmıştır. Grup II'de bu değer 196.46'ya, Grup III'te ise 184.31'e düşmüştür. Eğelerin ilk kullanımdan sonra %99 sağkalım için öngörülen döngü sayısının belirgin şekilde azaldığı görülmüştür.

Yapılan Weibull analizine göre kırılma süresine ait sağkalım eğrisi ve tur sayısına ait sağkalım eğrisi çizgi grafikleri Şekil 4.4 ve Şekil 4.5'da gösterilmiştir.



Şekil 4.4. Kırılma süresine ait sağkalım eğrisi



Şekil 4.5. Tur sayısına ait sağkalım eğrisi

4.3. μ BT İncelemede Rezidüel Volümünün Değerlendirilmesi

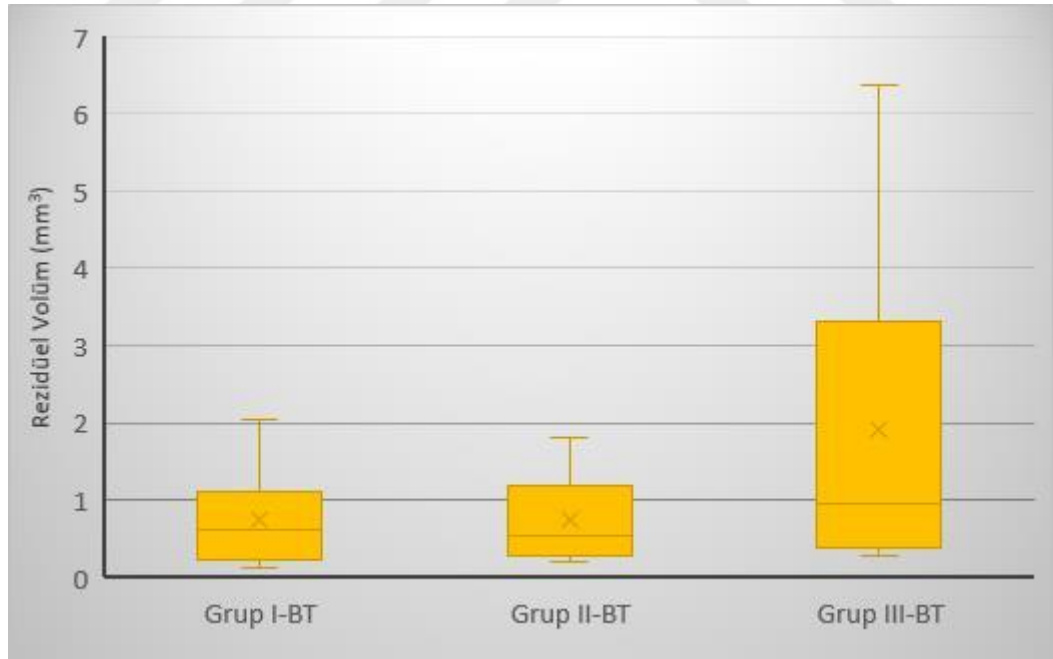
Gruplara göre μ BT rezidüel volüm değerlerinin karşılaştırılması Tablo 4.5'te gösterilmiştir.

Tablo 4.5. Gruplara göre rezidüel volüm değerlerinin karşılaştırılması

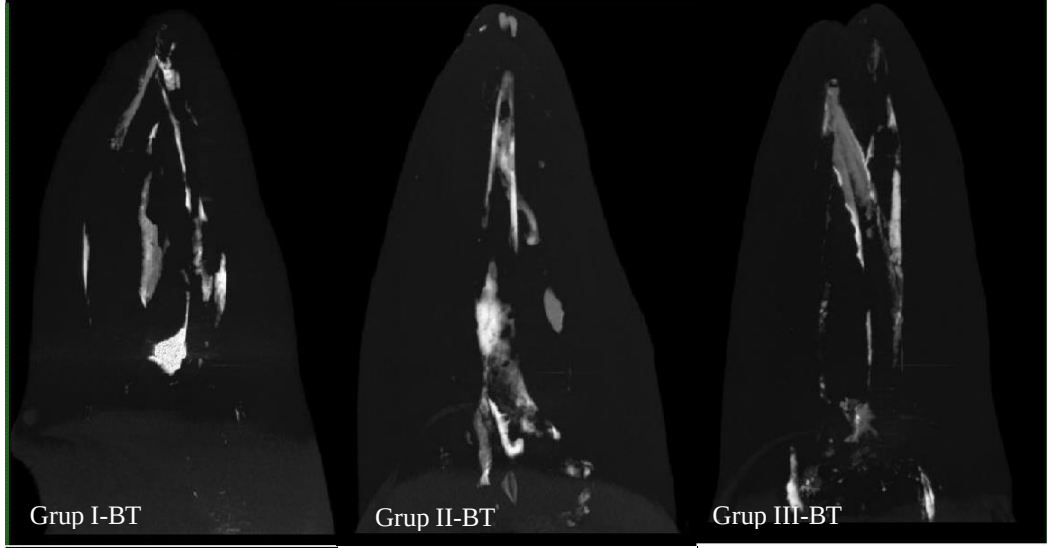
Grup	Ortalama $\pm$ Ss	Ortanca (min. - maks.)	p*
Grup I-BT	0.75 $\pm$ 0.62	0.62 (0.11 – 2.05)	0.274
Grup II-BT	0.74 $\pm$ 0.57	0.54 (0.19 – 1.81)	
Grup III-BT	1.92 $\pm$ 2.10	0.95 (0.28 – 6.37)	

*Kruskal Wallis testi, Ss: Standart sapma

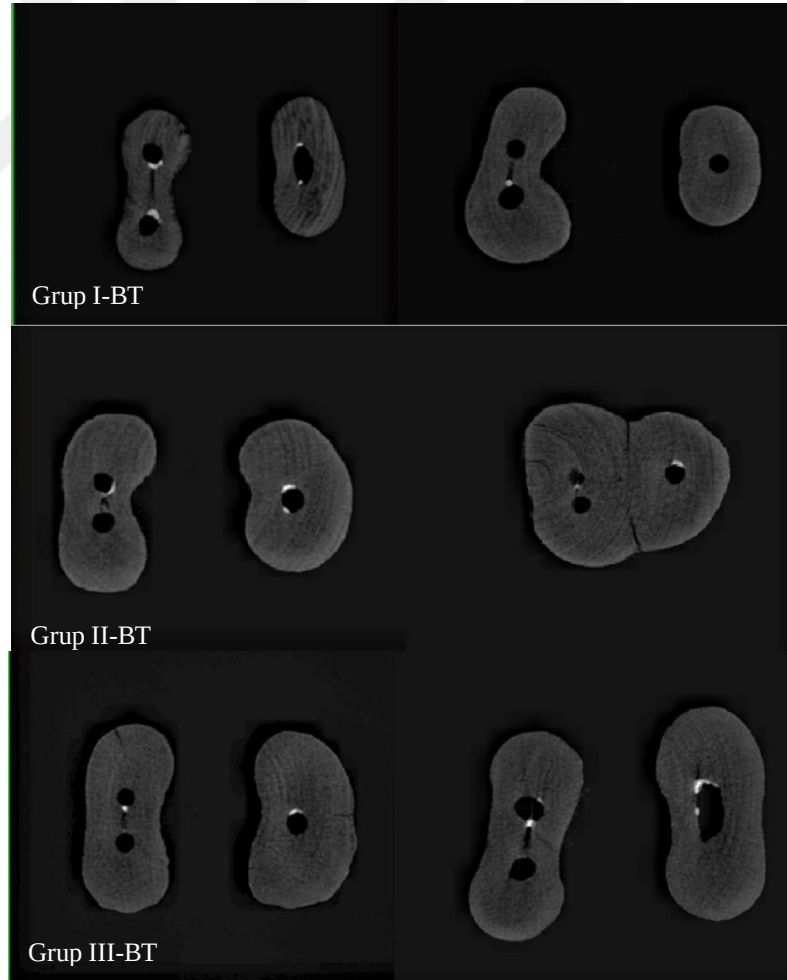
Yapılan analizlerin sonucunda gruplara göre rezidüel volüm ortanca değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p = 0.274$). Grup I-BT ortanca değeri 0.62, Grup II-BT ortanca değeri 0.54 ve Grup III-BT ortanca değeri 0.95 olarak elde edilmiştir. Gruplara göre rezidüel volüm değerlerinin karşılaştırılmasına ait kutu grafiği Şekil 4.6'da gösterilmiştir. Kök kanal dolguları uzaklaştırıldıktan sonra alınan μ BT görüntülerine ait örnekler Şekil 4.7 ve Şekil 4.8'de gösterilmiştir.



Şekil 4.6. Gruplara göre rezidüel volüme ait kutu grafiği



Şekil 4.7. Kök kanal dolguları uzaklaştırıldıktan sonra μ BT taramasıyla elde edilen ham görüntüler

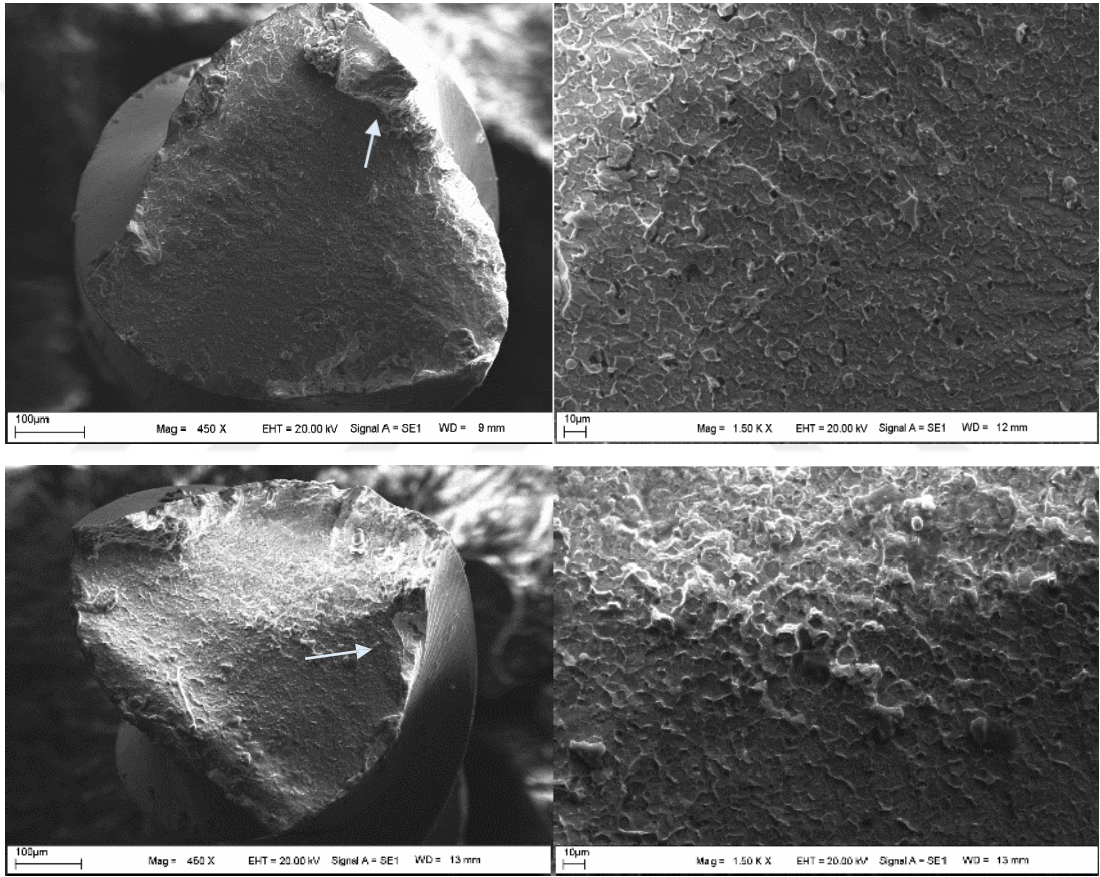


Şekil 4.8. Kök kanal dolguları uzaklaştırıldıktan sonra elde edilen μ BT kesit görüntüleri

