



T.C.
GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLER ENSTİTÜSÜ

FARKLI Nİ-Tİ EĞE SİSTEMLERİNİN EĞRİ KANALLARDAKİ PREPARASYON ETKİNLİKLERİ

Hazırlayan
Dt. Merve KANBER

Endodonti Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi

Danışman
Yrd. Doç. Dr. H. Melike BAYRAM

TOKAT – 2017

FARKLI Nİ-Tİ EĞE SİSTEMLERİNİN EĞRİ KANALLARDAKİ PREPARASYON
ETKİNLİKLERİ.

Tezin Kabul Ediliş Tarihi 29/09 /2017

Jüri Üyeleri (Unvanı, Adı Soyadı)

İmzası

Üye: Yrd.Doç.Dr. H. Melike BAYRAM

Üye : Yrd.Doç.Dr. Tuğrul ASLAN

Üye: Yrd.Doç.Dr. Emrah SOYLU



Bu tez, Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulunun
21/08/2017 tarih ve 24.01 sayılı oturumunda belirlenen jüri tarafından kabul edilmiştir.

Dekan V.: Prof.Dr. Mücahit EĞRİ





T.C
GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI'NA

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

29/09/2017

29/09/2017

Tezi hazırlayan Öğrencinin

Adı ve Soyadı

MERVE KANBER

İmzası

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince ve tez çalışmamda bilgi birikimi ve deneyimi ile beni aydınlatan, her konuda bana yol gösteren ve desteğini esirgemeyen sevgili hocam ve tez danışmanım Sayın Yrd. Doç. Dr. H. Melike BAYRAM'a,

Değerli bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşarak eğitimime büyük katkıda bulunan sevgili hocalarım Sayın Yrd. Doç. Dr. Emre BAYRAM, Sayın Yrd. Doç. Dr. Hakan GÖKTÜRK ve Sayın Yrd. Doç. Dr. İsmail ÖZKOÇAK'a,

Tezime olan katkıları ve harcadıkları vakit için tez izleme komitesinde yer alan Sayın Prof. Dr. Burak SAĞSEN ve Sayın Yrd. Doç. Dr. Tuğrul ASLAN'a,

Uzmanlık hayatımı keyifli kılan ve zor günlerimde yanımda olan asistan arkadaşlarıma ve yardımlarından dolayı anabilim dalımızın çalışanlarına,

Tez çalışmamın gerçekleşebilmesi için gerekli maddi desteği sağlayan Gaziosmanpaşa Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri koordinasyon birimine,

Hayatımın her döneminde yanımda olan ve bugünlere gelmemde büyük emekleri olan sevgili ailem Ayşe KANBER, İbrahim KANBER ve Sefa KANBER'e,

En içten duygularıyla teşekkürlerimi sunarım.

İTHAF

*Bugünlere gelmemde en büyük paya sahip olan sevgili aileme
ithaf ediyorum...*



ÖZET

Farklı Ni-Ti Eğe Sistemlerinin Eğri Kanallardaki Preparasyon

Etkinlikleri

Amaç: Bu çalışmanın amacı; HyFlex EDM, XP-Endo Shaper, WaveOne Gold, Reciproc ve ProTaper Next eğe sistemlerinin eğimli kök kanallarındaki şekillendirme yeteneklerini mikro-bilgisayarlı tomografi (μ BT) görüntüleme tekniğini kullanarak karşılaştırmaktır.

Yöntem: Çalışmamızda, eğimli mesial köklere sahip 135 adet çekilmiş mandibular molar diş μ BT ile tarandı ve Tip IV kanal konfigürasyonuna sahip 40 adet mandibular molar dişin mesial kanalları kullanıldı. Örnekler, rastgele 5 gruba ayrıldı (n=16). Giriş kaviteleri açıldı ve #10 K-eğre ile çalışma boyu belirlendi. Örneklerin şekillendirilmesi HyFlex EDM, XP-Endo Shaper, WaveOne Gold, Reciproc ve ProTaper Next eğe sistemleri ile tamamlandı. Şekillendirme sırasında sistemlerin çalışma süreleri kaydedildi. Şekillendirme sonrası μ BT taramaları yapılan örneklerin transportasyon, merkezi konumlama ve hacim değişikliği ölçümleri yapıldı. Kullanılan aletlerin yüzey deformasyonları Taramalı Elektron Mikroskobu (TEM) ile değerlendirildi. İstatistiksel analiz için gruplar arası karşılaştırmalarda Tek-Yönlü Varyans Analizi (One-Way ANOVA) ve Kruskal Wallis testi, çoklu karşılaştırmalarda post hoc Dunn Testi kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık için $p < 0.05$ değeri kullanıldı.

Bulgular: Kök kanal transportasyonu miktarı, merkezi konumlama yeteneği ve hacim farkı yönünden gruplar ve kesitler arasında anlamlı fark bulunmadı. Toplam transportasyon miktarı karşılaştırıldığında HyFlex EDM ve ProTaper Next eğe sisteminin transportasyon miktarı XP-Endo Shaper'dan anlamlı derecede daha fazla

bulundu. Sistemlerin çalışma süreleri karşılaştırıldığında HyFlex EDM eğe sisteminin çalışma süresi, diğer eğe sistemlerinden anlamlı derecede daha fazla bulundu. Kök kanallarının preparasyonu sırasında hiçbir grupta alet kırığı gözlenmedi ve TEM incelemesinde aletlerin yüzeyinde deformasyona rastlanmadı.

Sonuç: Çalışmamızın limitasyonları dahilinde, kullanılan eğe sistemlerin her biri kabul edilebilir düzeyde transportasyona sebep oldu ve aletler merkezden sapma gösterdi. Transportasyon miktarı, merkezi konumlama yeteneği ve hacim farkı açısından gruplar arasında fark bulunmadı.

Anahtar sözcükler: ni-ti eğe sistemleri, eğimli kanal, mikro-bilgisayarlı tomografi, transportasyon, merkezi konumlama

ABSTRACT

The Shaping Ability of Different Ni-Ti Instruments Systems On Curved Canals

Aim: The aim of this study is to compare the shaping ability of HyFlex EDM, XP-Endo Shaper, WaveOne Gold, Reciproc and ProTaper Next instrument systems on the curved root canals using the micro-computed tomography (μ BT) imaging technique.

Material and Methods: 135 extracted mandibular molar teeth with curved mesial roots were scanned with μ BT and mesial canals of 40 mandibular molar teeth with Type IV canal configuration were used in this study. The samples were divided randomly into 5 groups (n=16). The access cavities were prepared and the working lengths determined by using a size #10 K-file. The preparations of the samples were completed with HyFlex EDM, XP-Endo Shaper, WaveOne Gold, Reciproc and ProTaper Next instrument systems. The working times of the systems were recorded during preparation. After the preparation; measurements of the transportation, centering ratio and volume changes were performed. The surface deformations of the instruments used were evaluated by Scanning Electron Microscopy (SEM). For statistical analysis, One-Way ANOVA and Kruskal Wallis test were used for intergroup comparison, and post hoc Dunn test was used for multiple comparisons. $p < 0.05$ was used for statistical significance.

Results: There was no significant difference between the groups and cross sections due to the amount of root canal transportation, centering ability and volume changes. Compared to the total transportation amount, HyFlex EDM and ProTaper Next instrument systems produced significantly more transportation than the XP-Endo

Shaper. When the working times of the systems were compared, the working time of the HyFlex EDM instrument system was significantly higher than the other instrument systems. During the preparation of the root canals no instrument fracture were observed in any group and there was no deformation on the surface of the instruments in the TEM examination.

Conclusion: Within the limitations of this study, all instrument systems used in the present study caused an acceptable level of transportation and the instruments deviated from the center. There was no difference between the groups in terms of transportation amount, centering ability and volume changes.

Key words: ni-ti instrument systems, curved canal, micro-computed tomography, transportation, centering ability

İÇİNDEKİLER

ETİK.....	i
TEŞEKKÜR.....	ii
İTHAF.....	iii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	vi
İÇİNDEKİLER.....	viii
TABLolar LİSTESİ.....	xi
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	xii
KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ.....	xv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Biyomekanik Temizlemenin Önemi.....	3
2.2. Kök Kanal Şekillendirilmesinde Kullanılan Aletlerin Gelişimi.....	4
2.2.1. Ni-Ti Alaşımının Fiziksel ve Kimyasal Özellikleri.....	6
2.3. Döner Alet Sistemlerinin Gelişimi.....	11
2.3.1. Birinci Jenerasyon Eğeler.....	12
2.3.2. İkinci Jenerasyon Eğeler.....	12
2.3.3. Üçüncü Jenerasyon Eğeler.....	13
2.3.4. Dördüncü Jenerasyon Eğeler.....	13
2.3.5. Beşinci Jenerasyon Eğeler.....	15
2.4. Çalışmamızda Kullanılan Ege Sistemleri.....	16
2.4.1. HyFlex EDM.....	16

2.4.2.	XP-Endo Shaper.....	17
2.4.3.	WaveOne Gold.....	18
2.4.4.	Reciproc	19
2.4.5.	ProTaper Next.....	20
2.5.	Şekillendirme Sırasında Meydana Gelebilecek Komplikasyonlar.....	21
2.5.1.	Apikal Blokaj	21
2.5.2.	Transportasyon.....	22
2.5.3.	Apikal Çentik (Zipping), Gözyaşı Damlası Şekli (Teardrop) ve Dirsek (Elbow) Oluşumu	23
2.5.4.	Basamak Oluşumu (Ledging)	23
2.5.5.	Strip Perforasyon	24
2.5.6.	Alet Kırılması.....	25
2.6.	Kök Kanal Eğiminin Komplikasyonlar Üzerindeki Etkisi	25
2.7.	Kök Kanal Eğimini Belirlemek İçin Kullanılan Yöntemler	26
2.8.	Kök Kanal Şekillendirmesini Değerlendiren Yöntemler	27
2.8.1.	Geleneksel Yöntemler.....	28
2.8.2.	Üç Boyutlu Görüntüleme Yöntemleri.....	30
2.8.2.1.	Bilgisayarlı Tomografi.....	30
2.8.2.2.	Mikro-Bilgisayarlı Tomografi.....	31
3.	YÖNTEM.....	35
3.1.	Örneklerin Seçimi İçin μ BT Taramalarının Yapılması	35
3.2.	Örneklerin Şekillendirilmesi	36
3.3.	Şekillendirme Sonrası μ BT Taramalarının Yapılması.....	40

3.4. Kanal Transportasyonu ve Merkezi Konumlama Yeteneğinin	
Değerlendirilmesi.....	40
3.5. Kanal Hacim Ölçümünün Hesaplanması	42
3.6. İstatiksel Analizler	42
4. BULGULAR VE YORUMLAR.....	44
4.1. Transportasyon, Merkezi Konumlama, Hacim ve Çalışma Süresi	
Bulguları	44
4.2. TEM İncelemesi Bulguları.....	55
5. TARTIŞMA	59
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	78
7. KAYNAKLAR	80
8. EKLER.....	100
9. ÖZGEÇMİŞ	101

TABLULAR LİSTESİ

Tablo 4.1. Gruplar ile kesitlerde meydana gelen transportasyon miktarlarının (mm) karşılaştırılması.....	46
Tablo 4.2. Gruplar ile kesitlerde meydana gelen merkezi konumlama yeteneklerinin (oran) karşılaştırılması.....	46
Tablo 4.3. Gruplar ile kesitlerin transportasyon yönlerinin (adet) karşılaştırılması.....	48
Tablo 4.4. Gruplarda preparasyon öncesi ve preparasyon sonrası meydana gelen hacim değişimlerinin (mm ³) karşılaştırılması.....	51
Tablo 4.5. Grupların çalışma sürelerinin (sn) karşılaştırılması.....	54

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. HyFlex EDM eğesi.....	17
Şekil 2.2. XP-Endo Shaper eğesi.....	18
Şekil 2.3. WaveOne Gold eğe sistemi.....	19
Şekil 2.4. Reciproc eğe sistemi.....	20
Şekil 2.5. ProTaper Next eğe sistemi.....	21
Şekil 2.6. Schneider yöntemi ile kanal eğiminin hesaplanması.....	27
Şekil 2.7. μ BT'nin şematik diyagramı.....	32
Şekil 3.1. Kalıp içerisine gömülen bir örnek.....	36
Şekil 3.2. Şekillendirme öncesi ve sonrası kanal kenarlarının mesial ve distal dentin duvarlarına uzaklık ölçümlerinin gösterilmesi.....	41
Şekil 4.1. Transportasyon miktarlarının (mm) gruplar ve kesitler arasındaki dağılımı.....	47
Şekil 4.2. Merkezi konumlama yeteneklerinin (oran) gruplar ve kesitler arasındaki dağılımı.....	47
Şekil 4.3. HyFlex EDM grubundan bir örneğin 3 mm (a), 5 mm (b) ve 7 mm (c)'de işlem öncesi ve işlem sonrası μ BT görüntüsü.....	49
Şekil 4.4. XP-Endo Shaper grubundan bir örneğin 3 mm (a), 5 mm (b) ve 7 mm (c)'de işlem öncesi ve işlem sonrası μ BT görüntüsü.....	49
Şekil 4.5. WaveOne Gold grubundan bir örneğin 3 mm (a), 5 mm (b) ve 7 mm (c)'de işlem öncesi ve işlem sonrası μ BT görüntüsü.....	49
Şekil 4.6. Reciproc grubundan bir örneğin 3 mm (a), 5 mm (b) ve 7 mm (c)'de işlem öncesi ve işlem sonrası μ BT görüntüsü.....	50

Şekil 4.7. ProTaper Next grubundan bir örneğin 3 mm (a), 5 mm (b) ve 7 mm (c)'de işlem öncesi ve işlem sonrası μ BT görüntüsü.....	50
Şekil 4.8. Preparasyon öncesi hacim ve preparasyon sonrası hacim değişimlerinin (mm^3) gruplar arasındaki dağılımı.....	51
Şekil 4.9. HyFlex EDM grubundan bir örneğin işlem öncesi ve işlem sonrası μ BT görüntüsü.....	52
Şekil 4.10. XP-Endo Shaper grubundan bir örneğin işlem öncesi ve işlem sonrası μ BT görüntüsü.....	52
Şekil 4.11. WaveOne Gold grubundan bir örneğin işlem öncesi ve işlem sonrası μ BT görüntüsü.....	53
Şekil 4.12. Reciproc grubundan bir örneğin işlem öncesi ve işlem sonrası μ BT görüntüsü.....	53
Şekil 4.13. ProTaper Next grubundan bir örneğin işlem öncesi ve işlem sonrası μ BT görüntüsü.....	54
Şekil 4.14. Çalışma sürelerinin (sn) gruplar arasındaki dağılımı.....	55
Şekil 4.15. HyFlex EDM grubunun şekillendirilmesinde kullanılan bir eğenin sırasıyla koronal, orta ve apikal bölümlerinin x100 ve x500 büyütmede TEM görüntüsü.....	56
Şekil 4.16. XP-Endo Shaper grubunun şekillendirilmesinde kullanılan bir eğenin sırasıyla koronal, orta ve apikal bölümlerinin x100 ve x500 büyütmede TEM görüntüsü.....	56
Şekil 4.17. WaveOne Gold grubunun şekillendirilmesinde kullanılan bir eğenin sırasıyla koronal, orta ve apikal bölümlerinin x100 ve x500 büyütmede TEM görüntüsü.....	57

Şekil 4.18. Reciproc grubunun şekillendirilmesinde kullanılan bir eĝenin sırasıyla koronal orta ve apikal bölümlerinin x100 ve x500 büyütmede TEM görüntüsü.....57

Şekil 4.19. ProTaper Next grubunun şekillendirilmesinde kullanılan bir eĝenin (X2) sırasıyla koronal, orta ve apikal bölümlerinin x100 ve x500 büyütmede TEM görüntüsü.....58



KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

°	Derece
°C	Santigrat Derece
%	Yüzde
μBT	Mikro-Bilgisayarlı Tomografi
μm	mikrometre
2B	2 Boyutlu
3B	3 Boyutlu
Ark.	Arkadaşları
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CW	Clockwise (Saat dönüş yönü)
CWW	Counterclockwise (Saat dönüş yönünün tersi yön)
dk	dakika
KIBT	Konik-Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
kV	kilovolt
mA	miliamper
ml	mililitre
mm	milimetre
NaOCl	Sodyum Hipoklorit
Ni-Ti	Nikel-Titanyum
rpm	revolutions per minute (devir/dakika)
sn	saniye
TEM	Taramalı Elektron Mikroskobu

1. GİRİŞ

Endodontik tedavinin en önemli aşamalarından biri olan kök kanal preparasyonu ile kök kanallarının mekanik ve kimyasal olarak temizlenerek, kök kanal sisteminin dolum için hazırlanması sağlanmaktadır. Kök kanal preparasyonu, daha sonra yapılacak olan işlemlerin başarılı olmasında büyük önem taşımaktadır (Grossman, Oliet, & Del Rio, 1988).