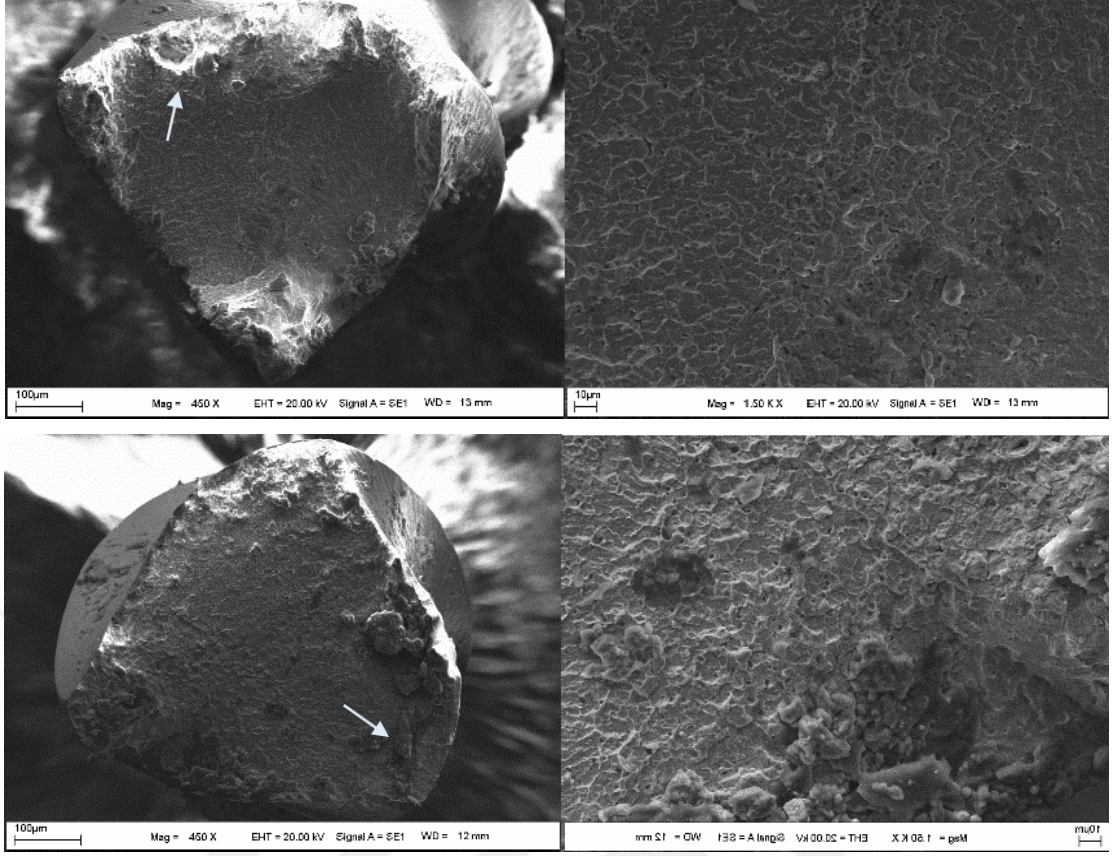
4.4. TEM Sonuçları

Döngüsel yorgunluk testi yapıldıktan sonra, bütün gruplardan rastgele alınan 2'şer eğerin kırılan yüzey alanları, TEM altında incelendi. Genel görüntüler için X450, detay görüntü için ise X1500 büyütme oranı kullanıldı.

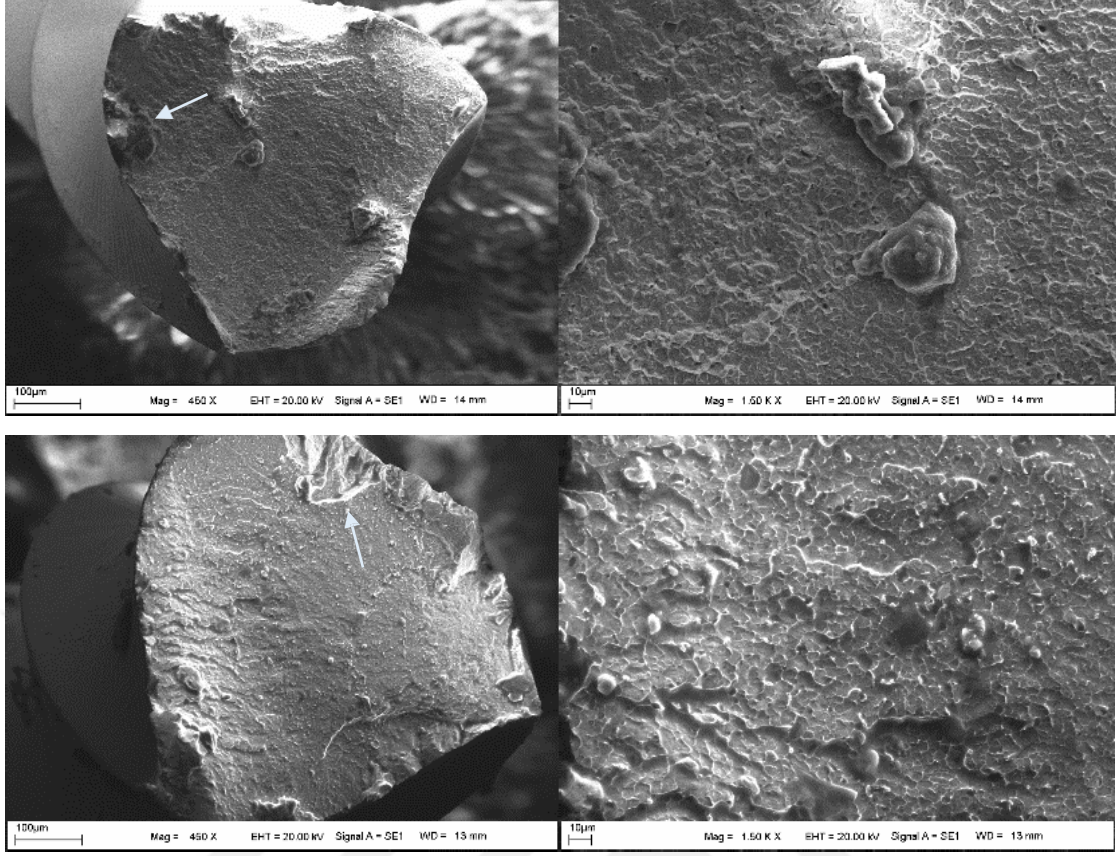
TEM analizi ile elde edilen görüntülerde döngüsel yorgunluk sonucunda oluştuğunu gösteren kırık başlangıç çizgileri, pürüzlü yüzeyler bu yüzeylerde kırılmanın başlangıç aşamasında yarattığı çukurlar ve/veya boşluklar gözlenmiştir (Şekil 4.7, 4.8, 4.9, 4.10).



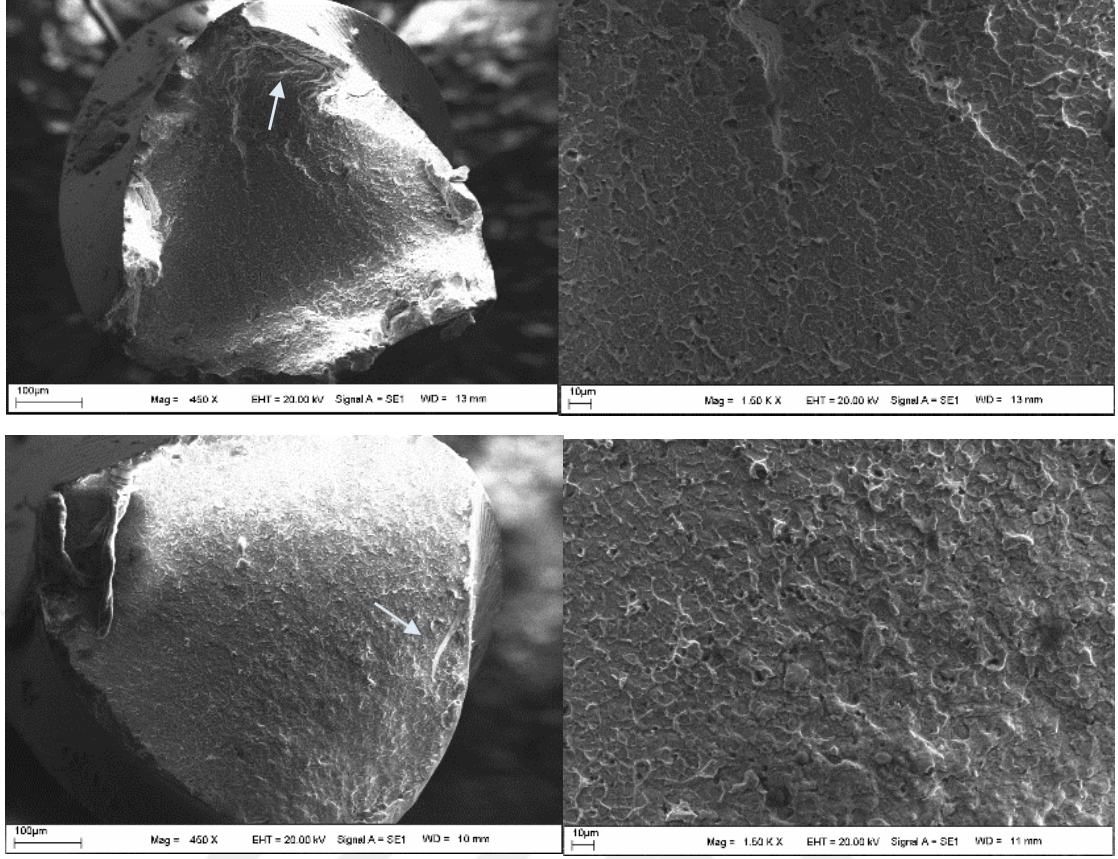
Şekil 4.9. Hiç kullanılmamış (Kontrol Grubu) Remover eğelerinin kırık yüzeyinin X450 ve X1500 büyütmelerde TEM görüntüsü (Beyaz ok: Fleksural kırılmada görülen kırık başlangıç çizgileri)



Şekil 4.10. 1. Kullanım grubundaki Remover eğelerinin kırık yüzeyinin X450 ve X1500 büyütmelerde TEM görüntüsü (Beyaz ok: Fleksural kırılmada görülen kırık başlangıç çizgileri)



Şekil 4.11. 2. Kullanım grubundaki Remover eğlerinin kırık yüzeyinin X450 ve X1500 büyütmelerde TEM görüntüsü (Beyaz ok: Fleksural kırılmada görülen kırık başlangıç çizgileri)



Şekil 4.12. 3. Kullanım grubundaki Remover eğelerinin kırık yüzeyinin X450 ve X1500 büyütmelerde TEM görüntüsü (Beyaz ok: Fleksural kırılmada görülen kırık başlangıç çizgileri)

5. TARTIŞMA

Bir endodontik tedavinin başarılı olarak değerlendirilebilmesi için en önemli aşamaları; enfekte olmuş dentinin mekanik, kök kanalındaki bakteri ve bakteri yan ürünlerinin ise kimyasal olarak uzaklaştırılmasıdır. Bu hedefleri sağlamak için kök kanal tedavisi; izolasyon, kök kanallarının mekanik olarak hazırlanması, irigasyon, ilaç tedavisi ve obturasyon gibi birbiriyle ilişkili birçok adım ve prosedürden oluşur. Bu faktörlerin her birinin sonucu etkileme olasılıkları son derece yüksektir. (138).

Kök kanalının mekanik debridmanı gerçekleştirilirken, kanal morfolojisinin orijinal hali korunarak apikalden koronale doğru konik bir form elde edilmelidir. Kök kanal formunun orijinal halini koruyamamak, şekillendirilmeyen ve doldurulamayan kanal boşluğuna sebep olduğu için tedavinin başarı ihtimalini azaltır. Daha esnek yapıda olan döner NiTi eğeler, eğri kök kanallarını paslanmaz çelik eğelerden daha etkili ve orijinal formunu koruyarak şekillendirme sağlamaktadır (31). Olumlu özelliklerine rağmen bu eğelerle alakalı en büyük endişe, klinik kullanım esnasında gözlemlenen bir daimi deformasyon belirtisi olmaksızın aniden kırılabilmeleleridir. Bu beklenmedik kırılmalar kök kanal tedavisinin başarısını etkileyen birtakım sorunlara yol açmaktadır (7). Bu nedenle eğe kırıkları literatürde önemli bir konu olarak değerlendirilmektedir (53, 139).

Döner eğelerde meydana gelen kırılma, torsiyonel ve döngüsel yorgunluğa bağlı olarak iki şekilde gerçekleşmektedir. Döngüsel yorgunluğa bağlı gerçekleşen kırılma, kurvatürlü kanallardaki preparasyonu sırasında, kurvatürün en şiddetli olduğu noktada sıkışma ve gerilme kuvvetlerinin tekrarlanması sonucu eğenin yorgunluk direnci aşıldığında oluşur (86). Klinik kullanım sırasında oluşan eğe kırıklarının büyük bir kısmının döngüsel yorgunluğa bağlı olarak oluştuğu gösterilmiştir (140).

Günümüze kadar, NiTi döner aletlerin döngüsel yorgunluk direncini *in vitro* olarak araştırmak amacıyla çeşitli cihazlar ve yöntemler kullanılmıştır. Endodontik literatürde bildirilen NiTi döner eğelerin çoklu kullanım sonrası döngüsel yorgunluk direnci çalışmalarında genellikle çekilmiş doğal dişler veya şeffaf rezin bloklar tercih edilmiştir (141, 142).

Çekilmiş dişlerin standardizasyonunun zorluğu nedeniyle Weine ve ark. (143) çalışmalarında standart şeffaf rezin bloklar tercih etmişlerdir. Plastik bloklar, kanalın şeklini, preoperatif kanal lümeninin çapını, konikliğini, eğim açısı ve yarıçapı açısını

yüksek derecede standardize eder (144). Buna karşılık, Craig ve ark. (145) şeffaf blokların iç yapısı ve mikrosertliği ile dentinin iç yapısı ve mikrosertliğinin farklı olmasının yapılacak deneyler arasında farklı sonuçlar çıkmasına sebep olacağını öngörmüşlerdir. Tüm bunlar dışında, yapay kanalların kusursuz ve pürüzsüz iç yapılarının olması, kanal eğimlerinin orijinal kanal eğimlerini birebir taklit edememesi ve preparasyon sırasında meydana gelen ısının blokların yapısını bozarak yumuşatması gibi dezavantajları bulunmaktadır. Sonuç olarak yapay kanallara sahip blokların kliniği yansıtmayacağı ve deneylerde tercih edilmemesi gerektiği belirtilmiştir (146). Bu veriler doğrultusunda kliniği en gerçekçi şekilde yansıtan çalışma tasarımı çekilmiş dişlerin kullanımı gibi görünmektedir.

Klinik uygulamada cerrahi olmayan yeniden tedavi işlemi, molar dişlerde ön dişlerin tedavisiyle karşılaştırıldığında önemli ölçüde daha düşük bir başarı yüzdesine sahiptir (147). Bunun sebebinin molar dişlerin karmaşık anatomisinin, özellikle cerrahi olmayan yeniden tedavi vakalarında, kök kanal enfeksiyonunun ortadan kaldırılmasında oluşturduğu zorluk olduğu düşünülebilir. Araştırmacılar, özellikle mandibular molar dişlerin mezial köklerinin genellikle dar ve 2 düzlemde eğimli kanallara sahip olmasının, şekillendirme işlemi sırasında strip perforasyon ve transportasyon gibi komplikasyonların potansiyel riskini artırabileceğini vurgulamışlardır (148). Bunlara ilave olarak bu kanallarda, mevcut kök kanal dolgusu materyalinin çıkarılması sırasında kök kanal morfolojisinde değişiklik ve alet kırılması komplikasyonları da daha sık gözlemlenmektedir (149). Patnana ve ark. (150) bu konuda yaptıkları retrospektif bir çalışmada, alt molar dişlerde diğer dişlere kıyasla daha çok alet kırığı görüldüğünü belirtmişlerdir.

Kök kanalları Schneider tarafından; 5° ve altı ise düz, 10-20° arasında ise orta, 20°'nin üzerinde ise aşırı eğimli olarak sınıflandırılmaktadır (98). Bu nedenle çalışmamızda, klinik zorluğu simüle etmek ve yeniden tedavi prosedüründe Remover eğesinin çoklu kullanımdan sonra döngüsel yorulma direncini değerlendirmek amacıyla mezial kökler için 20- 40° arası kurvatür açısına, distal kökler için 0- 15° arası kurvatür açısına sahip mandibular molar dişler kullanılmıştır.

Döngüsel yorgunluk testlerinin araştırıldığı çalışmalar günümüze kadar statik test düzenekleri ve dinamik test düzenekleri olmak üzere 2 farklı test dizaynı kullanılarak yapılmıştır. Statik test düzeneklerinde eğeler sabit pozisyonda tutulup herhangi bir aksiyel hareket uygulanmadan kanalların içerisinde kırılana kadar çalıştırılmaktadır (151). Dinamik test düzeneklerinde ise eğeler klinik koşullara benzer şekilde belirli

uzunluklarda aksiyel hareketle kullanılmaktadır (152). Hem statik hem de dinamik testlerin yeterince standardize edilemediği belirtilse de dinamik testin, statik test düzeneklerine kıyasla prosedürel hatalara daha yatkın olduğu bildirilmiştir (140). Dinamik bir test modelinde aletleri kesin bir yörüngede tutmanın zor olması nedeniyle aynı boyuttaki aletler test aparatında farklı yörüngeler izlemektedir. Bu nedenle bu aletler arasında karşılaştırma yapmak önerilen bir yöntem değildir. Ancak, statik test modeli aletlerin kesin bir hatla sınırlandırılmasına izin verebilmektedir. Ayrıca eğenin dışı doğru fırçalama hareketlerinde olduğu gibi, kök kanalına karşı lateral basınç oluşturabileceği hiçbir çalışma tasarımı saptanmamıştır (152). Bu nedenlerden dolayı, deneylerin tutarlı ve tekrarlanabilir olabilmesi için çalışmamızda statik test düzeneği modeli tercih edilmiştir.

Günümüze kadar yapılan çeşitli araştırmalarda, çalışma ortamını standardize etmek amacıyla çok sayıda farklı test düzeneği ve yapay kanal modeli kullanılmıştır. Bu çalışmalarda kullanılan yapay kanallar; kurvatür açıları, kanal iç çapları, ve yarıçapları farklı değerlere sahip tek ya da çift kurvatür içeren cam veya metal yapıdaki silindirik boruların bükülmesi ile oluşturulmuştur. Pruett ve ark. (7) tarafından yapılan çalışmada kurvatür açısı 30°, 45° ve 90° olan, 0.83 mm iç çapa sahip, kurvatür yarıçapı 2 mm ve 5 mm olan 18 gauge paslanmaz çelik iğnelerden üretilen yapay kanallar kullanılmıştır.

Anderson ve ark. (47) ise iç çapı 1.2 mm olan cam tüpleri metal bir silindir çevresinde ısı yardımıyla eğerek oluşturdukları, 5 mm'lik kurvatür yarıçapına sahip, kurvatür açısı 45° ve 90° olan yapay kanallar kullanmıştır. Bu kanallar, maksimum kurvatür noktası apikalden 5 mm uzaklıkta olacak şekilde üretilmiştir.

Adıgüzel ve ark. (153) ile Larsen ve ark. (154) yaptıkları çalışmalarda paslanmaz çelikten üretilen kurvatür açısı 60°, kurvatür yarıçapı 3 mm, iç çapı 1.5 mm, uzunluğu 19 mm olan metal blokları kullanmışlardır. Grande ve ark. (155), Plotino ve ark. (111), ve Elnaghy ve ark. (156) da aynı şekilde paslanmaz çelikten üretilen kurvatür açısı 60° ve kurvatür yarıçapı 5 mm olan yapay kanallar kullanmışlardır. Yapay kanalların maksimum kurvatür noktası aletin ucundan 6 mm uzaklıkta olacak şekilde üretilmiştir.