Eğimli kanalların şekillendirilmesi sırasında, özellikle paslanmaz çelik aletler kullanıldığında, aletlerin kanalın orjinal aksından sapmasıyla birçok komplikasyon meydana gelebildiğinden preparasyon aşamasını başarılı bir şekilde tamamlamak oldukça zordur. Bu problemlerin üstesinden gelebilmek için Nikel-Titanyum (Ni-Ti) döner aletler geliştirilmiştir (Yamamura ve ark., 2012). Ni-Ti döner aletler, paslanmaz çelik aletlerle karşılaştırıldığında, süperelastiklik ve şekil hafızasına sahip olma özelliği sayesinde birtakım avantajlara sahiptir. Ni-Ti döner aletlerin, eğimli kök kanallarında, kanal duvarlarına daha az lateral kuvvet uygulayarak kanalın aksından sapma riskini azalttığı ve kanalın orjinal şeklinin korunmasındaki etkinlikleri yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (Coleman & Svec, 1997; Peters, 2004; Hülsmann, Peters, & Dummer, 2005). Kök kanal preparasyonunda yapılan hataların en aza indirilmesi için endodonti alanında her geçen gün farklı özelliklere sahip yeni sistemler üretilmeye devam etmektedir (Yamamura ve ark., 2012). Çalışmamızda kullandığımız; HyFlex EDM, XP-Endo Shaper, WaveOne Gold, Reciproc ve ProTaper Next eğe sistemleri son zamanlarda geliştirilen yeni nesil eğe sistemlerindedir.

Kök kanal aletlerinin preparasyondaki etkinliğini değerlendirmek için kullanılan inceleme teknikleri, çalışmanın sonuçlarının güvenilirliği açısından oldukça önemlidir. Literatürde bu amaçla birçok farklı teknik kullanılmıştır (Bramante, Berbert, & Borges,

1987; Venturi, Prati, Capelli, Falconi, & Breschi, 2003). Son yıllarda kök kanal sisteminin 3 boyutlu (3B) modellerinin çıkarılması ve bu modeller üzerinde kök kanal değişimlerinin tekrarlanabilir bir şekilde incelenmesine olanak sağlayan mikro-bilgisayarlı tomografinin (μ BT) endodontik çalışmalarda uygulanmaya başlanmasıyla, bu alanda yapılan çalışmalar yeni bir boyut kazanmıştır (Peters, Boessler, & Paque, 2010; Paque & Peters, 2011; Peters & Paque, 2011).

Bildiğimiz kadarıyla, son yıllarda üretilmiş olan eğe sistemlerinin eğri kök kanallarındaki şekillendirme yetenekleri hakkında çok az bilgi mevcuttur. Çalışmamızda; HyFlex EDM, XP-Endo Shaper, WaveOne Gold, Reciproc ve ProTaper Next eğe sistemlerinin eğri kök kanalların preparasyonunda kanal transportasyonu ve kanal hacmi üzerine etkilerinin ve merkezi konumlama yeteneklerinin μ BT görüntüleme tekniği kullanılarak karşılaştırılması, kullanılan Ni-Ti aletlerin kullanım sonrası yüzeylerinde meydana gelen değişikliklerin Taramalı Elektron Mikroskobu (TEM) ile tespit edilerek değerlendirilmesi ve sistemlerin çalışma sürelerinin karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Bu çalışmamızın öngörülen H_0 hipotezi; farklı Ni-Ti eğe sistemleri arasında eğri kök kanallarındaki şekillendirme yetenekleri ve eğe sistemlerinin çalışma süreleri yönünden farklılık olmayacağıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Biyomekanik Temizlemenin Önemi

Kök kanal tedavisinin amacı; kök kanal sisteminin temizlenmesi, formuna uygun olarak şekillendirilmesi, dezenfeksiyonu ve üç boyutlu olarak hermetik bir şekilde doldurulmasıdır (Cohen & Hargreaves, 2006). Endodontik tedavinin başarısına etki eden önemli aşamalardan biri kök kanal şekillendirme işlemidir (Haapasalo & Shen, 2013). Şekillendirme ve irrigasyondan oluşan kemo-mekanik preparasyon; kanaldaki vital ve organik dokuların bir miktar sert dokuyla kanaldan uzaklaştırılmasını, irrigant ve kanal içi ilaç uygulaması için yeterli boşluğun oluşturulmasını, kanal dolumu işleminin kolaylaştırılmasını ve dişin uzun dönem fonksiyon görmesi için sağlam kök dentininin korunmasını hedeflemektedir (Thompson & Dummer, 1997).

Schilder'e göre; kök kanal dolumu için uygun şekilde hazırlanmış kök kanal boşluğu, apikalden koronale doğru gittikçe genişleyen, düzgün ve konik bir forma sahip olmalıdır. Apikal foramen, bu konik şeklin en dar yerini oluşturmalıdır. Apikal foramenin fizyolojik şekli, apikal foramenin orjinal pozisyonu, kök kanalının orjinal şekli ve kök kanalının eğimi korunmalıdır (Schilder, 1974). Ancak, bu düzgün konik şekli güvenli bir biçimde hazırlayabilmek her zaman mümkün olmamaktadır. Kök kanal sistemi, içerdiği yan kanallar, aksesuar kanallar, kanal sistemindeki dallanmalar ve apikaldeki deltalar sebebiyle çok karmaşık bir yapıya sahiptir (Meyer, 1970). Bu karmaşık anatomik yapıya ek olarak dar ve eğri seyreden kanalların ideal bir şekilde hazırlanması oldukça zordur.

Endodontik tedavinin başarısız olma nedenlerini inceleyen bir çalışmada başarısızlıkların %58'den fazlasının kök kanal sisteminin şekillendirme yetersizliğinden

kaynaklandığı bildirilmiştir (Mayo, Montgomery, & de Rio, 1986). Kanalin orjinal şeklini bozmadan yeterli genişlik ve istenilen formu verebilmek için çok sayıda endodontik alet ve preparasyon tekniği geliştirilmiştir (Al-Omari, Bryant, & Dummer, 1997; Hulsmann, Schade, & Schafers, 2001; Schafer & Lohmann, 2002).

2.2. Kök Kanal Şekillendirilmesinde Kullanılan Aletlerin Gelişimi

Kök kanal preparasyonunun, o zamanki adıyla eğelemenin tarihçesi 19. yy başlarına kadar uzanmaktadır. Eğeleme işleminden önce preparasyon için ilkel el aletleri, ekskavatörler, demir koter aletleri ile çok ince ve esnek aletler kullanılmıştır (Lilley, 1976; Bellizzi & Cruse, 1980). İlk olarak, 1852 yılında Arthur'un küçük eğeleri kök kanalını şekillendirmek için önerdiği bildirilmiştir (Grossman, 1987).

Kök kanal aletleri, başlangıçta karbon-çelik alaşımlardan üretilmiştir. Ancak karbon-çelik alaşımlar düşük korozyon direncine sahip olduğundan, kimyasallar (iyodin, klorin gibi) ve buhar sterilizasyonu bu aletlerde korozyona neden olmuştur. Bundan dolayı; aletlerin üretiminde paslanmaz çelik alaşım kullanılmaya başlanmıştır. Bu sayede, aletlerin kalitesi önemli ölçüde arttırılmıştır (Al-Omari, Dummer, & Newcombe, 1992). Geleneksel paslanmaz çelik kullanılarak reamer, K-eğe ve Hedström eğe olmak üzere üç farklı tipte eğe üretilmiştir. Reamerlar, düz kanallarda yuvarlak ve açılı bir preparasyon oluştururken, eğri kanalların genişletilmesinde transportasyona ve düzleşmeye neden olabilmektedirler (Schafer, 1997). 1915 yılında ilk kez kullanılan K-eğeler, kare veya üçgen kesitli paslanmaz çelik telin bükülmesiyle ve torna-taşlama işlemiyle üretilmişlerdir. Üçgen kesitli eğelerin kare kesitli eğelerden daha esnek oldukları görülmektedir. Esneklik ve kesme yeteneklerinin yüksek olmasından dolayı kanalda daha az transportasyona neden olmaktadır. Hedström eğeler, yuvarlak kesitli

çubuğun makine ile kesilmesiyle oluşturulmuştur. Konik kesici kenarları dentine dik açı yaptığından, çekme hareketiyle etkili bir şekilde kesebilmektedir (Hulsmann ve ark., 2001; Ford, Ford, & Rhodes, 2004). Bu üç değişik alet tipinin arasındaki temel fark, kesici kenarlarının aletin uzun aksıyla yaptığı açıdır. Bu açı, aletlerin etkili oldukları çalışma hareketlerinin belirlenmesini sağlamaktadır. Reamerların kesici kenarları ile uzun aksları arasındaki açı yaklaşık 10° - 30° iken, K-eğelerde bu açı yaklaşık 25° - 40° , Hedström eğelerde 60° - 65° 'dir. Bu yüzden reamer ve K-eğeler rotasyon hareketi ile Hedström eğeler ise çevresel eğeleme hareketiyle kullanılmaktadır (Schafer, 1997).

Paslanmaz çelik eğelerin, alet numarası arttıkça sertliği artmaktadır. Eğimli bir kök kanalı şekillendirilirken, özellikle eğeleme hareketi yapıldığında alet esnek olmayışından dolayı orjinal şekline geri dönmeye çalışır. Bundan dolayı, eğimli kanallarda şekillendirme yaparken aletlere ön eğim verilmelidir. Çok sert olan bir alet, dış kenarda iç kenardan daha fazla keseceğinden eğim düzleşecektir (Thompson, 2000). Eğri kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında bu tür istenmeyen değişiklikleri azaltmak amacıyla daha esnek kök kanal aletlerinin üretilmesi gündeme gelmiştir (Tepel, Schafer, & Hoppe, 1997). Esnekliği arttırmak için, geleneksel paslanmaz çelik eğelerin modifiye edilmesiyle yeni alaşımlar kullanılmaya başlanmıştır (Schafer, 1997). Eğri kanalların şekillendirilmesinde geleneksel paslanmaz çeliğin modifiye alaşımlarından üretilen ve geometrik şekilleri değiştirilen aletlerin daha başarılı olduğu gösterilse de işlem süresinin uzunluğu ve şekillendirme sırasında kanalda sapmaların meydana gelmesi alet yapımında farklı alaşımların kullanılması gerekliliğini ortaya çıkarmıştır (Ingle, 2001). Böylece, Ni-Ti eğeler endodonti literatürüne girmiştir.

Ni-Ti kanal aletleri ilk olarak 1980'lerin sonunda üretilmiştir. Başlangıçta el eğesi olarak üretilen bu kanal aletlerinin kullanımıyla beklenen klinik başarı elde

edilememiştir. Ancak daha sonra Ni-Ti'nin alaşım özellikleri sayesinde, döner ege sistemlerinde kullanılması düşünülmüştür (Willey & Senia, 1989). Ni-Ti alaşımından üretilen döner kök kanal eğelerinin, endodonti için önemli bir gelişme olduğu kanıtlanmıştır. Ni-Ti alaşımından üretilen eğeler, son derece esnek ve elastiktir (Thompson, 2000). Ni-Ti döner eğeleri, paslanmaz çelik aletlere bağlı iatrojenik şekillendirme komplikasyonlarını ortadan kaldırmıştır. Ni-Ti döner eğelerinin piyasaya sürülmesinden bu yana, alet tasarımı önemli ölçüde değiştirilmiştir ve üretiminde olduğu gibi alaşımında da ilerleme kaydedilmiştir. 1990'ların başından beri pek çok Ni-Ti döner ege sistemi, endodonti pratiğinde kullanılmaktadır (Cohen & Hargreaves, 2006).

2.2.1. Ni-Ti Alaşımının Fiziksel ve Kimyasal Özellikleri

Ni-Ti alaşımı, 1962 yılında William Buehler tarafından Naval Ordinance Laboratuvarlarında üretilmiştir. Alaşımı oluşturan nikel ve titanyum ile geliştirilen laboratuvarın baş harfleri kısaltılarak 'nitinol' olarak adlandırılmıştır (Buehler, Gilfrich, & Wiley, 1963).

Kök kanal tedavisinde kullanılan Ni-Ti alaşımları, yaklaşık olarak %56 nikel ve %44 oranında titanyum içermektedir (Walia, Brantley, & Gerstein, 1988). Ana bileşenlerin 1:1 atomik oranında ortaya çıkan bu kombinasyon, diğer metalik sistemlere benzer şekilde çeşitli kristalografik formlarda mevcut olabilir. Ni-Ti alaşımları, metalin mekanik özelliklerini belirleyen östenit, martensit ve R fazı olmak üzere 3 mikroyapısal faz içermektedir (Brantley & Eliades, 2001). Östenit faz, Ni-Ti alaşımının yüksek ısılarda (100°C) stabil kristal yapıya sahiptir. Martensit faz, ısı düşürüldüğünde ya da materyal stres altında olduğunda kristal yapıda bazı değişikliklerin meydana

gelmesiyle oluşan fazdır. Alaşım östenit fazda, sert ve kararlı bir halde bulunurken, martensit fazda yumuşak ve kolay deforme olur. Bu yüzden martensit fazdaki aletlerin yorulma dirençleri ve esneklikleri çok yüksektir. R-faz ise martensit fazdan östenit faza geçiş sırasında, dar bir ısı aralığında oluşan rhombohedral yapıya sahip bir fazdır (Thompson, 2000).

Ni-Ti alaşımları, şekil hafızası ve süperelastikiyet özelliklerine sahip metallerdir. Şekillendirme sırasında stres altına giren eğe, östenit fazdan martensit faza geçer. Eğe kanaldan çıkarıldığında stresin ortadan kalkmasıyla tekrar östenit faza geçer ve orjinal şekline geri döner. Bu özellik ‘şekil hafızası’ olarak adlandırılır. Benzer şekilde süperelastiklik özelliği de östenit ve martensit fazlar arasındaki geri dönüşümlü faz dönüşümüyle birlikte ortaya çıkmaktadır (Yoneyama & Kobayashi, 2009). Dış stresler, süperelastik metallerde, östenitik kristal formdaki Ni-Ti'yi, gerilimi arttırmadan daha fazla stres oluşturabilen martensitik kristal yapısına dönüştürür. Bu faz dönüşümü sayesinde paslanmaz çelikte görülen olağan oransal gerginlik görülmez ve metalin yapısında kalıcı deformasyon meydana gelmez. Bu özellikleri sayesinde Ni-Ti alaşımından üretilen eğeler, eğimli kanallarda etkili bir kullanım için yeterli esneklik ve tokluğa sahiptir (Yoneyama & Kobayashi, 2009).

Ni-Ti eğeler, paslanmaz çelik eğeler ile karşılaştırıldıklarında şekil hafızası ve süperelastikiyet özelliklerinin yanı sıra birçok avantaja sahiplerdir. Kanalın orjinal şeklinin ve kurvatürünün korunmasındaki başarı, işlemsel hata riskinin azalması, tedavi süresinin kısalması ve kök kanal dolumu için ideal konikliğe sahip bir şeklin oluşturulmasındaki avantajları, Ni-Ti eğeleri, paslanmaz çelik eğelere kıyasla daha tercih edilir kılmaktadır (Cheung & Liu, 2009). Yüksek esnekliklerine ve başarılı klinik performanslarına rağmen, Ni-Ti döner eğeler şekillendirme sırasında kırılabilirler.

Paslanmaz çelik kök kanal eğelerinde kırılmadan önce görülen plastik deformasyonun, Ni-Ti kanal eğelerinde çok az gözlemlendiği ve genellikle metal yorgunluğunu gösteren gözle görülür herhangi bir belirti vermeden ani olarak kırılabildiği bildirilmiştir (Pruett, Clement, & Carnes, 1997; Sattapan, Nervo, Palamara, & Messer, 2000). Kök kanal şekillendirmesi sırasında yanlış kullanımdan veya döngüsel ve torsiyonel yorgunluktan kaynaklanan alet kırılmaları klinik kullanımda sorunlara sebep olmaktadır. Son yıllarda, bu sorunların önüne geçebilmek için Ni-Ti alaşımların esnekliğini ve döngüsel yorgunluk direncini arttırmak amacıyla çeşitli termomekanik işlemler uygulanmaya başlanmıştır (Thompson, 2000).

Ni-Ti alaşımının yapısını optimize etmek ve klinik koşullar altında kararlı martensit fazı içeren süperelastik Ni-Ti telleri üretmek amacıyla ısıtma işlemi prosedürü geliştirilmiştir (Hull, 1999; Cheung, Shen, & Darvell, 2007; Gao, Shotton, Wilkinson, Phillips, & Johnson, 2010; Condorelli ve ark., 2010; Shen, Qian, Abtin, Gao, & Haapasalo, 2011, 2012; Gao, Gutmann, Wilkinson, Maxwell, & Ammon, 2012; Zhou ve ark., 2012). 2000'li yıllarda yapılan birçok çalışmada, Ni-Ti endodontik aletlerin esnekliğini ve döngüsel yorgunluk direncini arttırmada ısıtma işlemi uygulamasının etkili olduğu bulunmuştur. Bu materyal yönetimi alanındaki iyileştirmeler, yeni nesil endodontik aletlerin geliştirilmesini sağlamıştır (Kuhn, Tavernier, & Jordan, 2001; Kuhn & Jordan, 2002; Hayashi ve ark., 2007; Yahata ve ark., 2009).

M-Teli (M-Wire) (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, Oklahoma, ABD), Ni-Ti tellerine ısıtma işlemi uygulanarak üretilmiş olup stabil martensit yapıya sahiptir. 2007 yılında piyasaya sürülmüştür. M-Teli, ilk olarak ProFile GT Series X (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, Oklahoma, ABD), ProFile Vortex (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, Oklahoma, ABD), ve Vortex Blue (Dentsply Tulsa Dental

Specialties, Tulsa, Oklahoma, ABD) eğe sistemlerinde kullanılmıştır. M-Telinden yapılan aletlerin performansını değerlendiren biręok ęalıřmada, esneklik ve yorgunluk direncinin geleneksel Ni-Ti'den yapılan aletlere göre arttığı bildirilmiştir (Shen, Qian, ve ark., 2011; Testarelli ve ark., 2011; Shen ve ark., 2012; Peters, Gluskin, Weiss, & Han, 2012). 2010 yılında yapılan bir ęalıřmada M-Telinden retilen Profile GT Series X döner eğe sistemi ile geleneksel Ni-Ti'den üretilen GT ve Profile Ni-Ti eğeleri döngüsel yorgunluk açısından karşılaştırılmıştır. Seçilen eğelerin kesitlerinin ve konikliklerinin benzer olması sayesinde tek değişkenin eğelerin alaşımları olması sağlanmıştır. Sonuçlara göre M-Telinden retilen ProFile GT Series X eğelerin döngüsel yorgunluk dayanımlarının, diğer iki Ni-Ti eğe sisteminden daha iyi olduğunu bulunmuştur (Al-Hadlaq, Al-Jarbou, & Al-Thumairy, 2010). M-Teli teknolojiyle üretilmiş başka bir eğe sistemi olan Vortex Blue eğelerin özelliği, geleneksel Ni-Ti eğelerde görülmeyen mavi yüzey rengine sahip olmalarındır. Bu mavi yüzey, üretim sırasında eğenin yüzeyinin oksit tabakası ile kaplanmasına bağlıdır. Bu yüzeyin, eğelerin döngüsel yorgunluğa karşı direncini arttırdığı bildirilmektedir (Plotino, Grande, Cotti, Testarelli, & Gambarini, 2014).

CM-Teli (Control Memory Wire) (DS Dental, Johnson City, Tennessee, ABD), 2010 yılında piyasaya sürülen Ni-Ti alaşımdır. CM-Teli, Ni-Ti'nin geleneksel süperelastik formlarında bulunanın aksine şekil belleği olmayan, materyalin belleğini kontrol eden ve eğeleri son derece esnek hale getiren bir ısıl işlem kullanılarak üretilmiştir (City, 2010). Bu alaşım; Ni-Ti'nin martensit, R-fazı ve az miktarda östenit fazının karışımından meydana gelmektedir. Martensit fazda alaşımın elastik modülü, östenit fazdan daha düşük olduğundan CM-Teli yumuşaktır ve bükülebilir. HyFlex CM (Coltene Whaledent, Cuyahoga Falls, Ohio, ABD) ve TYPHOON Infinite Flex NiTi

(Clinician's Choice Dental Products, Milford, Connecticut, ABD), CM-Teli'nden üretilen sistemlerdir. HyFlex CM eğelerinin üreticisi, aletlerin %300'den daha fazla yorgunluk direncine sahip olduğunu ve sterilizasyon sonrasında şekillerini geri kazanabildiğini bildirmiştir (Zinelis, Eliades, & Eliades, 2010; Shen, Qian, ve ark., 2011; Shen, Zhou, ve ark., 2011).

2008'de, SybronEndo tarafından yeni bir üretim süreci geliştirilerek Twisted File eğe sistemi (SybronEndo, Glendora, Kaliforniya, ABD) üretilmiştir. Twisted File eğe sistemi, östenit fazındaki ham bir Ni-Ti telini ısıl işlem yoluyla R fazına dönüştürerek geliştirilmiştir (www.tfwithrphase.com/images/3987_TF_Brochure.pdf). Shen ve ark. (2013) tarafından yapılan bir çalışmada, R-fazından üretilen eğelerin daha esnek ve döngüsel yorgunluk direncinin daha yüksek olduğu bildirilmiştir. Ni-Ti alaşımının süperelastikiyeti, alaşımın kalıcı deformasyona uğraması nedeniyle spiral bir şekle sahip olamayacağı anlamına gelmektedir. Süperelastik Ni-Ti aletlerinin üretiminde bileme tekniği kullanılmıştır. Buna karşın, R-fazına geçildiğinde eğelerde aşındırma yapılamamaktadır. Bundan dolayı, Twisted File gibi R-fazından elde edilen eğeler burulma hareketi ile üretilmektedir. Aşındırma sonucunda metal yapısında moleküler düzeyde zayıflama ve metal yüzeyinde mikroçatlaklar oluştuğu bilinmektedir. Alet kırılma riskini arttıran metal yapısındaki bu değişikliklerin burulma işleminde optimal seviyede tutulduğu iddia edilmektedir (Gambarini, Gerosa, De Luca, Garala, & Testarelli, 2008).

Geleneksel Ni-Ti'nin makineyle işlenmesi sırasında yüzeyde oluşan defektlerin yorulma prosesinin başlangıç noktası olduğu ve alet kırılmalarına sebep olduğu tespit edilmiştir. Bu duruma çözüm olarak, üretilen aletin yüzey sertliğini arttırmak ve kullanım ömrünü uzatmak için alet yüzeyine çeşitli uygulamalar yapılması önerilmiştir

(Cheung, 2007). Bu yöntemlerden biri elektrokimyasal yüzey parlatma işlemidir. Yüzeydeki oksit tabakasını daha homojen hale getiren ve yüzey kompozisyonunu değiştiren bu yöntem, üretim sırasında oluşan defektleri azaltarak metalin korozyon direncini arttırmaktadır (Bonaccorso, Tripi, Cantatore, & Condorelli, 2007). Ni-Ti döner aletlerin klinik performansını geliştirmek için uygulanan bir başka yöntem de iyon implantasyonudur. Bu yöntemde, daha sert yüzeyler elde etmek için eğe üzerine nitrojen ve argon gibi iyonların implantasyonu yapılmaktadır (Wolle, Vasconcellos, Hinrichs, Becker, & Barletta, 2009).

Bütün bu bahsedilen termal ve kimyasal işlemlerin amacı, Ni-Ti döner aletlerin klinik kullanımda başarısını en yüksek seviyeye taşıma isteğidir.

2.3. Döner Alet Sistemlerinin Gelişimi

Ni-Ti döner eğeleri, ilk kez Walia tarafından endodontide kullanılmıştır (Walia ve ark., 1988). Paslanmaz çelik aletler ile karşılaştırıldığında, Ni-Ti döner eğelerin üstün kırılma ve burulma dayanımlarının dışında elastik esnekliğin iki ile üç katına sahip olduğu bilinmektedir. Ni-Ti döner eğelerin çoğunluğu, kanal rehberliğinde görev yapan kesmeyen uca sahiptir. Yeni ege tasarımları sürekli üretilmekle birlikte, tasarım özelliklerine bağlı olarak klinik sonuçları araştırılmaya devam edilmektedir (Peters, Barbakow, & Peters, 2004).

Ni-Ti döner ege sistemleri, geçmişten günümüze 5 jenerasyon olarak sınıflandırılmıştır:

2.3.1. Birinci Jenerasyon Eğeler

1992 yılında Dr. John McSpadden tarafından ilk 0.02 konikliğe sahip Ni-Ti döner eğe tasarlanmıştır ve piyasaya sürülmüştür. Bu aletler, diş hekimlerinin preparasyona bakışını değiştirmiştir ancak eğe kırılması ile ilgili problemler meydana gelmiştir. Dr. Johnson 1994 yılında, 0.04 konikliğe sahip ProFile (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) serisini tanıtmıştır. Bu gelişmeyi takiben ProFile 0.06 serisi ve Orifice Shaper piyasaya sürülmüştür.

Birinci jenerasyondaki Ni-Ti döner alet sistemleri ile istenilen kök kanal şekline ulaşmak için çok sayıda eğeye ihtiyaç duyulmaktadır. Bu jenerasyondaki döner alet sistemleri, nötr ya da hafif negatif kesme açısına sahiptirler. LightSpeed (Lightspeed Technology Inc., San Antonio, Teksas, ABD), Quantec (Analytic Endodontics, Meksika) ve Greater Taper (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) bu jenerasyondaki döner alet sistemleridir (Haapasalo & Shen, 2013).

2.3.2. İkinci Jenerasyon Eğeler

1990'lı yılların sonunda piyasaya sürülen bu döner alet sistemleri pozitif kesme açısı ve arttırılmış kesme etkinliğine sahiptir. Eğelerin kanal içerisinde sıkışmasını ve vidalama etkisini azaltmak için sabit koniklik açısına sahip Ni-Ti eğelerin kanal dentini ile temas noktaları azaltılmıştır. Kök kanallarının şekillendirilmesi için alet sayısı azaltılan bu sistemler arasında ProTaper (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre), K3 (SybronEndo, Orange, Kaliforniya, ABD), Endosequence (Brasseler, Savannah, Georgia, ABD) ve BioRace (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, İsviçre) bulunmaktadır (Haapasalo & Shen, 2013).

2.3.3. Üçüncü Jenerasyon Eğeler

Bu jenerasyonun belirleyici özelliği Ni-Ti alaşımındaki gelişmelerdir. Eğelerin yorulma dirençlerini etkileyen en temel yaklaşım ısıl işlemdir. 2007'den beri, Ni-Ti alaşımların mikroyapısını iyileştirmek için birkaç yeni termomekanik işlem ve üretim teknolojisi geliştirilmiştir. M-Teli, CM-Teli ve R fazından geliştirilen bu eğeler, endodonti alanında kullanılmaya başlanmış ve esneklik özellikleri ile ön planda olmuşlardır (Haapasalo & Shen, 2013).

Son zamanlarda HyFlex CM (Coltene Whaledent, Cuyahoga Falls, Ohio, ABD), K3XF (SybronEndo, Orange, Kaliforniya, ABD), ProFile GT Series X (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, Oklahoma, ABD), ProFile Vortex (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, Oklahoma, ABD), Vortex Blue (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, Oklahoma, ABD), TYPHOON Infinite Flex NiTi (Clinician's Choice Dental Products, Milford, Connecticut, ABD) ve Twisted File (SybronEndo, Glendora, Kaliforniya, ABD) gibi termomekanik olarak işlem görmüş endodontik Ni-Ti eğeler tanıtılmıştır (Haapasalo & Shen, 2013).

2.3.4. Dördüncü Jenerasyon Eğeler

Bu jenerasyonun en önemli özelliği, hareket şeklinin farklı olması ve tek ege prosedürü ile kullanılmasıdır. Self-Adjusting File (ReDent-Nova, Raanana, İsrail), Reciproc (VDW, Münih, Almanya) ve WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) bu jenerasyondaki ege sistemleridir (Haapasalo & Shen, 2013).

Piyasada bulunan Ni-Ti döner alet sistemlerinin birçoğu sürekli rotasyon hareketi ile kullanılmaktadır. Sürekli rotasyon hareketinin Ni-Ti alet sistemlerinin

kırılma riskini arttırdığı düşünülmektedir (Sattapan ve ark., 2000). Bu durumu ortadan kaldırmak için kök kanallarının, tekrarlayan sağa-sola hareket olarak tanımlanan resiprokasyon hareketi ile şekillendirilmesi önerilmiştir. Resiprokasyon hareketi, ilk kez 1964'te Giromatic sistem (MicroMega, Besancon Cedex, Fransa) ile tanıtılmıştır (Prichard, 2012). Giromatic sistem, Endo-Gripper (Moyco Union Broach, Montgomeryville, PA, ABD), Endo 3 LD (KaVo, Biberach, Almanya) ve Dynatrak (Dentsply DeTrey, Konstanz, Almanya) saat yönüne (CW) ve saat yönünün tersine (CCW) 90° eşit açılarla hareket eden sistemlerdir (Weine, Kelly, & Bray, 1976).

M4 (SybronEndo, Orange, Kaliforniya, ABD), Endo-Eze (Ultradent Products Inc., South Jordan, Utah, ABD) ve Endo-Express SafeSider (Essential Dental Systems, South Hackensack, New Jersey, ABD) sistemleri, eşit 30° açılar ile CW ve CCW dönüşünü kullanarak resiprokal hareket eden el aparatlarıdır. Bu el aparatları, küçük paslanmaz çelik el eğelerini kullanarak giriş yolunun oluşturulmasında kullanılmaktadır (Gambarini ve ark., 2015).

1985'te Roane ve ark. tarafından eğimli kanallar için tanımlanan dengeli kuvvet tekniği, el eğeleri ile eşit olmayan CW ve CCW hareketleri içermektedir. 2008 yılında Yared, dengeli kuvvet tekniğine dayanan, CW ve CCW dönme hareketi ile (144° CW ve 72° CCW) ProTaper F2 aletini kullanan tek ege resiprokasyon kavramını tanıtmıştır (Yared, 2008). Bu gelişme, aletlerin 360 derecelik dönüşü tamamlamak için beş dönüşe ihtiyaç duyduğu anlamına gelmektedir. Aynı zamanda, bu hareket sayesinde aletlerin elastikiyet sınırı aşılmamıştır (Kim ve ark., 2014).