Kurvatür açısı ve kurvatür yarıçapındaki farklılıklar Ni-Ti döner eğelerin döngüsel yorulma direncine etki eden en önemli faktörlerdir. Çalışmalar kurvatür yarıçapının, kurvatür açısına kıyasla döngüsel yorulma direncinde daha etkili bir değişken olduğunu göstermiştir (7). Bu çalışmada statik döngüsel yorgunluk düzeneği için Pruett ve ark. (7) tarafından da kullanılan, 1,5 mm iç çapa, 60° kurvatür eğimine ve 5 mm'lik kurvatür yarıçapına sahip paslanmaz çelikten yapay bir kanal kullanılmıştır. Kullandığımız yapay

kanalın maksimum kurvatürü noktası, kanalın sonlandığı yerin 5 mm'lik koronal kısmında yer almaktadır.

Döngüsel yorgunluk direncinin test edildiği çalışmalarda likit parafin, solüsyonlar (NaOCl, distile su) ve çeşitli yağlar kullanılmıştır (157-159). Nguyen ve ark. (160) döngüsel yorgunluk direncini değerlendirdikleri eğeler için yapay kanallarda sentetik yağ kullanmıştır. Eğeler 300 ve 500 rpm'de kullanıldıklarında test düzeneğindeki sıcaklık değişimi 3 °C'yi aşmamıştır. Bizim çalışmamızda da yapay kanalda eğelerin sürtünmesini azaltmak amacıyla sentetik bir yağ (WD-40 Company) kullanılmıştır.

Motorla kullanılan NiTi aletlerinde döngüsel yorgunluk üzerinde etkili olabilecek diğer bir faktör de aletlerin kullanım sonrası sterilizasyon işlemleriyle termal döngüye maruz kalmasıdır (161). Plotino ve ark. (161) yaptıkları çalışmada, tekrarlanan otoklav sterilizasyon döngülerinin, döngüsel yorgunluk direncinde anlamlı bir artışa sebep olduğunu ancak NiTi endodontik eğelerin mekanik özelliklerini etkilemediğini rapor etmişlerdir. Kim ve ark. (162) otoklav sterilizasyonunun ProTaper Universal, K3XF, HyFlex EDM, TF Adaptive ege sistemlerinin döngüsel yorgunluğunu ve torsiyonel direncini önemli ölçüde etkilemediğini bildirmişlerdir. Hilfer ve ark. (163) ise otoklav sterilizasyonun, test edilen dört ege grubundan birinin döngüsel yorulma direncini önemli ölçüde azalttığını bildirmişlerdir. Otoklav sterilizasyon prosedürlerinin ısı işlem görmüş NiTi aletlerinin döngüsel yorulma direncini etkilediği literatürde henüz netleşme de bizim çalışmamızda da klinik kullanımlarının en yakın şekilde simüle edilebilmesi için eğeler her kullanım sonrası sterilize edilmiştir.

Üretici firmalar son yıllarda alışımlardaki teknolojik ilerlemeler sayesinde bazı yeni termomekanik işlemler ve üretim teknolojileri geliştirerek üstün mekanik özelliklere sahip yeni nesil eğeler üretmeyi hedeflemektedir. Buna ek olarak, klinik kullanımda operatöre yardımcı olması amacıyla, gelişmekte olan teknolojilerin bağımsız çalışmalarla test edilmesi yararlı olacaktır. Yakın zamanda tanıtılan Remover (MicroMega), üreticisi tarafından özel olarak geliştirilmiş ve uygulanmış C-Wire adlı bir ısı işleminden ve elektrocilalamadan geçen bir döner ege sistemidir. Kanal tedavisi tekrarı işleminde kanal dolgusunu uzaklaştırmak amacıyla tasarlanan Micro-Mega Remover tek egeden oluşan bir sistemdir. Bildiğimiz kadarıyla henüz çok kısıtlı sayıda çalışmada kullanılmıştır. Mevcut çalışmalar da döner egenin etkinliğini değerlendirmek için yapılmış ve başka bir döner ege sistemi ile karşılaştırılmamıştır (69). Bundan yola çıkarak tasarım özellikleri sayesinde esneklik ve gelişmiş yorulma dayanımı kazandığı belirtilen Remover egesi

çalışmamızda kullanılarak çoklu kullanım sonrasında döngüsel yorgunluk direncini ve kök kanal tekrarındaki etkinliğini belirlemek amaçlanmıştır.

Üretici firmalar kök kanal tedavisinde kullanılan eğelerin genelde tek kullanımlık olmasını önermekte fakat sosyo-ekonomik seviyesi düşük ülkelerde bu talimata uymak zorlayıcı olmaktadır ve özellikle klinisyenler tarafından kullanım sayısı açısından sorgulanmaktadır. Bu nedenle bir eğenin kırılmadan kaç diş üzerinde güvenle kullanılabileceğinin araştırılması önemli bir konudur. Böylece hem *in vivo* hem de *in vitro* olarak eğelerin kök kanallarında tekrarlı kullanım sonrası döngüsel yorgunluk direnci değişimini araştıran çalışmalar ortaya çıkmıştır. Yapılan bir çalışmada Reciproc ve WaveOne eğelerinin tek kanalda 3 kere kullanımından sonra yüzeylelerinde deformasyonlar olduğu, plastik deformasyon gözlenmediği bildirilmiştir (164). GT ve GTX ile yapılan bir çalışmada eğeler 3 ve 4 molar dişte kullanılmış sonrasında paslanmaz çelik kanallarda döngüsel yorgunluk dayanımı test edilmiştir. Çalışmanın sonucunda eğelerin klinik kullanımının döngüsel yorgunluk direncini azalttığı bildirilmiştir (165). Pessoa ve ark. (166) yaptığı bir çalışmada ise 36 RaCe döner NiTi eğesi simüle eğimli kök kanallarında 1, 3 ve 5 kullanım gruplarına ayrıldıktan sonra döngüsel yorgunluk direnci değişimi için değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucu olarak, RaCe eğelerinin klinik kullanım sayısının, özellikle 5 kullanımdan sonra bu aletlerin yorulma direncini olumsuz yönde etkilediği gösterilmiştir. Duque ve ark. (167), ProDesign R, Reciproc Blue ve WaveOne Gold eğeleriyle eğimli ve tek kanallı 3 adet dişte şekillendirme yaptıktan sonra eğelerin döngüsel yorgunluk direncini değerlendirmiştir. ProDesign R ve WaveOne Gold eğelerinin döngüsel yorgunluk direnci azalırken Reciproc Blue eğesinin döngüsel yorgunluk direnci değişmemiştir.

Çeşitli markalardaki eğelerin kullanım öncesi ve tekrarlı kullanımları sonrası yapılan döngüsel yorgunluk direnci değerlerini araştıran literatürdeki diğer çalışmalar da çalışmamızın sonuçları ile uyumlu şekilde, tekrarlı kullanım sonrası döngüsel yorgunluğun anlamlı düzeyde azaldığını belirtmiştir. Kullanım sayısının artmasıyla ters orantılı olacak şekilde, bir seviyeden sonra döngüsel yorgunluk direnci de anlamlı düzeyde azalmaktadır (167-169).

Kök kanallarını şekillendirme aşamasında tekrarlı kullanımların döngüsel yorgunluk direncine etkisi birçok araştırmacı tarafından farklı eğeler ve farklı test dizaynlarıyla incelenmiştir. Buna rağmen kanal tekrarı işleminin döngüsel yorgunluk direncine etkisini inceleyen bildiğimiz kadarıyla yalnız bir adet çalışma bulunmaktadır. Şerefoğlu ve ark. (170) yaptığı çalışmada alt molar dişlerde Reciproc Blue eğesiyle kök

kanal tekrarı işleminde tekrarlı kullanımı sonrası döngüsel yorgunluk direnci değerlendirilmiştir. İlk kullanım sonrası eğelerin döngüsel yorgunluk direncinde anlamlı bir düşüş olmadığı ancak ikinci ve üçüncü kullanımda anlamlı bir düşüş gözlemlendiği bildirilmiştir. Çalışmamızın bulgularına göre ise kontrol, birinci kullanım, ikinci kullanım ve üçüncü kullanım grupları karşılaştırıldığında birinci ve ikinci kullanımda anlamlı bir düşüş olmadığı ancak üçüncü kullanımda anlamlı bir düşüş görüldüğü gözlemlenmiştir. Çalışmamıza benzer olarak kök kanal dolgusu sökümünde Micro-Mega Remover döner ege sisteminin kullanılarak döngüsel yorgunluğunun incelendiği herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bulgularımızı karşılaştırabileceğimiz araştırma sayısındaki kısıtlılık nedeniyle kök kanallarını şekillendirme işlemindeki tekrarlı kullanımların değerlendirildiği çalışmaları da kıyaslamaya dâhil ettik.

Çalışmamızın bulguları incelendiğinde kontrol grubu ve Grup I (birinci kullanım) arasında kırılma süresi ve KAT verilerinde anlamlı bir farklılık olmamasına rağmen beklenmedik bir şekilde Grup I'in değerleri daha yüksek bulunmuştur. Kullanılan eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı daha yüksek bir direnç göstermesinin olası açıklaması test edilen eğenin metalurjik özellikleriyle ilgili olabilir. Cheung ve ark. (171) yaptığı bir çalışmada NiTi döner eğelerin süperelastik sınırlarını aşmayacak değerlerdeki burulma ön yüklerinin eğelerin döngüsel yorulma direncini arttırabileceğini bildirmiştir. Kök kanal dolgusunun sökümü işleminde de kullandığımız eğenin bir miktar burulma yüküne maruz kalması döngüsel yorulma direncini arttırmış olabilir. El Abed ve ark. (172) 60 adet One Curve eğesini yeni, simüle kanal şekillendirme için kullanılan ve kullanımdan sonra sterilize edilen şeklinde 3 gruba ayırarak döngüsel ve torsiyonel yorgunluk direnci değerlerini incelemiştir. Çalışmada kullanılmış olan One Curve (Micro-Mega, Besançon, Fransa) eğesi de yakın zamanda tanıtılan ve Remover eğesiyle benzer şekilde C-Wire olarak adlandırılan bir ısıtılma işleminden ve elektro-parlatmadan geçen tek eğeden oluşan döner ege sistemidir (173). Tek seferlik kullanımda, One Curve döner eğelerin döngüsel yorulma direnci istatistiksel olarak anlamlı olmasa da bir miktar artma göstermiştir. Çalışmanın bulguları bu açıdan bizim çalışmamızın bulgularıyla benzerlik göstermektedir.

Çalışmamızda kullanım sayısına göre eğelerin kırık parça uzunluğu karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu görülmüştür ($P < 0,001$). Çalışmamızın sonucuna göre tek seferlik kullanım grubundaki eğelerin kırık parça uzunluğu ikinci ve üçüncü kullanım grubundaki eğelerin kırık parça uzunluğundan anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur. Gruplar arasında kırık parça

uzunluklarının farklı bulunmasının sebebi eğelerin kök kanal tekrarı işleminde tekrarlı kullanımları sonucu eğelerin çalışan bölümlerinde farklı düzeylerde meydana gelen yüzey çatlakları ve deformasyonlar olabilir.

Weibull analizi, yapı mühendisliğinde malzemenin yapısal değerlendirmesi için yaygın olarak kullanılan bir modeldir. Sağkalım verilerini belirlemek ve analiz etmek amacıyla kullanılan önemli bir yöntemdir. Arıza sürelerinin ve ürünlerin güvenilirliğinin daha net bir tahminini sağlayarak pratik kullanıma ilişkin bilgiler vermektedir (174). Malzemenin klinik araştırmalardaki sağkalımı laboratuvar testlerinde ulaşılan verilerle elde edildiğinden ve yapı mühendisliğinde kullanılan birçok malzeme diş hekimliğinde de kullanıldığından Weibull analizinin NiTi döner aletlerin sağkalımını tahmin etmek için de kullanılabilecek bir yöntem olduğu bildirilmiştir (175). Çalışmamızda Weibull analizi kullanılarak Remover eğesinin sağkalım olasılığı hesaplandı ve bir güvenilirlik grafiğinde gösterildi. Weibull modülünün daha yüksek bir değeri, malzemenin de daha yüksek bir güvenilirliğe sahip olduğunu göstermektedir. Bu güvenilirlik grafikleri, sağkalım olasılığını KAT ile ilişkilendiren Weibull dağılım fonksiyonundan hesaplanmıştır (160). Weibull dağılımı kullanılarak belirli bir sağkalım olasılığı için maksimum döngü sayısı tahmin edilebilmektedir. Örneğin %99 sağkalım için öngörülen tur sayısı, Kontrol grubunda 517.61 ve Grup I'de 716.92 çıkmıştır. Grup II'de bu değer 196.46'ya ve Grup III'te 184.31'e düşmüştür. Bu verilerin ışığında eğelerin ilk kullanımdan sonra %99 sağkalım için öngörülen döngü sayısının belirgin şekilde azaldığı görülmektedir. Bu test yönteminin eğelerin başarısız olma ihtimalini değerlendiren bir analiz olması sebebiyle %99 sağkalım için öngörülen tur sayılarını klinisyen için pratikte daha kullanılabilir veriler oluşturmaktadır.

Tekrarlayan kök kanal tedavisi, tüm kök kanal sisteminde etkili bir temizleme ve şekillendirme için mevcut kök kanal dolgusunun tamamen uzaklaştırılmasını ve apikal foramene erişimin tekrar sağlanabilmesini gerektirmektedir (173). Ancak, klinik olarak kök dolgu materyalinin tamamen çıkarılması zorlu bir süreçtir ve çok çeşitli manuel ve döner aletler, irrigantlar, solventler gibi çeşitli uzaklaştırma tekniklerinin kombinasyonu kullanılmaktadır (176). Çoğu durumda dentinin tübüler yapısı, istmus ve yan kanallar gibi kök kanalının anatomik özelliklerinden dolayı, iyi kondense edilmiş gütaperka ve patın tamamen çıkarılması imkânsızdır (177). Çalışmalarda rezidüel kök kanal dolgusunun değerlendirilmesi için çeşitli teknikler kullanılmıştır. Birçok çalışma radyografik inceleme veya uzunlamasına alınan kesitlerden fotografik veya mikroskopik analiz yöntemi gibi 2B değerlendirme teknikleri kullanmıştır (178-181). İki boyutlu inceleme

imkânı sağlayan bu teknikler 2 farklı açıdan dijital radyografi veya görüntü alındıktan sonra ölçümlerin yapılması için bir bilgisayar programına (örn; AutoCAD; Autodesk Inc, San Rafael, Kaliforniya) aktarılmaktadır.

Günümüzde ise bu 2B görüntüleme tekniklerinin yetersizlikleri nedeniyle rezidüel materyal hacmini hesaplamak için BT ve μ BT yöntemleri ön plana çıkmaktadır (181). BT ve μ BT ile kök kanallarının hacim ve yüzey alanı incelemesi, kök kanal dolgusu uzaklaştırılmadan önce ve uzaklaştırıldıktan sonra değerlendirilebilmektedir. Preparasyondan önce ve sonra kanal konfigürasyonu karşılaştırılıp işlem sırasında uzaklaştırılan dentin miktarı incelenebilmektedir (144). Bunlara ek olarak tekrarlayan kök kanal tedavisinden sonra rezidüel dolgu miktarı niteliksel ve niceliksel olarak değerlendirilebilmektedir (182). Diğer değerlendirme yöntemleriyle karşılaştırıldığında sahip olduğu bu avantajlarının yanında, örneklerin μ BT ile taranması ve 3B modellerinin oluşturulması yüksek maliyet ve uzun süre gerektiren bir işlemdir (134). Yaptığımız çalışmada da örneklerin üzerinde kalıcı değişikliklere neden olmadan rezidüel kök kanal dolgusu hacmi hakkında ayrıntılı bilgi sağlayan μ BT kullanılmıştır.

Kök kanal dolgusu kanal duvarlarına iyi bir adaptasyon göstererek hermetik bir şekilde gerçekleştirilmelidir. En sık kullanılan dolgu materyali olan gutta perka çeşitli patlarla birlikte uygulanmaktadır. Çalışmamızda epoksi rezin esaslı, dentin ile yüksek adezyona sahip ve bakteriyel sızıntıyı azaltan bir pat olan AH Plus kanal patının gutta perkayla birlikte uygulanması tercih edilmiştir. Kök kanal dolgusunun sökümü işleminde el aletlerinin gutta perkaya penetrasyonunu kolaylaştırmak ve kurvatürlü kanallarda oluşturulabilecek basamak veya perforasyonların önüne geçmek için çözücülerin kullanılması önerilmektedir (183). Fakat çözücü kullanımı yumuşamış olan gutta perkanın dentin tübüllerine penetre olarak dolgunun uzaklaştırılmasını zorlaştırmaktadır. Bu nedenle tedavi sonrasında da ince bir film tabakası şeklinde kök kanal duvarlarında daha fazla miktarda dolgu malzemesi kalmaktadır (184). Gutta perkayı hızlı çözme kabiliyetine sahip popüler bir çözücü olan kloroformun da Uluslararası Kanser Araştırmaları Ajansı tarafından kanserojen olduğu bildirilmiştir (185). Ayrıca, tüm bu nedenlere ilave olarak Remover eğesinin üretici firma tarafından gutta perka çözücü solventlerle kullanımı önerilmediğinden çalışmamızda gutta perka çözücü solventler kullanılmamıştır.

Çalışmamızda kök kanal tekrarı tedavisi, rezidüel kanal dolgu miktarını azaltmak ve irrigasyonun etkinliği için yeterli alan yaratmak amacıyla daha geniş bir apikal

preparasyon oluşturularak yapılmıştır. Daha önceki çalışmalara benzer şekilde primer preparasyon boyutundan (#25) bir boy büyük (#30) apikal çap tercih edilmiştir (186).

Kök kanallarının preparasyonu sırasında, NiTi döner aletlerinin aşınmaya ve deformasyona maruz kalarak kesme etkinliğinin azaldığı bildirilmiştir (170). Sağlam ve ark. (187), ProTaper Retreatment, R-Endo ve Mtwo retreatment olmak üzere 3 farklı retreatment sisteminin tekrarlı kullanımlardan (3 defa-5 defa) sonra yüzey değişikliklerini atomik kuvvet mikroskobu (AFM) ve TEM ile incelemiştir. Her üç NiTi retreatment döner ege sistemi de 3 ve 5 kullanımdan sonra çatlaklar, hasarlar ve spiral yapı değişiklikleri gibi önemli bozulmalar göstermiştir. Biz de çalışmamızda Remover döner ege sisteminin tekrarlı kullanımının (1-2-3 defa) sonucunda retreatment etkinliğinde herhangi bir değişiklik oluşturup oluşturmadığını incelemeyi amaçladık. Çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçlara göre gruplar arasında μ BT rezidüel volüm değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Gruplar arasında anlamlı farklılık olmamasına rağmen Grup III-BT mm^3 cinsinden en fazla rezidüel madde hacmine sahip grup olmuştur. İki boyutta değerlendirme yapan tekniklerin aksine, çalışmamızda kullanılan μ BT yöntemiyle artık dolgu maddesi hacminin 3B olarak izlenmesi mümkün olmuştur. Çalışmamızda ölçülen en yüksek rezidüel madde miktarı 6.37 mm^3 'tür ve kullandığımız sistemin tek başına kök kanallarından dolgu materyallerinin tamamını uzaklaştırdığı bir örnek bulunmamaktadır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmadan elde edilen bulgular değerlendirildiğinde aşağıdaki sonuçlar çıkarılmıştır.

- Kurvatür yarıçapı 5 mm ve kurvatür açısı 60° olan yapay paslanmaz çelik kanalda Remover NiTi döner ege sisteminin tekrarlayan kök kanal tedavisinde tekrarlı kullanımı sonucu döngüsel yorgunluğa bağlı olarak farklı oranlarda kırılma zamanı, kırılana kadar atılan tur sayısı, sağkalım ve kırık parça uzunluğu değerleri gösterdiği gözlemlenmiştir.
- Tekrarlayan kök kanal tedavisinde, Remover egesinin 3. defa kullanımının kırılma zamanı ve KAT sayısının, Kontrol grubu ve Grup I'den istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur. Bu sebeple ege'nin 2. kullanımdan sonra kullanıma devam edilmesi riskli olarak değerlendirilmiştir.
- Kırılma uzunlukları ortalama değerleri tüm gruplar için 5-8.5 mm arasında değişmekle birlikte tek seferlik kullanım grubundaki ege'nin kırık parça uzunluğu ikinci ve üçüncü kullanım grubundaki ege'nin kırık parça uzunluğundan anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur ($P < 0,05$). Ege'nin çalışan bölümlerinde farklı düzeylerde meydana gelen yüzey çatlakları ve deformasyonlar bu sonuca sebep olabilir.
- Remover ege sisteminin üretici firmanın talimatlarına uyularak kullanıldığında 2 molar dişin kök kanal tekrarı tedavisinde güvenle kullanılabileceği sonucuna varılmıştır.
- TEM analizi ile elde edilen görüntülerde kırık başlangıç çizgileri, pürüzlü yüzeyler bu yüzeylerde kırılmanın başlangıç aşamasında yarattığı çukurlar ve/veya boşluklar gözlenmesi ege'nin döngüsel yorgunluk sonucu kırıldığını göstermiştir.
- Çalışmamızın koşulları altında, test edilen Remover egesi kök kanallarından dolgu materyallerinin tamamını uzaklaştıramamıştır. Çalışmamızın in vitro tasarıma sahip olması kliniği tam olarak yansıtmaması sebebiyle çalışmanın sonuçlarının ileri çalışmalarla desteklenmesi gerektiğini düşünmekteyiz.