Reciproc ve WaveOne ege sistemlerinde, resiprokasyon hareketinin kullanılması bu jenerasyonun gelişimine yol açmıştır. (Haapasalo & Shen, 2013). Bu aletlerin tasarımının en büyük farkı, CCW kesme yönüne sahip olmasıdır. Dolayısıyla CCW

dönme açısı, CW dönme açısından daha büyük olduğunda aletler kesebilmektedir. Bu resiprokal hareketli aletler haricinde, tüm aletler CW yönünde kesmek üzere tasarlanmıştır. Bu nedenle, klinisyen, resiprokasyon hareketine göre tasarlanmış aletleri, CW dönen motorlar ile kullanmaya çalışırsa veya resiprokasyon hareketi yapan motorlar ile CW yönünde kesmek üzere tasarlanmış alet kullanmaya çalışırsa, alet kanal içerisine penetre olamayacağından kesmeyecektir (Capar & Arslan, 2016).

Self-Adjusting File, geleneksel eğelerin tasarım ve çalışma prensiplerine bazı değişiklikler getirilmesiyle üretilmiştir. İçi boş, kafesli bir yapıya sahip olup kök kanal duvarlarına üç boyutlu adaptasyon sağlamaktadır. Yukarı-aşağı hareket ederken tirtreşim hareketi yaparak dentin duvarlarını aşındırmaktadır. Özel aparatı ile kök kanalına irrigasyon solüsyonu göndererek etkili bir şekilde smear tabakasını ve debris uzaklaştırmaktadır (Metzger, Teperovich, Zary, Cohen, & Hof, 2010).

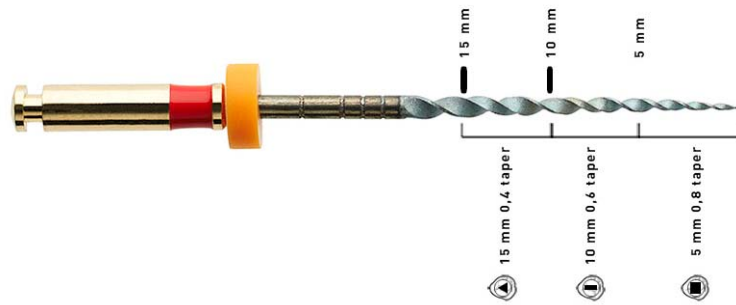
2.3.5. Beşinci Jenerasyon Eğeler

Bu jenerasyondaki eğeler kütle ve dönme merkezi dengeli olacak şekilde tasarlanmıştır. Merkezden uzak dikdörtgen kesite sahip eğeler dönme hareketinde eğe boyunca yayılan mekanik bir dalga üretirler. Eğenin aktif kısmı boyunca hareket eden dalgalar ile asimetrik dönme hareketi, endodontik motorla ilişkili olmayan merkezden uzak dikdörtgen kesitine bağlı olarak tasarım özellikleri tarafından oluşturulur. Bu jenerasyondaki sistemler ProTaper Next (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre), Revo-S (MicroMega, Besancon Cedex, Fransa), One Shape (MicroMega, Besancon Cedex, Fransa) ve TRUShape 3D Uyumlu Eğelerdir (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, Oklahoma, ABD) (Haapasalo & Shen, 2013).

2.4. Çalışmamızda Kullanılan Eğe Sistemleri

2.4.1. HyFlex EDM

HyFlex EDM eğeleri (Coltene/Whaledent, Altstaintown, İsviçre), elektrik boşaltma işleme tekniği (EDM) kullanılarak CM-Telinden üretilen Ni-Ti döner aletleridir. EDM, her türlü iletken malzemenin (örneğin, metaller, alaşımlar, grafit, seramik vb.), herhangi bir sertlik derecesinde yüksek hassasiyette üretiminde kullanılabilir (Payal, Choudhary, & Singh, 2008). Bu işlemde, Ni-Ti eğenin yüzeyini sertleştirmek için kıvılcım erozyonu kullanılmaktadır. Bu sayede, kırılma direnci ve kesme verimliliğinin artırılması sağlanmıştır. Sürekli rotasyonda tek bir eğe tekniği kullanarak kök kanallarını şekillendirmek üzere tasarlanmıştır. HyFlex EDM OneFile (25/~), apikal 4 mm'sinde 0.08 sabit koniklik göstermektedir ve aletlerin konikliği koronal bölgede kademeli olarak 0.04'e kadar azalmaktadır (Şekil 2.1). Buna ek olarak, bu eğelerin kesitsel tasarımı apikal kısımda dikdörtgen şeklindedir. Orta ve koronal kısımlarda ise 2 farklı trapez şekline dönüşür (Pedulla ve ark., 2016).



Şekil 2.1. HyFlex EDM eğesi

2.4.2. XP-Endo Shaper

Yakın zamanda tanıtılan XP-Endo Shaper (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, İsviçre) eğe sistemi, yılan şeklinde dönen bir Ni-Ti döner alettir. XP-Endo Shaper, Max-Teli (Martensit-Östenit Elektropolisaj-Fleks) kullanılarak üretilmiştir. Max-Teli alaşımı, aletin sıcaklık değişimine göre fazını değiştirmesini sağlar. 20°C’de martensit fazdadır ve vücut sıcaklığında (35°C) yani kanal içerisine yerleştirildiğinde östenit faza geçer. Soğutulduğunda, eğenin martensit fazında 0.01 başlangıç konikliği vardır (Şekil 2.2). Vücut sıcaklığına maruz kaldıktan sonra, koniklik, A fazının moleküler hafızasına göre 0.04 olarak değişir. Bu alet, #15 boyutundaki bir yol açıcı eğeden sonra kanal şekillendirilmesinde tek başına kullanıldığında 30/04'lük bir kanal preparasyonu elde edilmesini sağlar. Üretici firmaya göre; XP-Endo Shaper dentin duvarlarına minimal gerilim uygular ve böylece dentinde mikro çatlak riskini en aza indirir. XP-Endo Shaper, kanaldaki düzensizliklere kolayca uyum sağlayabilir ve döngüsel yorgunluğa karşı mükemmel dirençlidir. Ayrıca ‘Booster’ ucu sayesinde, uç kısmında altı kesici kenara sahip olduğu iddia edilmektedir

(http://www.fkg.ch/sites/default/files/201607_fkg_xps_brochure_en_web.pdf).



Şekil 2.2. XP-Endo Shaper eğesi

2.4.3. WaveOne Gold

WaveOne Gold (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre), sistemi tek eğe tekniği ile kullanılmaktadır. Altın tel teknolojisi ile gelişmiş tasarımı sayesinde kanalların şekillendirilmesi, WaveOne eğe sisteminden daha güvenli, daha hızlı ve kullanımı daha kolaydır. Altın tel teknolojisi, Ni-Ti eğelerin üretim sonrası ısıyla işlem görüp daha sonra yavaş yavaş soğutulduğu bir işlemdir. Bu işlemin eğeye altın rengi bir görünüm sağlamasının yanında esneklik ve döngüsel yorgunluk direncini önemli ölçüde arttırdığı bildirilmiştir. Webber ve ark. (2015), yaptıkları bir çalışmada WaveOne Gold Primary eğenin, WaveOne Primary eğeye göre %50 daha iyi döngüsel yorgunluk direnci ve %80 daha iyi esnekliğe sahip olduğunu bildirmişlerdir.

WaveOne Gold sistemi, CCW yönünde 170° ve CW yönünde 50° resiprokal hareketle kök kanallarının şekillendirilmesini sağlamaktadır. WaveOne eğe sisteminde 3 adet farklı boyutta eğe bulunurken, WaveOne Gold eğe sisteminde endodontik anatomiye daha etkili bir şekilde korumak için çeşitli boyutlarda dört adet eğe bulunmaktadır. Dört adet eğe, Small (sarı 20/07), Primary (kırmızı 25/07), Medium (yeşil 35/06) ve Large (siyah 45/05) olarak adlandırılır (Şekil 2.3). Small 20/07 eğesinin aktif kısmı 0.06'lık sabit bir konikliktedir. Her eğe, dentini korumaya yönelik olan D1-D3'te sabit ve D4-D16'da kademeli olarak azalan konikliğe sahiptir. Uygun bir şekilde, herhangi bir kanalın tamamen şekillendirilmesi için gereken tek eğe genellikle Primary 25/07 egedir. Bu eğelerin kesitsel tasarımı paralelkenar şeklindedir. (www.endoruddle.com).



Şekil 2.3. WaveOne Gold eğe sistemi

2.4.4. Reciproc

Reciproc (VDW, Münih, Almanya) sistemi, apikalin ilk 3mm'si boyunca sabit bir konikliğe sahip olan özellikle eğimli ve dar kanallar için tasarlanmış üç adet eğeden oluşmaktadır (Şekil 2.4). Dar kanallar için R25 (25/08), orta kanallar için R40 (40/06) ve geniş kanallar için R50 (50/08) eğe uygundur (Dhingra, Ruhel, & Miglani, 2015). Kanalın başlangıç boyutuna bağlı olarak kanal preparasyonu için sadece bir alet kullanılmaktadır.

Reciproc eğeler, CCW yönünde 150° ve CW yönünde 30° dönüş ile kullanılmaktadır. Reciproc eğeler, geleneksel Ni-Ti'den daha fazla esneklik ve dögüsel yorgunluğa karşı dayanıklılık sunan M-Telinden üretilmektedir. Keskin kesici kenarları olan S-şeklinde kesitleri vardır (Burklein, Hinschitzka, Dammaschke, & Schafer, 2012). Kullanımı sırasında cihaz üzerinde apikal yönde hafif bir basınç uygulanmalıdır.



Şekil 2.4. Reciproc eğe sistemi

2.4.5. ProTaper Next

ProTaper Next (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre), M-Teli kullanılarak üretilen bir Ni-Ti döner eğe sistemidir. Beş adet eğeden oluşur: X1 (17/04), X2 (25/06), X3 (30/07), X4 (40/06) ve X5 (50/06). X1 ve X2 eğeleri şekillendirme için kullanılırken X3, X4 ve X5 eğeleri isteğe bağlı olarak kullanılır (Şekil 2.5). Eğelerin, burulma gerilmesini azaltan merkezden uzak dikdörtgen kesite sahip olması, kök kanalı boyunca yılan benzeri hareket etmesini ve eğe ile dentin temasını azaltarak istenmeyen vida etkisinin azaltılmasını sağlar. Kesitte sadece iki noktanın aynı anda kanal duvarına dokunması eğedeki burulma stresini azaltır (www.endoruddle.com).



Şekil 2.5. ProTaper Next eğe sistemi

2.5. Şekillendirme Sırasında Meydana Gelebilecek Komplikasyonlar

Kök kanalında, genellikle mekanik şekillendirme sırasında bazı komplikasyonlar meydana gelebilmektedir. Bu işlemsel hatalar; apikal blokaj, transportasyon, apikal çentik, basamak, strip perforasyon ve alet kırılmasıdır.

2.5.1. Apikal Blokaj

Şekillendirme sonucu kanal içerisinde biriken dentin talaşlarının ve pulpal doku artıklarının, apikale ilerlemesi sonucu ortaya çıkan bir komplikasyondur. Apikal blokaj, dentin talaşları ve pulpal dokuların apikal foramene sıkıştırılması ya da irrigasyonun yetersiz yapılması sonucu meydana gelmektedir. Kanalda kullanılan eğelerin üzerinde biriken dentin talaşlarının temizlenmemesi ile kanalda fazla miktarda talaşın birikmesi sonucu apikal blokaj riskinin arttığı bildirilmiştir (Lambrianidis, 2006).

Kanal preparasyonu sırasında çalışma uzunluğunun azalması apikal blokaj oluşumunu işaret edebilir. Çalışma uzunluğunun azaldığı bir başka komplikasyon olan basamak oluşumu apikal blokaj oluşumu ile karıştırılmamalıdır. Apikal blokaj oluşumunda, kanal içerisinde eğe ile sert ancak penetre edilebilir bir yapı hissedilirken, basamak oluşumunda eğenin sert bir duvara çarptığı ve penetre olmadığı hissedilir. Radyografik incelemede ise, apikal blokaj oluşumunda kanal yolu izlenemezken, basamak oluşumunda kanal yolu izlenir fakat kanalın orjinal yönünden saptığı görülür (Lambrianidis, 2006).

2.5.2. Transportasyon

Transportasyon, özellikle eğimli kanalların preparasyonu sırasında eğenin orjinal haline dönme eğilimi sonucu, apikal yarıda kök kanalının dış kısmında iç kısmına göre fazla miktarda dentin kaldırılması sonucu meydana gelen komplikasyondur (Willey & Senia, 1989).

Transportasyon, kanalda basamak, blokaj ve perforasyon oluşumunun artmasına sebep olabilir ve kök yapısında zayıflama meydana gelebilir. Kök kanal dolumu aşamasında problem yaşanır ve apikal sızdırmazlık sağlanamamış olur. Bunların dışında kök kanal temizliği tamamlanamadığından mevcut olan enfeksiyon giderilemez (Franco ve ark., 2011).

Transportasyon oluşumuna etki eden faktörler; kök kanal anatomisi (Cohen & Hargreaves, 2006), kanal eğesinin dizaynı (Kuhn, Carnes, Clement, & Walker, 1997), kanal eğesinin alaşımı (Thompson & Dummer, 1997) ve şekillendirme tekniğidir (Roane ve ark., 1985).

Eğimli kanallarda şekillendirme yaparken, kanal ağzlarının genişletilerek kanallara düz bir girişin sağlanması, transportasyon ile birlikte birçok komplikasyonun oluşma riskini azaltacaktır. Kanallara düz bir girişin sağlanması ile birden fazla eğime sahip kanallarda en azından bir eğim elimine edilmiş olacaktır. Transportasyon oluşumuna karşı ucu yuvarlak, esnekliği yüksek eğelerin kullanılması, çalışma uzunluğunun kaybedilmemesi ve kanal yolu açıklığının kontrolü önemlidir (Bürklein & Schäfer, 2013; Senia & Wildey, 2003).

2.5.3. Apikal Çentik (Zipping), Gözyaşı Damlası Şekli (Teardrop) ve Dirsek (Elbow) Oluşumu

Apikal çentik, eğimli kök kanalları şekillendirilirken, apikal bölgede uzaklaştırılması gerekenden fazla madde uzaklaştırılması sonucu oluşan komplikasyondur. Apikal uç kısım ve eğimin dış kenarı bu alanın olduğu bölgelerdir. Kök kanalının özellikle eğimli bölgelerinde paslanmaz çelik eğelerin, orjinal haline dönme eğilimi apikal çentik oluşumuna sebep olur. Apikal çentik sonucu apikal bölgenin aldığı şekle 'gözyaşı' veya 'kum saati' görüntüsü denir. Çentik, koronalde yer alıyorsa 'dirsek' olarak adlandırılır (Hülsmann ve ark., 2005).

2.5.4. Basamak Oluşumu (Ledging)

Basamak, preparasyonun ve dolunun yetersiz olmasına sebep olan, kanal eğelerinin çalışma uzunluğuna ilerlemesini engelleyen, iatrojenik olarak oluşturulan kök kanalındaki düzensiz alandır (Southard, Oswald, & Natkin, 1987). Keskin ve esnek olmayan aletler eğimli kanallarda dönme hareketiyle kullanıldığında karşımıza basamak

oluşumunun çıkma ihtimali yüksektir. Basamak, eğimin dış kısmında, kanalın orta veya apikal bölgesinde oluşur ve çalışma boyunun azalmasına sebep olur (Hülsmann, 2009). Genellikle kök kanal tedavisinin tamamlanmasından sonra mevcut olan patolojinin elimine edilememesine neden olur (Southard ve ark., 1987).

Basamak oluşumunda ilk yapılması gereken, teşhis radyografisi ile kanal boyu ve eğimini değerlendirmek olmalıdır (Walton & Torabinejad, 1996). Basamak oluşumunu engellemek için; kök kanalının preparasyonunda çalışma boyunun doğru hesaplanması (Walton & Torabinejad, 1996), apikal açıklığın korunması (Buchanan, 1989), irrigasyonda şelasyon ajanı kullanılacaksa dikkatli olunması (Abbott, Heijkoop, Cardaci, Hume, & Heithersay, 1991), Ni-Ti gibi kök kanal eğimine uyumlu eğelerin kullanılması (Bello, Wang, & Roane, 2003) önerilmektedir. Basamak oluştuğunda ise, basamağın ortadan kaldırılabilirdiği ya da by-pass yapılabilirdiği gibi lateral ya da strip perforasyonla da karşılaşılabılır (Walton & Torabinejad, 1996).

2.5.5. Strip Perforasyon

Özellikle eğimli kanallarda aşırı genişletmeye bağlı, eğimin iç kısmında meydana gelen perforasyonlardır. Kök sementinin kaybı ve periodontal ligamentin irritasyonu ile ilişkili tamiri zor alanlardır. Strip perforasyona sebep olmamak için kanalın eğimli bölgelerinde Gates-Glidden frezlerin kullanımı sırasında dikkatli olunmalı ve eğimin dış kısmında eğeleme yapılmalıdır (Hülsmann ve ark., 2005).

Strip perforasyonda kanalların kurulanmasında kağıt konilerde kanalın orta bölümüne denk gelecek şekilde kanama olması, kan izlerine bakılarak perforasyon bölgesinin belirlenmesine yardımcı olur (Hülsmann ve ark., 2005).

2.5.6. Alet Kırılması

Kök kanalının preparasyonu sırasında meydana gelen alet kırılmaları sıklıkla aletlerin çok sayıda veya yanlış kullanılması sonucu ortaya çıkmaktadır. Döner aletlerin kırılması genellikle döngüsel yorgunluk, torsiyonel kuvvetler veya her ikisinin birlikte görülmesi ile meydana gelmektedir (Sattapan ve ark., 2000). Alet kırılmasını etkileyen faktörler; operatörün yanlış kullanımının dışında, dişin eğim açısı ve çapı, kullanılan eğenin alaşımı, üretim yöntemi, kesiti, tasarımı ve kırılma direncidir (Lopez ve ark., 2008).

Endodontik aletlerin yapısının incelenmesinde TEM kullanılmaktadır. TEM, elde edilen görüntülerin bölgesel olarak detaylı incelenebilmesini sağlayan bir yöntemdir. TEM ile Ni-Ti eğelerin yüzey deformasyonları ve alet kırılmalarında kırığın tipi değerlendirilebilmektedir (Troian, So, Figueiredo, & Oliveira, 2006).

Endodontik tedavi sırasında kanalda kalan kırık aletlerin, tedavinin prognozunu ne şekilde etkileyeceği; periapikal bölgenin tedavi öncesi durumuna, aletin tedavinin hangi aşamasında, hangi bölgede ve ne kadar uzunlukta kırıldığına göre farklılık göstermektedir (Ward, 2002).

2.6. Kök Kanal Eğiminin Komplikasyonlar Üzerindeki Etkisi

Kök kanal tedavisinde kullanılan aletlerdeki gelişmelere ve tekniklere rağmen, eğimli kök kanallarının şekillendirilmesi deneyimli hekimler için bile zor olabilmektedir. Kök kanalları genellikle eğimli olmalarına rağmen, kök kanal şekillendirilmesinde kullanılan eğelerin şekli düzdür. Eğimli kanallarının

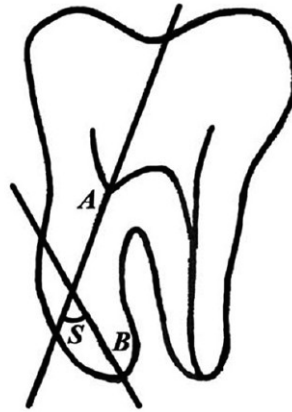
şekillendirilmesinde, kanalın eğimine uyumlu olmayan eğelerin kanalın orjinal şeklini koruyamaması birçok komplikasyona sebep olmaktadır.

Kök kanalının eğimli olduğu bölgede aletlerin eğimin iç tarafına kıyasla dış tarafından daha fazla madde kaldırdığı ve transportasyona sebep olduğu bilinmektedir. Kök kanallarının sahip olduğu eğim açısı arttıkça, şekillendirme sırasında alet üzerindeki kuvvet artacağından transportasyonun daha fazla gerçekleşeceği bildirilmiştir. Ayrıca, eğimli ve dar kanalların şekillendirilmesi sırasında alet üzerinde gerilim ve baskı kuvvetlerinin fazla olması sonucu alet kırılma riski artmaktadır (Lim & Webber, 1985).

2.7. Kök Kanal Eğimini Belirlemek İçin Kullanılan Yöntemler

Çeşitli araştırmacıların kök kanal eğimini belirlemek için geliştirdiği başlıca yöntemler; Schneider yöntemi, Weine yöntemi, Hankins ve El Deeb yöntemi-long axis tekniği ve Pruett ve ark. (1997) yöntemidir.

Günümüzde en sık kullanılan yöntem, Schneider tarafından geliştirilen yöntemdir. Bu yöntemde, radyografik görüntüde kök kanalının koronal üçlüsünün uzun aksına paralel olarak bir doğru çizilmesinin ardından, apikal foramenden ilk doğrunun, kanalın uzun aksını terk ettiği noktaya ikinci bir doğru çizilir. Bu çizilen iki doğru arasındaki iç açı kök kanalının eğim açısı olarak tanımlanır. Schneider, eğim açısına göre kök kanallarını kolay (düz yada 5° den az), orta (10° - 25°) ve zor (25° den büyük) kanallar olmak üzere üçe ayırmıştır (Schneider, 1971) (Şekil 2.6).



Şekil 2.6. Schneider yöntemi ile kanal eğiminin hesaplanması (Schneider, 1971)

Pruett ve ark. (1997), kök kanal eğiminin derecesinin belirlenmesinde tek parametre kullanmanın yeterli olmadığını, eğrilik açısının dışında eğrilik yarıçapının da önemli bir faktör olduğunu bildirmişlerdir. Bu yöntemde kanalın koronal ve apikal bölümünde birer paralel doğru çizilir. Koronal bölümden çizilen doğruya kanalın eğim göstermeye başladığı nokta, apikalden çizilen doğru üzerinde ise kanal eğriliğinin bittiği nokta bulunur. Kanalın eğri kısmı, bu noktalardan çizilen doğruların kesiştiği noktayı merkez alan daire ile gösterilir. Eğrilik açısı, dairenin bu noktaları arasında kalan yayı gören merkez açıdır. Dairenin yarıçapı ise eğrilik yarıçapıdır. Eğrilik yarıçapı eğimin şiddetini ifade eder. Azalan yarıçap kanal eğiminin şiddetinin arttığını göstermektedir.

2.8. Kök Kanal Şekillendirmesini Değerlendiren Yöntemler

İn vitro kök kanal şekillendirme çalışmalarında preparasyon tekniklerinin etkinliklerini değerlendirmek amacıyla farklı yöntemler kullanılmaktadır. Bunlar;

1. Geleneksel yöntemler

-Kopya model oluşturma

-Kesit alma

-Boyama ve şeffaflaştırma

-Radyografik teknikler

2. Üç boyutlu görüntüleme yöntemleri

-Bilgisayarlı tomografi

-Mikro-bilgisayarlı tomografi

Değerlendirme yöntemlerindeki farklılıklar, çalışmalarda aynı preparasyon tekniğinin kullanımında bile farklı sonuçların alınmasına sebep olmaktadır. Her tekniğin avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır (Rhodes, Ford, Lynch, Liepins, & Curtis, 1999)

2.8.1. Geleneksel Yöntemler

Kopya model oluşturma yöntemi, kök kanalından pulpanın uzaklaştırılmasını takiben kanal boşluğunun şeklini alabilen maddelerin kök kanal sistemine basınçla ve vakum altında verilmesidir. Kök kanallarına silikon maddesi enjekte edilir ve materyal sertleştikten sonra dişler asit içinde dekalsifiye edilir. Daha sonra kopya modeller mikroskop ile incelenir (Wakabayashi, Matsumoto, Shirasuka, Funato, & Tsuzuki, 1988; Goldman, Sakurai-Fuse, Turco, & White, 1989).

Çalışmalarda sıklıkla kullanılan yöntemlerden biri olan kesit alma yöntemi, Bramante tarafından geliştirilmiştir (Bramante ve ark., 1987). Bu yöntemde, akrilik bloklar içerisine yerleştirilen dişlerden apikal-koronal yönde kesitler alınır ve

fotoğraflanır. Alınan kesitler tekrar birleştirilir ve kanal şekillendirilmesi yapıp tekrar fotoğraflanır. Daha sonra şekillendirme öncesi ve sonrası fotoğraflar karşılaştırılarak değerlendirme yapılır (Bramante ve ark., 1987; Hirano & Aoba, 1995). Bu yöntemin dezavantajı, kök kesitlerinin yeniden birleştirilme aşamasının zorluğudur. Ayrıca, kesit alma sırasında sonuçlarda yanılığlara sebep olabilen doku değişiklikleri ve madde kayıpları oluşabilmektedir (Hirano & Aoba, 1995).

Boyama ve şeffaflştırma işlemi; dekalsifikasyon, dehidratasyon ve şeffaflştırma olmak üzere üç aşamada uygulanmaktadır. Dişler, hematoksilen ya da çini mürekkebi ile boyanmasının ardından asitle dekalsifiye edilir. Daha sonra metil salisilat ile şeffaflştırılır. Görsel olarak başarılı görünse bile bu yöntemin dezavantajı, değişimlerin sayısal ölçümünde bazı sınırlamaların mevcut olmasıdır (Venturi ve ark., 2003).

Radyografik yöntemler, invaziv olmamaları sebebiyle tercih edilen bir yöntemdir. Kök kanal tedavisinin her aşamasında değerlendirmenin yapılabilmesini sağlamaktadır. Bunun yanında dişlerden radyografi alırken standardizasyonun sağlanamaması, banyo yapılırken değişimlerin görüntüye yansımaları, görüntülerin iki boyutlu olması ve kök kanallarındaki basamak veya transporsasyon oluşumu gibi komplikasyonların görülememesi sonuçların doğru değerlendirilememesine sebep olabilir (Venturi ve ark., 2003).

2.8.2. Üç Boyutlu Görüntüleme Yöntemleri

2.8.2.1. Bilgisayarlı Tomografi

Bilgisayarlı tomografi (BT), X-ışınlarının keşfiyle başlayan gelişmeler sonucunda ortaya çıkmış olup, dokuların invaziv olmayan incelemesini sağlayan yöntemlerin başında gelir. Nesnelerin herhangi bir kimyasal madde kullanılmadan 3B görüntülerinin elde edilmesi ve ölçüm yapılabilmesine olanak sağlar. X-ışınının bilgisayar teknolojisi ile birleşmesi ile nesneyi kesitler şeklinde görüntüler. BT tarayıcılar 1-2 mm kalınlıkta kesit alabilmektedir. Kesit kalınlığının azaltılarak kesit sayısının artırılması örnekten daha fazla bilgi alınmasını ve görüntü çözünürlüğünün artmasını sağlamaktadır (Elliott & Dover, 1982).

BT'nin endodontide ilk defa kullanılması 1990 yılında Tachibana & Matsumoto tarafından gerçekleştirilmiştir (Rhodes ve ark., 1999). Daha sonraki yıllarda Spoor ve ark. (1993), dişlerdeki mine kalınlığının değerlendirilmesinde ve Gambill ve ark. (1996), kök kanal şekillendirme çalışmasında BT'yi kullanmışlardır.

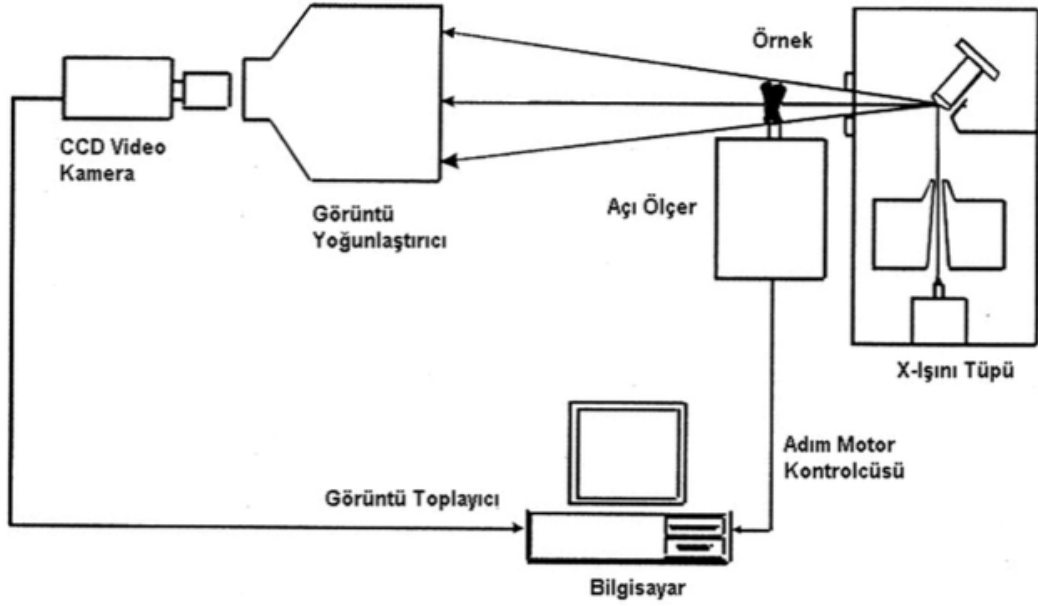
BT'nin daha ileri teknoloji türü olan konik ışınli bilgisayarlı tomografi (KIBT) diş hekimliği alanında kullanılmaya başlanmıştır. Normal BT'den 15 kat az radyasyon dozu ve daha kısa sürede (10-70 sn) kesit alabilen KIBT klinik uygulama için daha uygundur (Scarfe, Farman, & Sukovic, 2006; S Patel, A Dawood, T Pitt Ford, & E Whaites, 2007).

Son yıllarda çözünürlüğün artırıldığı mikro-bilgisayarlı tomografi cihazları da geliştirilmiştir.

2.8.2.2. Mikro-Bilgisayarlı Tomografi

Mikro-bilgisayarlı tomografi (μ BT), medikal amaçlı olarak birçok alanda sıklıkla kullanılmaktadır. İnvaziv ve destrüktif olmayan bu yöntemin tekrarlayan incelenebilme özelliği önemli bir avantaj olarak görülmektedir. μ BT, katı ve opak cisimlerin iç yüzeylerini cisime herhangi bir zarar vermeden tarar ve daha sonra 3B görüntüsünün oluşturulmasını sağlar. Kaya, kemik, seramik, metal ve yumuşak doku gibi geniş bir inceleme aralığına sahiptir (Balto, Muller, Carrington, Dobeck, & Stashenko, 2000).

μ BT tarayıcılar, 5-50 μ m kalınlıkta kesit alarak taramaların yüksek çözünürlükte yapılmasını sağlar. μ BT'den elde edilen veriler, çeşitli bilgisayar programları aracılığıyla yapıları daha iyi gösteren 3B görüntüler haline dönüştürülür. Bu işlem yeniden yapılandırma anlamına gelen '3B rekonstrüksiyon' olarak adlandırılır. μ BT, genel yapı olarak BT'ye benzer. Cihazın ana parçaları X-ışını tüpü, üzerine sabitlenen örneği belli aralıklar ile çeviren adım motoru, X-ışınını kamera sensörü üzerine yoğunlaştıran görüntü yoğunlaştırıcı, X-ışınlarını görüntü verisine çeviren bir CCD kamera, görüntü toplayıcısı ve bunları kontrol eden bir bilgisayardan oluşur (Rhodes ve ark., 1999) (Şekil 2.7).



Şekil 2.7. μ BT'nin şematik diyagramı (Rhodes ve ark., 1999)

BT ve μ BT görüntüleri, nesnelere alınan düzlemsel kesitler aracılığıyla elde edilir (Rhodes ve ark., 1999; Plotino ve ark., 2006). μ BT ile yapılan ilk çalışmalar çözünürlüğün yetersiz olması ve projeksiyon hataları nedeniyle başarılı olamamıştır (Nielsen, Alyassin, Peters, Carnes, & Lancaster, 1995; Gambill ve ark., 1996). Ancak; günümüzde örneklerin preparasyon öncesi ve sonrası 3B değerlendirilmelerine olanak sağlayan ölçüm yazılımları geliştirilmiştir (Peters, Laib, Ruegsegger, & Barbakow, 2000; Gao, Peters, Wu, & Zhou, 2009; Paque, Ganahl, & Peters, 2009).