KAYNAKLAR

1. Alaçam TE. (2012). Endodonti. Ankara: Özyurt Matbaacılık.
2. Haapasalo M, Endal U, Zandi H, Coil JM. (2005). Eradication of endodontic infection by instrumentation and irrigation solutions. *Endodontic Topics*, 10(1), 77- 102.
3. Peters OA. (2004). Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *Journal of Endodontics*, 30(8), 559-67.
4. 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), 434-40.
5. 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), 346-51.
6. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. (2000). Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *Journal of Endodontics*, 26(3), 161-5.
7. Pruett JP, Clement DJ, Carnes Jr DL. (1997). Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 23(2), 77-85.
8. Plotino G, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G, Castagnola R, Rossetti A, et al. (2018). Cyclic fatigue of Reciproc and Reciproc Blue nickel-titanium reciprocating files at different environmental temperatures. *Journal of Endodontics*, 44(10), 1549- 52.
9. Cohen S BR. (2002) Pathways of the Pulp. (8th ed.) St Louis, Mo: Mosby.
10. Schilder H. (1974). Cleaning and shaping the root canal. *Dental Clinics of North America*, 18(2), 269-96.
11. Schäfer E. (1997). Root canal instruments for manual use: a review. *Dental Traumatology*, 13(2), 51-64.
12. 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), 141-5.
13. K Çalışkan. (2006). Endodontide tanı ve tedaviler. (2. Basım). Nobel Tıp Kitabevi.

14. Glosson CR, Haller RH, Dove SB, Carlos E. (1995). A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 21(3), 146-51.
15. Miserendino LJ, Brantley WA, Walia HD, Gerstein H. (1988). Cutting efficiency of endodontic hand instruments. Part 4. Comparison of hybrid and traditional instrument designs. *Journal of Endodontics*, 14(9), 451-4.
16. Hata G-i, Uemura M, Kato AS, Imura N, Novo NF, Toda T. (2002). A comparison of shaping ability using ProFile, GT file, and Flex-R endodontic instruments in simulated canals. *Journal of Endodontics*, 28(4), 316-21.
17. Hülsmann M, Schade M, Schäfers F. (2001). A comparative study of root canal preparation with HERO 642 and Quantec SC rotary Ni-Ti instruments. *International Endodontic Journal*, 34(7), 538-46.
18. Andreasen GF, Hilleman TB. (1971). An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. *The Journal of the American Dental Association*, 82(6), 1373-5.
19. Zanza A, D'Angelo M, Reda R, Gambarini G, Testarelli L, Di Nardo D. (2021). An update on nickel-Titanium rotary instruments in endodontics: mechanical characteristics, testing and future perspective-an overview. *Bioengineering*, 8(12), 218.
20. Gavini G, Santos Md, Caldeira CL, Machado MEdL, Freire LG, Iglecias EF, et al. (2018). Nickel–titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. *Brazilian Oral Research*, 32.
21. Buehler WJ, Gilfrich JV, Wiley R. (1963). Effect of low-temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. *Journal of Applied Physics*, 34(5), 1475-7.
22. Yoneyama T, Kobayashi C. (2009). Endodontic instruments for root canal treatment using Ti–Ni shape memory alloys. *Shape memory alloys for biomedical applications*. Elsevier .
23. Thompson S. (2000). An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal*, 33(4), 297-310.
24. Brantley W, Svec T, Iijima M, Powers J, Grentzer T. (2002). Differential scanning calorimetric studies of nickel titanium rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 28(8), 567-72.

25. Hashem AAR, Ghoneim AG, Lutfy RA, Foda MY, Omar GAF. (2012). Geometric analysis of root canals prepared by four rotary NiTi shaping systems. *Journal of Endodontics*, 38(7), 996-1000.
26. Mantovani D. (2000). Shape memory alloys: Properties and biomedical applications. *Jom*, 52(10), 36-44.
27. Viana ACD, de Melo MCC, de Azevedo Bahia MG, 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), 527-33.
28. Shen Y, Zhou H-m, Zheng Y-f, Peng B, Haapasalo M. (2013). Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics*, 39(2), 163-72.
29. Schäfer E, Schulz-Bongert U, Tulus G. (2004). Comparison of hand stainless steel and nickel titanium rotary instrumentation: a clinical study. *Journal of Endodontics*, 30(6), 432-5.
30. Schäfer E, Tepel J. (1996). Cutting efficiency of Hedstrom, S and U files made of various alloys in filing motion. *International Endodontic Journal*, 29(5), 302-8.
31. Hülsmann M, Peters OA, Dummer PM. (2005). Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic Topics*, 10(1), 30-76.
32. Glickman GN, Koch KA. 21st-century endodontics. (2000). *The Journal of the American Dental Association*, 131, 39-46.
33. Park H. (2001). A comparison of Greater Taper files, ProFiles, and stainless steel files to shape curved root canals. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 91(6), 715-8.
34. Haapasalo M, Shen Y. (2013). Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. *Endodontic Topics*, 29(1), 3-17.
35. Shen Y, Haapasalo M. (2008). Three-dimensional analysis of cutting behavior of nickel-titanium rotary instruments by microcomputed tomography. *Journal of Endodontics*, 34(5), 606-10.
36. Kramkowski TR, Bahcall J. (2009). An in vitro comparison of torsional stress and cyclic fatigue resistance of ProFile GT and ProFile GT Series X rotary nickel-titanium files. *Journal of Endodontics*, 35(3), 404-7.

37. Boessler C, Paque F, Peters OA. (2009). The effect of electropolishing on torque and force during simulated root canal preparation with ProTaper shaping files. *Journal of Endodontics*, 35(1), 102-6.
38. Gutmann J, 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), 113-28.
39. 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.
40. Gambarini G, Testarelli L, Galli M, Tucci E, De Luca M. (2010). The effect of a new finishing process on the torsional resistance of twisted nickel-titanium rotary instruments. *Minerva Stomatologica*, 59(7-8), 401-6.
41. Zhou H-m, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng Y-f, Haapasalo M. (2012). Mechanical properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 38(11), 1535- 40.
42. Testarelli L, Plotino G, Al-Sudani D, Vincenzi V, Giansiracusa A, Grande NM, et al. (2011). Bending properties of a new nickel-titanium alloy with a lower percent by weight of nickel. *Journal of Endodontics*, 37(9), 1293-5.
43. Gavini G, Caldeira CL, Akisue E, de Miranda Candeiro GT, Kawakami DAS. (2012). Resistance to flexural fatigue of Reciproc R25 files under continuous rotation and reciprocating movement. *Journal of Endodontics*, 38(5), 684-7.
44. Yared G. (2008). Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *International Endodontic Journal*, 41(4), 339-44.
45. 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), 679-90.
46. Berutti E, Chiandussi G, Paolino DS, Scotti N, Cantatore G, Castellucci A, et al. (2012). Canal shaping with WaveOne Primary reciprocating files and ProTaper system: a comparative study. *Journal of Endodontics*, 38(4), 505-9.
47. Anderson ME, Price JW, Parashos P. (2007). Fracture resistance of electropolished rotary nickel–titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 33(10), 1212-6.

48. Cheung GS, 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), 1217-21.
49. Kuhn G, Jordan L. (2002). Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 28(10), 716-20.
50. Kell T, Azarpazhooh A, Peters OA, El-Mowafy O, Tompson B, Basrani B. (2009). Torsional profiles of new and used 20/. 06 GT series X and GT rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 35(9), 1278-81.
51. Pereira E, Peixoto I, Viana A, Oliveira I, Gonzalez B, Buono V, et al. (2012). Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, 45(5), 469-74.
52. 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.
53. Kim H-C, Yum J, Hur B, Cheung GS-P. (2010). Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics*, 36(1), 147-52.
54. McKelvey A, Ritchie R. (2001). Fatigue-crack growth behavior in the superelastic and shape-memory alloy Nitinol. *Metallurgical and Materials Transactions A*, 32(3), 731-43.
55. Zhou H, Peng B, Zheng YF. (2013). An overview of the mechanical properties of nickel–titanium endodontic instruments. *Endodontic Topics*, 29(1), 42-54.
56. Liu Y, Xiang H. (1998). Apparent modulus of elasticity of near-equiatomic NiTi. *Journal of Alloys and Compounds*, 270(1-2), 154-9.
57. Kuhn G, Tavernier B, Jordan L. (2001). Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *Journal of Endodontics*, 27(8), 516-20.
58. Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Clark WA, Kovarik L, Buie C, et al. (2009). Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 35(11), 1589-93.
59. 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), 626-9.

60. Shen Y, Hieawy A, Huang X, Wang Z-j, Maezono H, Haapasalo M. (2016). Fatigue resistance of a 3-dimensional conforming nickel-titanium rotary instrument in double curvatures. *Journal of Endodontics*, 42(6), 961-4.
61. Pereira ÉSJ, Viana ACD, Buono VTL, Peters OA, de Azevedo Bahia MG. (2015). Behavior of nickel-titanium instruments manufactured with different thermal treatments. *Journal of Endodontics*, 41(1), 67-71.
62. Pirani C, Iacono F, Generali L, Sassatelli P, Nucci C, Lusvarghi L, et al. (2016). HyFlex EDM: superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments. *International Endodontic Journal* 49(5), 483-93.
63. Bojorquez B, Marloth R, Es-Said O. (2002). Formation of a crater in the workpiece on an electrical discharge machine. *Engineering Failure Analysis*, 9(1), 93-7.
64. Kaval ME, Capar 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), 1840-3.
65. Pedullà E, Savio FL, Boninelli S, Plotino G, Grande NM, La Rosa G, et al. (2016). Torsional and cyclic fatigue resistance of a new nickel-titanium instrument manufactured by electrical discharge machining. *Journal of Endodontics*, 42(1), 156- 9.
66. Iacono F, Pirani C, Generali L, Bolelli G, Sassatelli P, Lusvarghi L, et al. (2017). Structural analysis of HyFlex EDM instruments. *International Endodontic Journal*, 50(3), 303-13.
67. Goo H-J, Kwak SW, Ha J-H, Pedullà E, Kim H-C. (2017). Mechanical properties of various heat-treated nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 43(11), 1872-7.
68. De Vasconcelos RA, Murphy S, Carvalho CAT, Govindjee RG, Govindjee S, Peters OA. (2016). Evidence for reduced fatigue resistance of contemporary rotary instruments exposed to body temperature. *Journal of Endodontics*, 42(5), 782-7.
69. The Remover Brochure. Micro-Mega. https://micro-mega.com/wp-content/uploads/2020/06/10300007_F_IFU_GLOBALE_REMOVER_IMPRIMER IE.pdf.
70. Wong R. (2004). Conventional endodontic failure and retreatment. *Dental Clinics*, 48(1), 265-89.