Yazılım ve donanımdaki önemli gelişmeler sonucunda kesit kalınlığı azaltılmıştır. BT için kesit kalınlığı yaklaşık olarak 1.5 mm iken (Gambill ve ark., 1996) μ BT için bu aralık 81 μ m (Rhodes ve ark., 1999), 34 μ m (Peters ve ark., 2000) ve 12,5 μ m (Bjorndal, Carlsen, Thuesen, Darvann, & Kreiborg, 1999) gibi oldukça düşük değerlere ulaşmıştır (Nielsen ve ark., 1995; Dowker, Davis, & Elliott, 1997; Bjorndal ve ark., 1999).

Medikal alanda, Edriott ve Dover tarafından ilk kez 1982 yılında μ BT kullanılarak 3B modelleme yapılmıştır (S. Patel, A. Dawood, T. P. Ford, & E. Whaites, 2007). Günümüzde ise μ BT kullanım alanları her geçen gün artmakla birlikte, diş yapısının bir çok parametresinin kalitatif ve kantitatif incelenmesinde kullanılmaktadır. Bir çok antropolojik çalışmada μ BT kullanılarak mine ve dentin kalınlığı, mevcut çürüğün miktarı ve pulpaya yakınlığı gibi parametreler araştırılmıştır (Olejniczak & Grine, 2006; Olejniczak ve ark., 2008).

Diş örneklerinde mineral yoğunluklarının ölçümünde kullanılan kimyasal analizler ve kontak mikroradyografiler ile karşılaştırıldığında μ BT ile yapılan ölçümler daha hassas ve uygulaması daha kolaydır. Kemik ve dişlerin mineral konsantrasyonu, μ BT ile 5-30 μ m boyutsal çözünürlükte ölçülebilmektedir (Davis & Wong, 1996; Wong, Anderson, Fan, & Davis, 2004; Efeoglu, Wood, & Efeoglu, 2005; Efeoglu, Wood, & Efeoglu, 2007). İmplantolojide μ BT, dental implantlar etrafındaki kemik integrasyonunun değerlendirilmesi (Park, Yi, Lee, & Jung, 2005), osteointegrasyon ve kemik ile implant bağlantısının değerlendirilmesi için kullanılmaktadır (Van Oosterwyck ve ark., 2000; Sennerby, Wennerberg, & Pasop, 2001; Butz, Ogawa, Chang, & Nishimura, 2006).

μ BT günümüzde endodontide, kök kanal morfolojisinin incelenmesi (Bjorndal ve ark., 1999; Oi, Saka, & Ide, 2004), kök kanal şekillendirmesinin değerlendirilmesi (Bergmans, Van Cleynenbreugel, Wevers, & Lambrechts, 2001; Peters, Schonenberger, & Laib, 2001), kök kanal dolgusunun değerlendirilmesi (Jung, Lommel, & Klimek, 2005; Hammad, Qualtrough, & Silikas, 2009) ve kök kanal tedavisinin yenilenmesi işlemlerinden sonra kök kanalında kalan dolgu materyalinin incelenmesi (Barletta, de

Sousa Reis, Wagner, Borges, & Dall'Agnol, 2008; Hammad, Qualtrough, & Silikas, 2008) gibi bir çok alanda kullanılmaktadır (Swain & Xue, 2009).

μ BT yöntemi, *in vitro* endodontik çalışmalarda tercih ediliyor olmasına rağmen, klinik uygulama için henüz uygun değildir. *In vivo* çalışmalara uygun hale getirilmesi için çalışmalara devam edilmektedir (Balto ve ark., 2000). Bunun dışında, μ BT taraması ve 3B modelin oluşturulması için uzun bir süreye ihtiyaç duyulması ve yöntemin pahalı olması, örnek sayısının azaltılmasına yol açan bir dezavantajdır (Rhodes ve ark., 1999; Peters ve ark., 2000; Hannig ve ark., 2006; Magne, 2007; Nair & Nair, 2007; Swain & Xue, 2009).

Amaç:

Bildiğimiz kadarıyla, son yıllarda üretilmiş olan eğe sistemlerinin eğri kök kanallarındaki şekillendirme yetenekleri hakkında çok az bilgi mevcuttur. Çalışmamızda; HyFlex EDM, WaveOne Gold, XP-Endo Shaper, Reciproc ve ProTaper Next eğe sistemlerinin eğri kök kanalların preparasyonunda kanal transportasyonu ve kanal hacmi üzerine etkilerinin ve merkezi konumlama yeteneklerinin μ BT görüntüleme tekniği kullanılarak karşılaştırılması, kullanılan Ni-Ti aletlerin kullanım sonrası yüzeylerinde meydana gelen değişikliklerin TEM ile tespit edilerek değerlendirilmesi ve sistemlerin çalışma sürelerinin karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Çalışmamızın öngörülen H_0 hipotezi; farklı Ni-Ti eğe sistemleri arasında eğri kök kanallarındaki şekillendirme yetenekleri ve sistemlerin çalışma süreleri yönünden farklılık olmayacağıdır.

3. YÖNTEM

Çalışmamızın etik kurul onayı Gaziosmanpaşa Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulununun 16.02.2016 tarihli toplantısında 16-KAEK-028 proje numarası ile alındı (Ek-1). Çalışmamız 2016/41 proje numarası ile Gaziosmanpaşa Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu tarafından desteklendi.

Çalışmamız için protetik ya da periodontal nedenlerle çekilmiş 135 adet çürüksüz, benzer boyutlarda, rezorpsiyon bulunmayan ve kök oluşumu tamamlanmış mandibular molar diş toplandı. Toplanan dişlerin mesial köklerinin, Schneider yöntemine göre 25°-35° arasında eğim açısına sahip olmalarına dikkat edildi. Dişler üzerindeki yumuşak dokular ve artıklar temizlendi. Dişler çalışma süresi boyunca +4°C sıcaklıkta serum fizyolojik içerisinde bekletildi.

3.1. Örneklerin Seçimi İçin μ BT Taramalarının Yapılması

Örneklerin μ BT tarayıcı ünitesinin tutucusuna sabit bir dikey düzlemde yerleştirilebilmesi için hazırlanan kalıplarda, kronların 3-4 mm'lik kısımları içinde kalacak şekilde polivinil siloksan (CharmFlex Putty, Dentkist, Kore) bloklara gömüldü. Bu sabit sistem, μ BT'nin tutucu kısmına sabit bir şekilde yerleştirilip köklerden ikinci taramada da aynı konumda görüntü alınmasına olanak sağlayacak şekilde tasarlandı. Daha sonra örnekler, preparasyon öncesi kanal morfolojilerinin belirlenebilmesi için μ BT cihazı ile tarandı.



Şekil 3.1. Kalıp içerisine gömülen bir örnek

μ BT taramaları SkyScan 1174 μ BT cihazı (SkyScan, Kontich, Belçika) ile 33 μ m izotropik çözünürlük, 50 kV ve 800 mA'da yapıldı. Taramalar, 0,7° dönme açısı ve toplam 360° dikey dönme açısı ile gerçekleştirildi. Bir örneğin taraması, ortalama 70 dk sürdü. Taramalar sonunda her örnek için 600-700 adet ham görüntü elde edilerek TIFF formatında kaydedildi. Görüntü rekonstrüksiyonu NRecon yazılımı (Versiyon 1.6.9.4, Bruker-mikroBT, Skyscan) kullanılarak yapıldı.

μ BT taraması sonucu iki ayrı kanala sahip olmayan, tek apikal foramenle sonlanan, aşırı kalsifiye tıkanmış kanallara sahip olan ve internal rezorpsiyon görülen kökler çalışmaya dahil edilmedi. 40 adet Vertucci Tip IV kanal konfigürasyonuna sahip mandibular molar diş çalışmamıza dahil edildi ve örnekler rastgele 5 gruba ayrıldı.

3.2. Örneklerin Şekillendirilmesi

İlk görüntüleri elde edilen örnekler üzerinde, elmas frezler (Diatech, Swiss Dental Instruments, Heerbrugg, İsviçre) kullanılarak giriş kaviteleri açıldı. ISO #10 K-eğe (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) kullanılarak dişlerin kök kanalları ve apikal açıklıkları kontrol edildi. Çalışma boyu her diş için kök boyundan 1 mm eksik

olacak şekilde hesaplandı. Kök kanal preparasyonu için hazır hale gelen örneklerin preparasyon aşamasında beş farklı genişletme sistemi kullanıldı. Her sistem için 8 örnek, toplamda 16 kanal prepare edildi (n=16).

Grup 1: HyFlex EDM

HyFlex EDM grubunda şekillendirme, OneFile 25/~ eğe ile yapıldı. Şekillendirmeye başlamadan önce kanal açıklığı #10 ve #15 K-eğe ile kontrol edildi. Bu grupta yer alan kök kanallarının şekillendirmesi 2.5 Ncm tork ve 500 rpm hızda tamamlandı. Eğe ile şekillendirme yaparken eğe kanala basınç uygulanmadan yerleştirildi ve 2-3 gagalama hareketi yapıldıktan sonra geri çekildi. Her 2-3 gagalama hareketinden sonra eğe kanaldan çıkarıldı, üzerindeki talaşlar temizlendi ve kanallar 2 ml %5'lik sodyum hipoklorit (NaOCl) (Wizard; Rehber Kimya, İstanbul, Türkiye) ile irrigate edildi. Kanal yolu açıklığı #10 K-eğe ile kontrol edildikten sonra aynı şekilde çalışma boyunca ulaşıncaya kadar şekillendirme devam ettirildi.

Grup 2: XP-Endo Shaper

XP-Endo Shaper grubunda şekillendirme, XP-Endo Shaper (30/04) eğe ile yapıldı. Şekillendirmeye başlamadan önce kanal açıklığı #10 ve #15 K-eğe ile kontrol edildi. Bu grupta yer alan kök kanallarının şekillendirmesi 1 Ncm tork ve 800 rpm hızda tamamlandı. Eğe ile şekillendirme yaparken kanal içerisinde her zaman 35°C'de NaOCl bulunduruldu ve eğe basınç uygulanmadan kanala yerleştirildi. Eğe, 3 gagalama hareketinden sonra kanaldan çıkarıldı, üzerindeki talaşlar temizlendi ve kanallar 2 ml %5'lik NaOCl ile irrigate edildi. Kanal yolu açıklığı #10 K-eğe ile kontrol edildikten

sonra aynı şekilde çalışma boyuna ulaşıncaya kadar şekillendirme devam ettirildi. Üretici firmanın talimatı doğrultusunda, çalışma boyuna ulaştıktan sonra 5 adet gagalama hareketi yapılarak preparasyon bitirildi.

Grup 3: WaveOne Gold

WaveOne Gold grubunda şekillendirme, WaveOne Gold Primary (25/07) eğe ile yapıldı. Şekillendirmeye başlamadan önce kanal açıklığı #10 ve #15 K-eğe ile kontrol edildi. Bu grupta yer alan kök kanallarının şekillendirmesinde motorun hafızasında kayıtlı olan, önceden ayarlanmış hız, tork ve resiprokasyon açıları değerlerine sahip 'WAVEONE ALL' resiprokasyon sistemi programı kullanıldı. Eğe ile şekillendirme yaparken eğe kanala basınç uygulanmadan yerleştirildi ve 2-3 gagalama hareketi yapıldıktan sonra geri çekildi. Her 2-3 gagalama hareketinden sonra eğe kanaldan çıkarıldı, üzerindeki talaşlar temizlendi ve kanallar 2 ml %5'lik NaOCl ile irrije edildi. Kanal yolu açıklığı #10 K-eğe ile kontrol edildikten sonra aynı şekilde çalışma boyuna ulaşıncaya kadar şekillendirme devam ettirildi.

Grup 4: Reciproc

Reciproc grubunda şekillendirme, Reciproc R25 eğe ile yapıldı. Şekillendirmeye başlamadan önce kanal açıklığı #10 ve #15 K-eğe ile kontrol edildi. Bu grupta yer alan kök kanallarının şekillendirmesinde motorun hafızasında kayıtlı olan, önceden ayarlanmış hız, tork ve resiprokasyon açıları değerlerine sahip 'RECİPROC ALL' resiprokasyon sistemi programı kullanıldı. Eğe ile şekillendirme yaparken eğe kanala basınç uygulanmadan yerleştirildi ve 2-3 gagalama hareketi yapıldıktan sonra geri

çekildi. Her 2-3 gagalama hareketinden sonra eğe kanaldan çıkarıldı, üzerindeki talaşlar temizlendi ve kanallar 2 ml %5'lik NaOCl ile irrigate edildi. Kanal yolu açıklığı #10 K-eğe ile kontrol edildikten sonra aynı şekilde çalışma boyuna ulaşınca kadar şekillendirme devam ettirildi.

Grup 5: Protaper Next

Protaper Next grubunda şekillendirme, X1 (17/04) ve X2 (25/06) eğeler ile yapıldı. Şekillendirmeye başlamadan önce kanal açıklığı #10 ve #15 K-eğe ile kontrol edildi. Bu grupta yer alan kök kanallarının şekillendirmesi 4 Ncm tork ve 300 rpm hızda tamamlandı. Eğe ile şekillendirme yaparken eğe kanala basınç uygulanmadan yerleştirildi ve 2-3 gagalama hareketi yapıldıktan sonra geri çekildi. Her 2-3 gagalama hareketinden sonra eğe kanaldan çıkarıldı, üzerindeki talaşlar temizlendi ve kanallar 2 ml %5'lik NaOCl ile irrigate edildi. Kanal yolu açıklığı #10 K-eğe ile kontrol edildikten sonra aynı şekilde çalışma boyuna ulaşınca kadar şekillendirme devam ettirildi.

Her gruptaki eğe, üretici firma talimatları doğrultusunda ve VDW Gold Reciproc endodontik motor (VDW, Münih, Almanya) ile kullanıldı. Eğeler iki kanalda kullanıldıktan sonra yenisiyle değiştirildi. Şekillendirme işlemi bittikten sonra 10 ml distile su (Polifarma, Tekirdağ, Türkiye) ile yapılan irrigasyon ile kanal içerisinde kalan debris ve NaOCl uzaklaştırıldı.

Her kanal için el eğelerinin kullanılmasının ardından şekillendirmenin başlamasıyla bitmesi arasında geçen irrigasyon işlemi dahil olmak üzere toplam çalışma süresi dijital bir kronometre yardımıyla saniye (sn) cinsinden kaydedildi.

Kullanılan Ni-Ti eğelerin kullanım sonrası yüzeylerinde meydana gelen değişiklikler TEM aracılığıyla incelendi. Her gruptan 2'şer örnek rastgele seçilerek altın

ile kaplandı. TEM incelemesinde kullanılan aletlerin koronal, orta ve apikal bölgelerinden x100 ve x500 büyütme kullanılarak görüntüler alındı.

3.3. Şekillendirme Sonrası μ BT Taramalarının Yapılması

Örnekler, preparasyon işlemi bittikten sonra polivinil siloksan bloklar içine yerleştirildi. Tarayıcının tutucu kısmına aynı pozisyonda tekrar yerleştirilerek şekillendirilmiş örneklerin tarama işlemi, şekillendirme öncesi taramalarda kullanılan parametreler ile gerçekleştirildi. Preparasyon öncesi ve sonrası μ BT görüntüleri üzerinde kanal hacmi, transportasyon ve aletin kanal merkezinde konumlanma yeteneği değerlendirildi.