71. Tabassum S, Khan FR. (2016). Failure of endodontic treatment: The usual suspects. *European Journal of Dentistry*, 10(1), 144-7.
72. Nudera WJ. (2015). Selective root retreatment: a novel approach. *Journal of Endodontics*, 41(8), 1382-8.
73. T. Alaçam. (2000). Endodonti. Özyurt matbaacılık.
74. Claus L. (2006). European Society of Endodontology. Quality guidelines for endodontic treatment: consensus report of the European Society of Endodontology. *International Endodontic Journal*, 39(12), 921-30.
75. Barrieshi-Nusair KM. (2002). Gutta-percha retreatment: effectiveness of nickel-titanium rotary instruments versus stainless steel hand files. *Journal of Endodontics*, 28(6), 454-6.
76. Endodontists AAo. (1994). Glossary: contemporary terminology for endodontics: *American Association of Endodontists*.
77. Hülsmann M AM. (2014). Endodontide problemler: etioloji, tanı ve tedavi: *Quintessence*, 442-3 p.
78. Bergenholtz G, Lekholm U, Milton R, Heden G, Ödesjö B, Engström B. (1979) Retreatment of endodontic fillings. *European Journal of Oral Sciences*, 87(3), 217- 24.
79. Molven O, Halse A. (1988). Success rates for gutta-percha and Kloroperka N-Ø root fillings made by undergraduate students: radiographic findings after 10–17 years. *International Endodontic Journal*, 21(4), 243-50.
80. Allen RK, Newton CW, Brown Jr CE. (1989). A statistical analysis of surgical and nonsurgical endodontic retreatment cases. *Journal of Endodontics*, 15(6), 261-6.
81. Sundqvist G, Figdor D, Persson S, Sjögren U. (1998). Microbiologic analysis of teeth with failed endodontic treatment and the outcome of conservative re-treatment. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 85(1), 86-93.
82. Sjögren U, Hägglund B, Sundqvist G, Wing K. (1990). Factors affecting the long-term results of endodontic treatment. *Journal of Endodontics*, 16(10), 498-504.
83. Chugal NM, Clive JM, Spångberg LS. (2001) .A prognostic model for assessment of the outcome of endodontic treatment: effect of biologic and diagnostic variables. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 91(3), 342-52.

84. Gorni FG, Gagliani MM. (2004). The outcome of endodontic retreatment: a 2-yr follow-up. *Journal of Endodontics*, 30(1), 1-4.
85. Friedman S, Stabholz A, Tamse A. (1990). Endodontic retreatment—case selection and technique. Part 3. Retreatment techniques. *Journal of Endodontics*, 16(11), 543-9.
86. Cheung G, Peng B, Bian Z, Shen Y, Darvell B. (2005). Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *International Endodontic Journal*, 38(11), 802-9.
87. Spili P, Parashos P, Messer HH. (2005). The impact of instrument fracture on outcome of endodontic treatment. *Journal of Endodontics*, 31(12), 845-50.
88. Hülsmann M, Schinkel I. (1999). Influence of several factors on the success or failure of removal of fractured instruments from the root canal. *Dental Traumatology*, 15(6), 252-8.
89. Panitvisai P, Parunnit P, Sathorn C, Messer HH. (2010). Impact of a retained instrument on treatment outcome: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Endodontics*, 36(5), 775-80.
90. McGuigan M, Louca C, Duncan H. (2013). The impact of fractured endodontic instruments on treatment outcome. *British Dental Journal*, 214(6), 285-9.
91. Souter NJ, Messer HH. (2005). Complications associated with fractured file removal using an ultrasonic technique. *Journal of Endodontics*, 31(6), 450-2.
92. Bahia M, Martins R, Gonzalez B, Buono V. (2005). Physical and mechanical characterization and the influence of cyclic loading on the behaviour of nickel-titanium wires employed in the manufacture of rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, 38(11), 795-801.
93. Parashos P, Messer HH. (2006). Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *Journal of Endodontics*, 32(11), 1031-43.
94. Mandel E, Adib-Yazdi M, Benhamou LM, Lachkar T, Mesgouez C, Sobel M. (1999). Rotary Ni-Ti profile systems for preparing curved canals in resin blocks: influence of operator on instrument breakage. *International Endodontic Journal*, 32(6), 436-43.
95. Parashos P, Gordon I, Messer HH. (2004). Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *Journal of Endodontics*, 30(10), 722-5.

96. Peters OA. (2008). Accessing root canal systems: knowledge base and clinical techniques. *Endodontic Practice Today*, 2(2).
97. Martin B, Zelada G, Varela P, Bahillo J, Magán F, Ahn S, et al. (2003). Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 36(4), 262-6.
98. Schneider SW. (1971). A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral surgery, Oral medicine, Oral pathology*, 32(2), 271-5.
99. 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), 540-2.
100. Cheung GS. (2007). Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endodontic Topics*, 16(1), 1-26.
101. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Nusstein JM, Daehn GS. (2005). SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use. *Journal of Endodontics*, 31(1), 40-3.
102. Yared G, Kulkarni G, Ghossayn F. (2003). An in vitro study of the torsional properties of new and used K3 instruments. *International Endodontic Journal*, 36(11), 764-9.
103. Gambarini G. (2001). Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *International Endodontic Journal*, 34(5), 386-9.
104. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Mitchell JC. (2003). Scanning electron microscope observations of new and used nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics*, 29(10), 667-9.
105. Turpin Y, Chagneau F, Vulcain J. (2000). Impact of two theoretical cross-sections on torsional and bending stresses of nickel-titanium root canal instrument models. *Journal of Endodontics*, 26(7), 414-7.
106. Kobayashi C, Yoshioka T, Suda H. (1997). A new engine-driven canal preparation system with electronic canal measuring capability. *Journal of Endodontics*, 23(12), 751-4.
107. Sattapan B, Palamara JE, Messer HH. (2000). Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *Journal of Endodontics*, 26(3), 156-60.

108. Kitchens Jr GG, Liewehr FR, Moon PC. (2007). The effect of operational speed on the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 33(1), 52- 4.
109. Li U-M, Lee B-S, Shih C-T, Lan W-H, Lin C-P. (2002). Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *Journal of Endodontics*, 28(6), 448-51.
110. Fife D, Gambarini G, Britto L. (2004). Cyclic fatigue testing of ProTaper NiTi rotary instruments after clinical use. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 97(2), 251-6.
111. Plotino G, Grande NM, Sorci E, Malagnino V, Somma F. (2006). A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo Ni–Ti rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 39(9), 716-23.
112. Svec TA, Powers JM. (2002). The deterioration of rotary nickel-titanium files under controlled conditions. *Journal of Endodontics*, 28(2), 105-7.
113. Spagnuolo G, Ametrano G, D'antò V, Rengo C, Simeone M, Riccitiello F, et al. (2012). Effect of autoclaving on the surfaces of TiN- coated and conventional nickel– titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal*, 45(12), 1148-55.
114. Rapisardaa E, Bonaccorsob A, Tripib TR, Condorellic GG. (1999). Effect of sterilization on the cutting efficiency of rotary nickel-titanium endodontic files. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 88(3), 343-7.
115. Eggert C, Peters O, Barbakow F. (1999). Wear of nickel-titanium lightspeed instruments evaluated by scanning electron microscopy. *Journal of Endodontics*, 25(7), 494-7.
116. Serene TP. (1995). Nickel-titanium instruments: application in endodontics. *Application in Endodontics*, 1-5.
117. Cheung S-p. (2006). *Low-cycle fatigue of nickel-titanium rotary root-canal instruments*. HKU Thesis. (HKUTO).
118. Haikel Y, Gasser P, Allemann C. (1991). Dynamic fracture of hybrid endodontic hand instruments compared with traditional files. *Journal of Endodontics*, 17(5), 217-20.

119. Ullmann CJ, Peters OA. (2005). Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 31(3):183-6.
120. Low D, Ho AW, Cheung GS, Darvell BW. (2006). Mathematical modeling of flexural behavior of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 32(6), 545-8.
121. Cheung G, Darvell B. (2007). Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 1: strain–life relationship. *International Endodontic Journal*, 40(8), 612-8.
122. Bernardes R, Duarte M, Vivan R, Alcalde M, Vasconcelos B, Bramante C. (2016). Comparison of three retreatment techniques with ultrasonic activation in flattened canals using micro- computed tomography and scanning electron microscopy. *International Endodontic Journal*, 49(9), 890-7.
123. Çelik Ünal G, Üreyen Kaya B, Taç A, Keçeci A. (2009). A comparison of the efficacy of conventional and new retreatment instruments to remove gutta- percha in curved root canals: an ex vivo study. *International Endodontic Journal*, 42(4), 344- 50.
124. Gergi R, Sabbagh C. (2007). Effectiveness of two nickel- titanium rotary instruments and a hand file for removing gutta- percha in severely curved root canals during retreatment: an ex vivo study. *International Endodontic Journal*, 40(7), 532-7.
125. Schirrmeister JF, Wrbas K-T, Schneider FH, Altenburger MJ, Hellwig E. (2006). Effectiveness of a hand file and three nickel-titanium rotary instruments for removing gutta-percha in curved root canals during retreatment. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 101(4), 542-7.
126. Ma J, Wang Z, Shen Y, Haapasalo M. (2011). A new noninvasive model to study the effectiveness of dentin disinfection by using confocal laser scanning microscopy. *Journal of Endodontics*, 37(10):1380-5.
127. Pirani C, Pelliccioni GA, Marchionni S, Montebugnoli L, Piana G, Prati C. (2009). Effectiveness of three different retreatment techniques in canals filled with compacted gutta-percha or Thermafil: a scanning electron microscope study. *Journal of Endodontics*, 35(10), 1433-40.

128. Bridier A, Meylheuc T, Briandet R. (2013). Realistic representation of *Bacillus subtilis* biofilms architecture using combined microscopy (CLSM, ESEM and FESEM). *Micron*, 48, 65-9.
129. Lee B-C, Jung G-Y, Kim D-J, Han J-S. (2011). Initial bacterial adhesion on resin, titanium and zirconia in vitro. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 3(2), 81-4.
130. Sukovic P. (2003). Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthodontics & Craniofacial Research*, 6, 31-6.
131. Fayad MI, Nair M, Levin MD, Benavides E, Rubinstein RA, Barghan S, et al. (2015). AAE and AAOMR joint position statement: use of cone beam computed tomography in endodontics 2015 update. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, 120(4), 508-12.
132. Swain MV, Xue J. (2009). State of the art of micro- CT applications in dental research. *International Journal of Oral Science*, 1(4), 177-88.
133. Tachibana H, Matsumoto K. (1990). Applicability of x- ray computerized tomography in endodontics. *Dental Traumatology*, 6(1), 16-20.
134. Dowker SE, Davis GR, Elliott JC. (1997). X-ray microtomography: nondestructive three-dimensional imaging for in vitro endodontic studies. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 83(4), 510-6.
135. Grande NM, Plotino G, Gambarini G, Testarelli L, D'Ambrosio F, Pecci R, et al. (2012). Present and future in the use of micro-CT scanner 3D analysis for the study of dental and root canal morphology. *Annali Dell'Istituto Superiore di Sanita*, 48, 26-34.
136. Endal U, Shen Y, Knut A, Gao Y, Haapasalo M. (2011). A high-resolution computed tomographic study of changes in root canal isthmus area by instrumentation and root filling. *Journal of Endodontics*, 37(2), 223-7.
137. Jung M, Lommel D, Klimek J. (2005). The imaging of root canal obturation using micro- CT. *International Endodontic Journal*, 38(9), 617-26.
138. Ng YL, Mann V, Rahbaran S, Lewsey J, Gulabivala K. (2008). Outcome of primary root canal treatment: systematic review of the literature–Part 2. Influence of clinical factors. *International Endodontic Journal*, 41(1), 6-31.

139. Keskin C, Inan U, Demiral M, Keleş A. (2017). Cyclic fatigue resistance of Reciproc Blue, Reciproc, and WaveOne Gold reciprocating instruments. *Journal of Endodontic*, 43(8), 1360-3.
140. 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), 1469-76.
141. Perez F, Schoumacher M, Peli J. (2005). Shaping ability of two rotary instruments in simulated canals: stainless steel ENDOflash and nickel- titanium HERO Shaper. *International Endodontic Journal*, 38(9), 637-44.
142. Vahid A, Roohi N, Zayeri F. (2009). A comparative study of four rotary NiTi instruments in preserving canal curvature, preparation time and change of working length. *Australian Endodontic Journal*, 35(2), 93-7.
143. Weine FS, Kelly RF, Bray KE. (1976). Effect of preparation with endodontic handpieces on original canal shape. *Journal of Endodontics*, 2(10), 298-303.
144. Hülsmann M. (2022). A critical appraisal of research methods and experimental models for studies on root canal preparation. *International Endodontic Journal*, 55, 95- 118.
145. Craig RG, Gehring P, Peyton FA. (1959). Relation of structure to the microhardness of human dentin. *Journal of Dental Research*, 38(3), 624-30.
146. Campos JM, del Rio C. (1990). Comparison of mechanical and standard hand instrumentation techniques in curved root canals. *Journal of Endodontics*, 16(5), 230-4.
147. Imura N, Pinheiro ET, Gomes BP, Zaia AA, Ferraz CC, Souza-Filho FJ. (2007). The outcome of endodontic treatment: a retrospective study of 2000 cases performed by a specialist. *Journal of Endodontics*, 33(11), 1278-82.
148. Lee S, Park Y. (2015). Cyclic fatigue resistance of ProTaper Next nickel-titanium rotary files. *International Endodontic Journal*, 48(11), 1100-.
149. Hülsmann M, Drebenstedt S, Holscher C. (2008). Shaping and filling root canals during root canal re- treatment. *Endodontic Topics*, 19(1), 74-124.
150. Patnana AK, Chugh A, Chugh VK, 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.

151. Silva EJNL, Villarino LS, Vieira VTL, Accorsi-Mendonça T, dos Santos Antunes H, De-Deus G, et al. (2016). Bending resistance and cyclic fatigue life of Reciproc, Unicone, and WaveOne reciprocating instruments. *Journal of Endodontics*, 42(12), 1789- 93.
152. Hülsmann 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), 1427-45.
153. Adıgüzel M, Capar ID. (2017). Comparison of cyclic fatigue resistance of WaveOne and WaveOne Gold small, primary, and large instruments. *Journal of Endodontics*, 43(4), 623-7.
154. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. (2009). Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 35(3), 401- 3.
155. Grande N, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino V, Somma F. (2006). Cyclic fatigue resistance and three- dimensional analysis of instruments from two nickel– titanium rotary systems. *International Endodontic Journal*, 39(10), 755- 63.
156. Elnaghy AM, Elsaka SE. (2018). Cyclic fatigue resistance of One Curve, 2Shape, ProFile Vortex, Vortex Blue, and RaCe nickel-titanium rotary instruments in single and double curvature canals. *Journal of Endodontics*, 44(11), 1725-30.
157. 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.
158. 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), 1563-6.
159. Topçuoğlu HS, Topçuoğlu G, Akti A, Düzgün S. (2016). In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of ProTaper Next, HyFlex CM, OneShape, and ProTaper Universal instruments in a canal with a double curvature. *Journal of Endodontics*, 42(6), 969-71.

160. Nguyen HH, Fong H, Paranjpe A, Flake NM, Johnson JD, Peters OA. (2014). Evaluation of the resistance to cyclic fatigue among ProTaper Next, ProTaper Universal, and Vortex Blue rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 40(8), 1190-3.
161. Plotino G, Costanzo A, Grande NM, Petrovic R, Testarelli L, Gambarini G. (2012). Experimental evaluation on the influence of autoclave sterilization on the cyclic fatigue of new nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 38(2), 222-5.
162. Kim W, Oh S, Ryu G-J, Kim T-H, Kim S-J, Kim D-H, et al. (2020). Effect of autoclave sterilization on cyclic fatigue and torsional fracture resistance of NiTi rotary instruments. *Odontology*, 108, 194-201.
163. Hilfer PB, Bergeron BE, Mayerchak MJ, Roberts HW, Jeansonne BG. (2011). Multiple autoclave cycle effects on cyclic fatigue of nickel-titanium rotary files produced by new manufacturing methods. *Journal of Endodontics*, 37(1), 72-4.
164. Pirani C, Paolucci A, Ruggeri O, Bossù M, Polimeni A, Gatto MRA, et al. (2014). Wear and metallographic analysis of WaveOne and reciproc NiTi instruments before and after three uses in root canals. *Scanning: The Journal of Scanning Microscopies*, 36(5), 517-25.
165. Arias A, Perez- Higuera J, de La Macorra J. (2014). Influence of clinical usage of GT and GTX files on cyclic fatigue resistance. *International Endodontic Journal*, 47(3), 257-63.
166. Pessoa OF, Silva JMd, Gavini G. (2013). Cyclic fatigue resistance of rotary NiTi instruments after simulated clinical use in curved root canals. *Brazilian Dental Journal*, 24, 117-20.
167. Duque JA, Bramante CM, Duarte MAH, Alcalde MP, Silva EJNL, Vivan RR. (2020). Cyclic fatigue resistance of nickel-titanium reciprocating instruments after simulated clinical use. *Journal of Endodontics*, 46(11), 1771-5.
168. Gambarini G, Miccoli G, Seracchiani M, Morese A, Piasecki L, Gaimari G, et al. (2018). Fatigue resistance of new and used nickel-titanium rotary instruments: a comparative study. *La Clinica Terapeutica*, 169(3), 96-101.
169. Miccoli G, Seracchiani M, Del Giudice A, Mazzoni A, D'Angelo M, Bhandi S, et al. (2020). Fatigue resistance of two Nickel-Titanium rotary instruments before and after ex vivo root canal treatment. *J Contemp Dent Pract*, 21(7), 728-32.

170. Serefoglu B, Kurt SM, Kaval ME, Güneri P, Demirci GK, Çalışkan MK. (2020) Cyclic fatigue resistance of multiused reciproc blue instruments during retreatment procedure. *Journal of Endodontics*, 46(2), 277-82.
171. Cheung GS-P, Oh S-H, Ha J-H, Kim SK, Park S-H, Kim H-C. (2013). Effect of torsional loading of nickel-titanium instruments on cyclic fatigue resistance. *Journal of Endodontics*, 39(12), 1593-7.
172. El Abed R, Al Raeesi D, Alshehhi A, Alkhatib Z, Khamis AH, Jamal M, et al. (2023). Effect from Autoclave Sterilization and Usage on the Fracture Resistance of Heat- Treated Nickel–Titanium Rotary Files. *Materials*, 16(6), 2261.
173. The One Curve Brochure. Micro-Mega. Available online: <http://micro-mega.com/wp-content/uploads/2018/03/Brochure-One-Curve-EN-1.pdf> (accessed on 4 January 2018).
174. Quinn JB, Quinn GD. (2010). A practical and systematic review of Weibull statistics for reporting strengths of dental materials. *Dental Materials*, 26(2), 135-47.
175. Arias A, Perez-Higueras JJ, de la Macorra JC. (2012). Differences in cyclic fatigue resistance at apical and coronal levels of Reciproc and WaveOne new files. *Journal of Endodontics*, 38(9), 1244-8.
176. Duncan HF, Chong BS. (2008). Removal of root filling materials. *Endodontic Topics*, 19(1), 33-57.
177. Barreto MS, Rosa RAd, Santini MF, Cavenago BC, Duarte MAH, Bier CAS, et al. (2015). Efficacy of ultrasonic activation of NaOCl and orange oil in removing filling material from mesial canals of mandibular molars with and without isthmus. *Journal of Applied Oral Science*, 24, 37-44.
178. Valois C, Navarro M, Ramos AdA, De Castro A, Gahyva S. (2001). Effectiveness of the ProFile. 04 Taper Series 29 Files in removal of gutta-percha root fillings during curved root canal retreatment. *Brazilian Dental Journal*, 12(2), 95-9.
179. Zmener O, Pameijer C, Banegas G. Retreatment efficacy of hand versus automated instrumentation in oval- shaped root canals: an ex vivo study. (2006). *International Endodontic Journal*, 39(7), 521-6.
180. Ferreira J, Rhodes J, Pitt Ford T. (2001). The efficacy of gutta- percha removal using ProFiles. *International Endodontic Journal*, 34(4), 267-74.
181. Masiero A, Barletta F. (2005). Effectiveness of different techniques for removing gutta- percha during retreatment. *International Endodontic Journal*, 38(1), 2-7.

182. 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), 221-30.
183. Takahashi CM, Cunha RS, De Martin AS, Fontana CE, Silveira CFM, da Silveira Bueno CE. (2009). In vitro evaluation of the effectiveness of ProTaper universal rotary retreatment system for gutta-percha removal with or without a solvent. *Journal of Endodontics*, 35(11), 1580-3.
184. Horvath S, Altenburger M, Naumann M, Wolkewitz M, Schirrmeister J. (2009). Cleanliness of dentinal tubules following gutta-percha removal with and without solvents: a scanning electron microscopic study. *International Endodontic Journal*, 42(11), 1032- 8.
185. Schirrmeister JF, Wrbas K-T, Meyer KM, Altenburger MJ, Hellwig E. (2006). Efficacy of different rotary instruments for gutta-percha removal in root canal retreatment. *Journal of Endodontics*, 32(5), 469-72.
186. Hassanloo A, Watson P, Finer Y, Friedman S. (2007). Retreatment efficacy of the Epiphany soft resin obturation system. *International Endodontic Journal*, 40(8), 633-43.
187. Sağlam BC, Görgül G. (2015). Evaluation of surface alterations in different retreatment nickel- titanium files: AFM and SEM study. *Microscopy Research and Technique*, 78(5), 356-62.