3.4. Kanal Transportasyonu ve Merkezi Konumlama Yeteneğinin Değerlendirilmesi

Şekillendirme öncesi ve sonrası, kanalların transportasyon ve merkezi konumlama ölçümleri DataViewer (Versiyon 32 bit, Bruker-mikroBT, Skyscan) programı kullanılarak yapıldı. Tüm kökün rekonstrüksiyonundan sonra apiko-koronal yönde 3, 5 ve 7 mm'lik horizontal kesitler seçildi. Transportasyon ve merkezi konumlama ölçümü, seçilen 3 seviyede aşağıdaki denklem kullanılarak hesaplandı (Gambill ve ark. 1996):

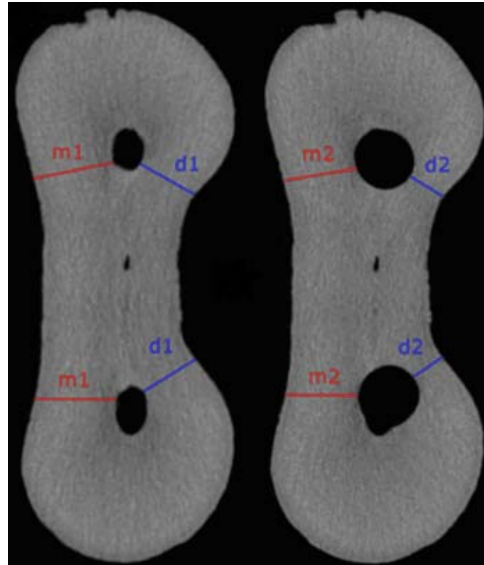
Kanal transportasyonu derecesi:

$$=(m1-m2) - (d1-d2)$$

Kanal merkezleme oranı:

$$=(m1-m2) / (d1-d2) \text{ veya } (d1-d2) / (m1-m2)$$

Şekillendirme yapılmayan kanalın mesial marjininin, kökün mesial marjinine en yakın uzaklığı m1, şekillendirme yapılmayan kanalın distal marjininin, kökün distal marjinine en yakın uzaklığı d1, şekillendirme yapılan kanalın mesial marjininin, kökün mesial marjinine en yakın uzaklığı m2 ve şekillendirme yapılan kanalın distal marjininin, kökün distal marjinine en yakın uzaklığı m1 olarak ifade edildi (Gambill ve ark., 1996) (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Şekillendirme öncesi ve sonrası kanal kenarlarının mesial ve distal dentin duvarlarına uzaklık ölçümlerinin gösterilmesi (Silva ve ark., 2016)

Kanal transportasyonun 0 değerinde olması transportasyon gerçekleşmediği, negatif değerde olması distal yönde transportasyon gerçekleştiği ve pozitif değerde olması mesial yönde transportasyon gerçekleştiği anlamına gelmektedir. Merkezleme yeteneği için kullanılan formülde sonucun 1 olması mükemmel merkezleme yeteneğini gösterirken, 0'a yakın değerler, aletin kök kanalının merkezleme yeteneğinde azalma olduğunu belirtmektedir (Gambill ve ark., 1996).

3.5. Kanal Hacim Ölçümünün Hesaplanması

Şekillendirmeden önce ve sonra CTAn (Versiyon 1.12, Bruker-mikroBT, Skyscan) görüntü analiz yazılım programı ile, kanal ağızlarından apikal foramene kadar kanal hacmi ölçüldü. Şekillendirme sonrası kanal hacminden şekillendirme öncesi kanal hacmi çıkarılarak kanal hacim değişikliği hesaplandı.

3.6. İstatiksel Analizler

Ölçümlerin istatistiksel değerlendirmesi için verilerin normalliği Shapiro Wilk testi ile kontrol edildi. Normal dağılıma uygunluğu belirlenen verilerin analizi için parametrik, normal dağılıma uymayan verilerin analizi için parametrik olmayan istatistiksel testlerden yararlandı.

Eğe sistemlerinin kök kanallarında oluşturduğu transportasyon miktarlarının gruplar arası ve kesitler arası karşılaştırılmasında, aletlerin merkezi konumlama yeteneklerinin gruplar arası ve kesitler arası karşılaştırılmasında ve toplam transportasyon miktarının gruplar arası karşılaştırılmasında Kruskal Wallis testi kullanıldı. Gruplar arasında toplam transportasyon miktarında anlamlı fark tespit

edildiğinden, farkın hangi gruplar arasında olduğunu belirlemek için Dunn testi (parametrik olmayan post hoc testi) kullanıldı. Dunn testi uygulanırken anlamlı farklılık için Bonferroni düzeltmesi yapılarak, istatistiksel anlamlılık için $p < 0.005$ değeri kullanıldı.

Transportasyon yönlerinin kesitler arası karşılaştırılmasında ve her bir grup için farklı kesitlerde ilgili aletin merkezi konumlama yeteneğinin karşılaştırılmasında Ki-kare testi kullanıldı.

Aletlerin ortalama merkezi konumlama yeteneklerinin, kök kanallarının preparasyon öncesi hacimlerinin, preparasyon sonrası oluşan hacim değişikliğinin ve eğe sistemlerinin çalışma sürelerinin karşılaştırılmasında Tek Yönlü Varyans Analizi kullanıldı. Çalışma sürelerinin karşılaştırılması için yapılan test sonucunda anlamlı fark bulunduğundan, bu anlamlı farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını belirlemek için Bonferroni çoklu karşılaştırma testi, anlamlılık değerinde düzeltme yapılarak kullanıldı. Düzeltme sonucu istatistiksel anlamlılık için $p < 0.005$ değeri kullanıldı.

Tüm istatistiksel sonuçlar tablolarda ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerler şeklinde verildi. İstatistiksel testlerde (çoklu karşılaştırmalar hariç) istatistiksel anlamlılık için $p < 0.05$ değeri kullanıldı. Çoklu karşılaştırmalar için anlamlılık değeri $p < 0.005$ olarak kullanıldı. İstatistiksel analizlerde IBM SPSS 21.0 paket programından yararlanıldı.

4. BULGULAR VE YORUMLAR

Bu çalışmada, kök kanal şekillendirmesinde kullanılan HyFlex EDM, XP-Endo Shaper, WaveOne Gold, Reciproc ve ProTaper Next eğe sistemlerinin şekillendirme yeteneklerinin değerlendirilmesi amacıyla toplamda 80 adet, her bir grup için 16 adet kök kanalı kullanıldı. Rastgele ve eşit sayıda ayrılan kök kanallarında şekillendirme sonrasında meydana gelen transportasyon miktarı, transportasyon yönü, aletlerin merkezi konumlama yeteneği, kök kanallarında oluşan hacim değişikliği ve eğe sistemlerinin çalışma süreleri değerlendirildi.

4.1. Transportasyon, Merkezi Konumlama, Hacim ve Çalışma Süresi Bulguları

Farklı kesitlerdeki transportasyon miktarlarının her grup için ortalama değerleri, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri içeren tanımlayıcı istatistikleri ve gruplar arasındaki karşılaştırma sonuçları Tablo 4.1’de gösterildi. Elde edilen bulgulara göre her grup için farklı kesitlerdeki transportasyon değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmedi ($p>0.05$). Farklı kesitlerdeki transportasyon miktarlarının gruplar arasındaki karşılaştırılmasında da benzer şekilde istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmedi (Tablo 4.1). Transportasyon miktarlarının gruplar arasındaki dağılımı Şekil 4.1’de gösterildi.

Gruplarda meydana gelen toplam transportasyon miktarı arasındaki karşılaştırma sonuçları Tablo 4.1’de verildi. Elde edilen bulgulara göre; gruplar arasında toplam transportasyon miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık mevcuttur ($p<0.05$). ProTaper Next grubunun toplam transportasyon miktarı, XP-Endo Shaper

grubundan anlamlı derecede daha fazladır ($p<0.005$). Aynı şekilde, HyFlex EDM grubunun toplam transportasyon miktarı, XP-Endo Shaper grubundan anlamlı derecede daha fazladır ($p<0.005$).

Çalışmada kullanılan eğe sistemlerinin merkezi konumlama yeteneklerinin gruplar arası ve kesitler arası karşılaştırma sonuçları Tablo 4.2’de verildi. Elde edilen sonuçlara göre, eğe sistemlerinin 3 mm kesitindeki merkezi konumlama yetenekleri, 5 mm kesitindeki merkezi konumlama yetenekleri ve 7 mm kesitindeki merkezi konumlama yetenekleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$). Ayrıca, ProTaper Next, Reciproc, WaveOne Gold, HyFlex EDM ve XP-Endo Shaper eğe sistemlerinin 3 mm, 5 mm ve 7 mm kesitlerindeki merkezi konumlama yetenekleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$).

Gruplar arasında ortalama merkezi konumlama yetenekleri arasındaki karşılaştırma sonuçları Tablo 4.2’de verildi. Elde edilen bulgulara göre, grupların ortalama merkezi konumlama yetenekleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$).

Tablo 4.1. Gruplar ile kesitlerde meydana gelen transportasyon miktarlarının (mm) karşılaştırılması

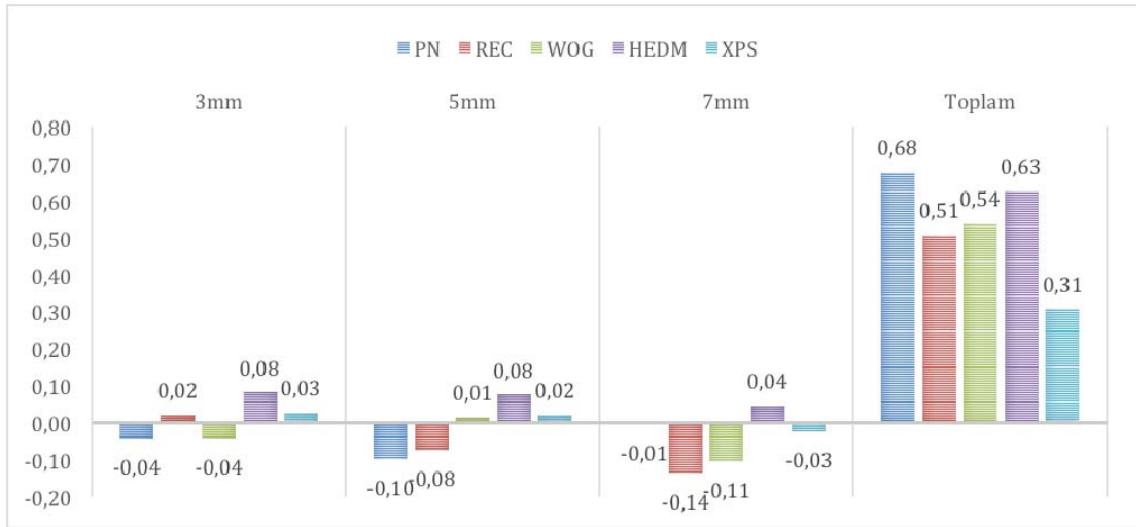
Gruplar	Transportasyon Miktarı (mm)												p^b	p	Çoklu Karşılaştırma Testi								
	3mm				5mm				7mm						Toplam				PN	REC	WOG	HEDM	XPS
	Ort	SS	Min	Max	Ort	SS	Min	Max	Ort	SS	Min	Max			Ort	SS	Min	Max					
PN	-0.04	0.24	-0.40	0.60	-0.10	0.29	-0.80	0.30	-0.01	0.38	-0.50	1.00	0.967	0.68	0.43	0.10	1.60	-	0.136	0.483	0.960	0.002	
REC	0.02	0.19	-0.40	0.40	-0.08	0.22	-0.60	0.30	-0.14	0.28	-0.70	0.30	0.236	0.51	0.40	0.10	1.70	-	0.430	0.123	0.133		
WOG	-0.04	0.23	-0.50	0.40	0.01	0.21	-0.30	0.40	-0.11	0.22	-0.40	0.30	0.245	0.54	0.26	0.10	1.10	0.004	-	0.453	0.022		
HEDM	0.08	0.28	-0.40	0.80	0.08	0.26	-0.40	0.50	0.04	0.23	-0.50	0.40	0.962	0.63	0.29	0.30	1.20	-	-	-	0.002		
XPS	0.03	0.13	-0.10	0.40	0.02	0.14	-0.30	0.20	-0.03	0.18	-0.30	0.40	0.489	0.31	0.19	0.00	0.80	-	-	-	-		
p^a	0.351				0.461				0.265														

PN: ProTaper Next, REC: Reciproc, WOG: WaveOne Gold, HEDM: Hyflex EDM, XPS: XP-Endo Shaper, Ort: Ortalama, SS: Standart Sapma, Min: Minimum, Max: Maksimum, p^a : Gruplar arası karşılaştırmalarda kullanılan Kruskal Wallis testine ait anlamlılık değeri, p^b : Grup içi karşılaştırmalarda kullanılan Kruskal Wallis testine ait anlamlılık değeri, p : Toplam Transportasyon Miktarında Kruskal Wallis testi için anlamlılık değeri, Çoklu Karşılaştırma Testi: Toplam Transportasyon Miktarı için Bonferroni düzeltilmiş Dunn testi anlamlılık değerleri, düzeltme sonucu istatistiksel anlamlılık için $p < 0.005$ değeri kullanılmıştır. (Tabloda 3 mm, 5 mm ve 7 mm'de negatif değerler distal yönünde, pozitif değerler mesial yönünde transportasyon olduğunu göstermektedir.)

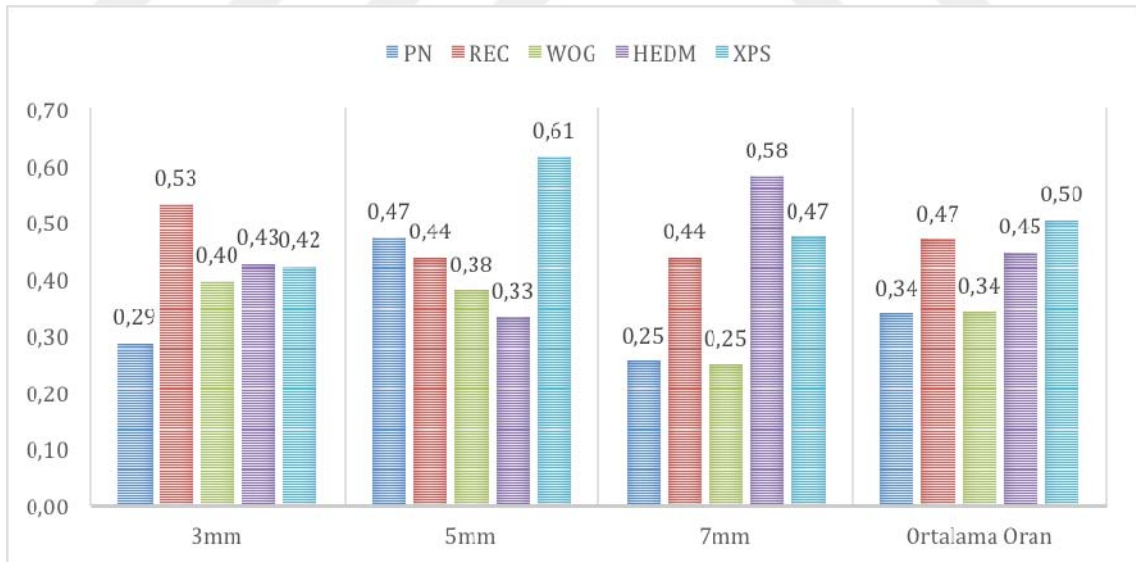
Tablo 4.2. Gruplar ile kesitlerde meydana gelen merkezi konumlama yeteneklerinin (oran) karşılaştırılması

Gruplar	Merkezi Konumlama (oran)												p^b	p				
	3mm				5mm				7mm						Ortalama			
	Ort	SS	Min	Max	Ort	SS	Min	Max	Ort	SS	Min	Max			Ort	SS	Min	Max
PN	0.29	0.39	0.00	1.00	0.47	0.39	0.00	1.00	0.25	0.40	0.00	1.00	0.127	0.34	0.25	0.00	0.67	
REC	0.53	0.46	0.00	1.00	0.44	0.47	0.00	1.00	0.44	0.34	0.00	1.00	0.765	0.47	0.28	0.00	0.92	
WOG	0.40	0.46	0.00	1.00	0.38	0.40	0.00	1.00	0.25	0.34	0.00	1.00	0.659	0.34	0.25	0.00	0.67	0.271
HEDM	0.43	0.32	0.00	1.00	0.33	0.30	0.00	1.00	0.58	0.52	0.00	1.00	0.336	0.45	0.27	0.00	0.95	
XPS	0.42	0.46	0.00	1.00	0.61	0.39	0.00	1.00	0.47	0.45	0.00	1.00	0.402	0.50	0.24	0.00	1.00	
p^a	0.593				0.375				0.098									

PN: ProTaper Next, REC: Reciproc, WOG: WaveOne Gold, HEDM: Hyflex EDM, XPS: XP-Endo Shaper, Ort: Ortalama, SS: Standart Sapma, Min: Minimum, Max: Maksimum, p^a : Gruplar arası karşılaştırmalarda kullanılan Kruskal Wallis testine ait anlamlılık değeri, p^b : Grup içi karşılaştırmalarda kullanılan Kruskal Wallis testine ait anlamlılık değeri, p : Ortalama Merkezi Konumlama İçin Tek Yönlü Varyans testi için anlamlılık değeri.



Şekil 4.1. Transportasyon miktarlarının (mm) gruplar ve kesitler arasındaki dağılımı



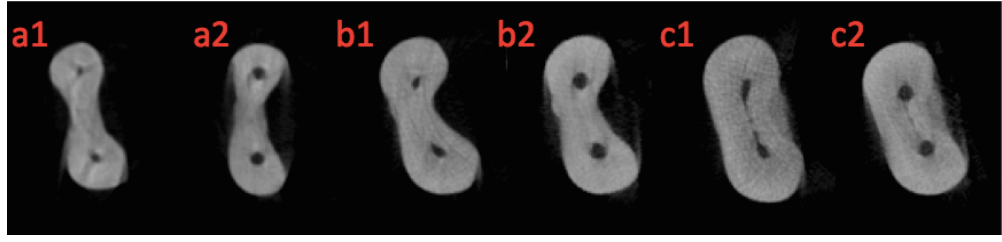
Şekil 4.2. Merkezi konumlama yeteneklerinin (oran) gruplar ve kesitler arasındaki dağılımı

Gruplar arası ve kesitler arası transportasyon yönlerindeki farklılığı belirlemek için yapılan test sonuçları Tablo 4.3’de verildi. Elde edilen bulgulara göre, ProTaper Next, Reciproc, WaveOne Gold, HyFlex EDM ve XP-Endo Shaper grupları arasında transportasyon yönü açısından anlamlı bir farklılık yoktur. Aynı şekilde, her grupta 3 mm kesiti için, 5 mm kesiti için ve 7 mm kesiti için kesitler arasında transportasyon yönü açısından anlamlı bir farklılık yoktur ($p>0.05$).

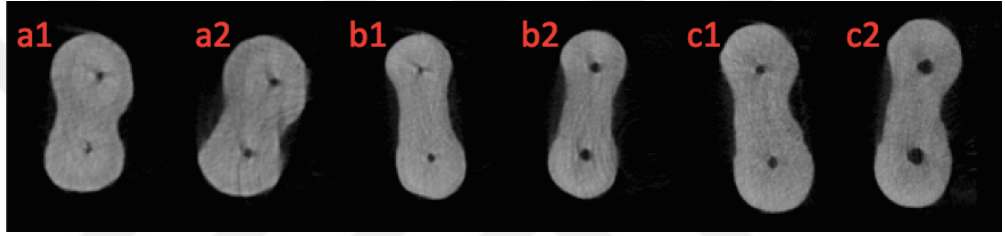
Tablo 4.3. Gruplar ile kesitlerin transportasyon yönlerinin (adet) karşılaştırılması

Dış Seviyesi	Yön	Eğe Grupları					Toplam	<i>p</i>
		PN	REC	WOG	HEDM	XPS		
3 mm	Distal	9	4	8	7	5	33	0.199
	Mesial	5	5	3	8	6	27	
	Yok	2	7	5	1	5	20	
	Toplam	16	16	16	16	16	80	
5 mm	Distal	6	8	7	7	3	31	0.295
	Mesial	6	3	6	8	6	29	
	Yok	4	5	3	1	7	20	
	Toplam	16	16	16	16	16	80	
7 mm	Distal	7	9	10	4	6	36	0.293
	Mesial	6	5	4	9	4	28	
	Yok	3	2	2	3	6	16	
	Toplam	16	16	16	16	16	80	
	Distal_Toplam	22	21	25	18	14		
	Mesial_Toplam	17	13	13	25	16		
	Yok_Toplam	9	14	10	5	18		
	Toplam	48	48	48	48	48		
	<i>p</i>	0.841	0.255	0.552	0.613	0.766		

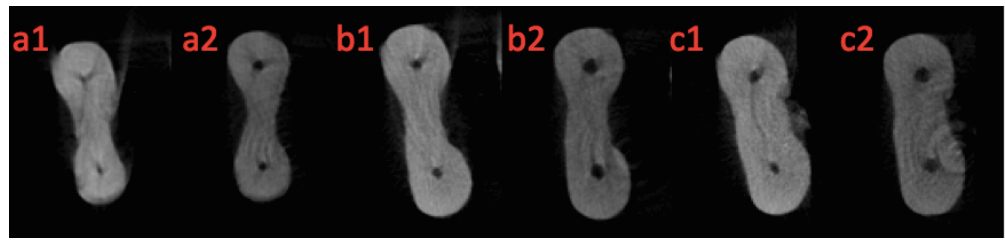
PN: ProTaper Next, REC: Reciproc, WOG: WaveOne Gold, HEDM: HyFlex EDM, XPS: XP-Endo Shaper, D:Distal yönü, M:Mesial yönü, *p*: Ki-kare ve Kontenjans Katsayısına ilişkin anlamlılık değeri



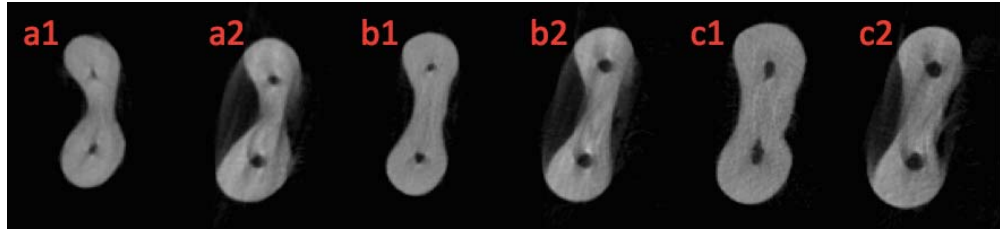
Şekil 4.3. HyFlex EDM grubundan bir örneğin 3 mm (a), 5 mm (b) ve 7 mm (c)'de işlem öncesi ve işlem sonrası μ BT görüntüsü



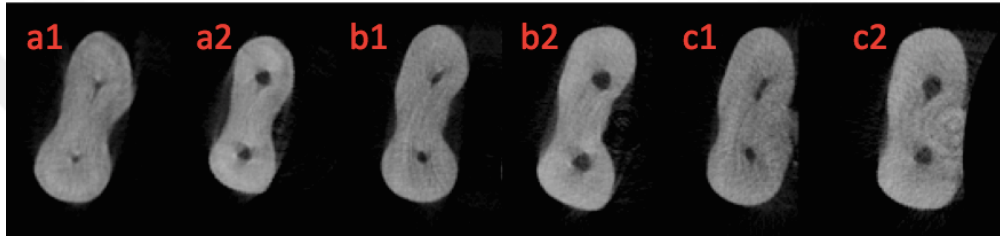
Şekil 4.4. XP-Endo Shaper grubundan bir örneğin 3 mm (a), 5 mm (b) ve 7 mm (c)'de işlem öncesi ve işlem sonrası μ BT görüntüsü



Şekil 4.5. WaveOne Gold grubundan bir örneğin 3 mm (a), 5 mm (b) ve 7 mm (c)'de işlem öncesi ve işlem sonrası μ BT görüntüsü



Şekil 4.6. Reciproc grubundan bir örneğin 3 mm (a), 5 mm (b) ve 7 mm (c)'de işlem öncesi ve işlem sonrası μ BT görüntüsü



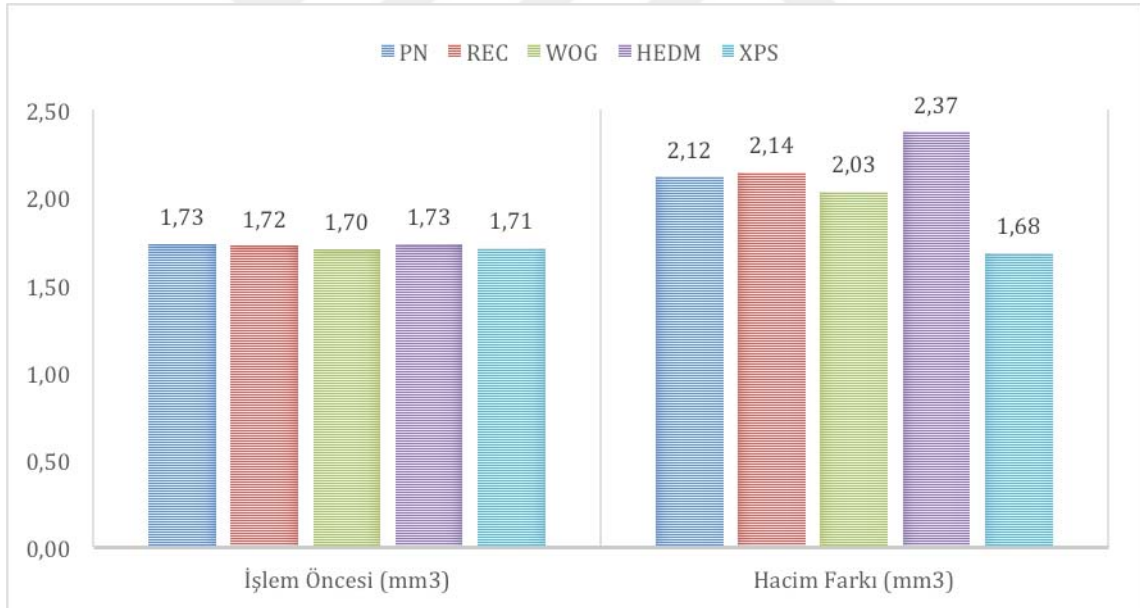
Şekil 4.7. ProTaper Next grubundan bir örneğin 3 mm (a), 5 mm (b) ve 7 mm (c)'de işlem öncesi ve işlem sonrası μ BT görüntüsü

Kök kanallarının preparasyon öncesi hacimlerinin karşılaştırma sonuçları Tablo 4.4'de verildi. Elde edilen bulgulara göre, preparasyon öncesi hacimde gruplar arasında anlamlı farklılık gözlenmedi ($p>0.05$). Bu durum örneklerin gruplar arasında eşit dağıldığı anlamına gelmektedir. Preparasyon sonrası oluşan hacim farkında gruplar arasında anlamlı bir farklılık gözlenmedi ($p>0.05$).

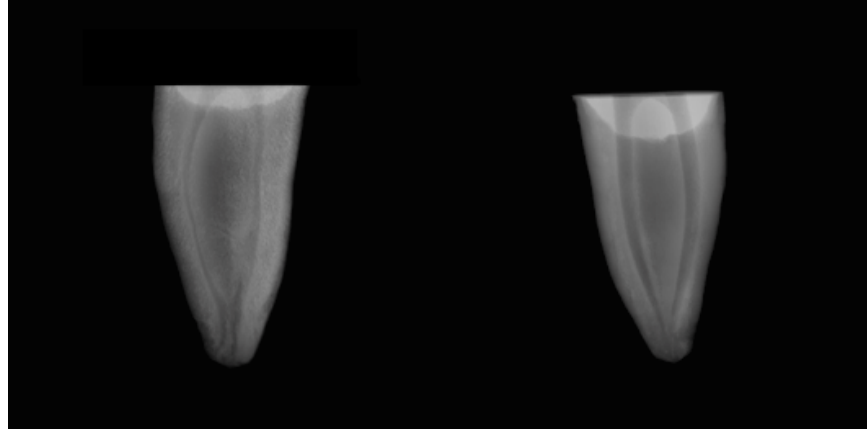
Tablo 4.4. Gruplarda preparasyon öncesi ve preparasyon sonrası meydana gelen hacim değişimlerinin (mm^3) karşılaştırılması

Gruplar	Hacim (mm^3)									
	İşlem Öncesi Hacim					Hacim Farkı				
	Ort	SS	Min	Max	p	Ort	SS	Min	Max	p
PN	1.73	0.42	1.02	2.80		2.12	0.65	1.27	3.38	
REC	1.72	0.63	0.59	2.92		2.14	0.59	0.86	3.15	
WOG	1.70	0.39	0.82	2.21	1.000	2.03	0.98	0.85	3.70	0.124
HEDM	1.73	0.52	0.83	2.59		2.38	0.69	1.47	3.54	
XPS	1.71	0.43	1.07	2.69		1.68	0.67	0.32	3.24	

PN: ProTaper Next, REC: Reciproc, WOG: WaveOne Gold, HEDM: HyFlex EDM, XPS: XP-Endo Shaper, Ort: Ortalama, SS: Standart Sapma, Min: Minimum, Max: Maksimum, p: Tek Yönlü Varyans Analizine ait anlamlılık değeri, istatistiksel anlamlılık için $p < 0.05$ değeri kullanılmıştır.

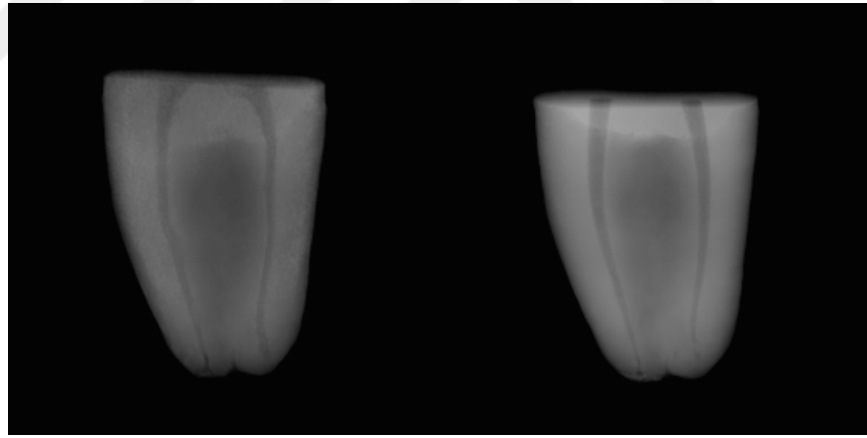


Şekil 4.8. Preparasyon öncesi hacim ve preparasyon sonrası hacim değişimlerinin (mm^3) gruplar arasındaki dağılımı



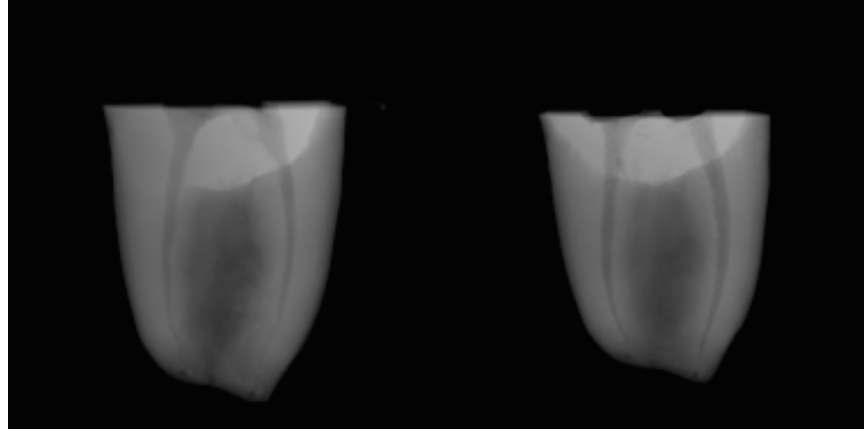
Şekil 4.9. HyFlex EDM grubundan bir örneğin işlem öncesi ve işlem sonrası

μ BT görüntüsü

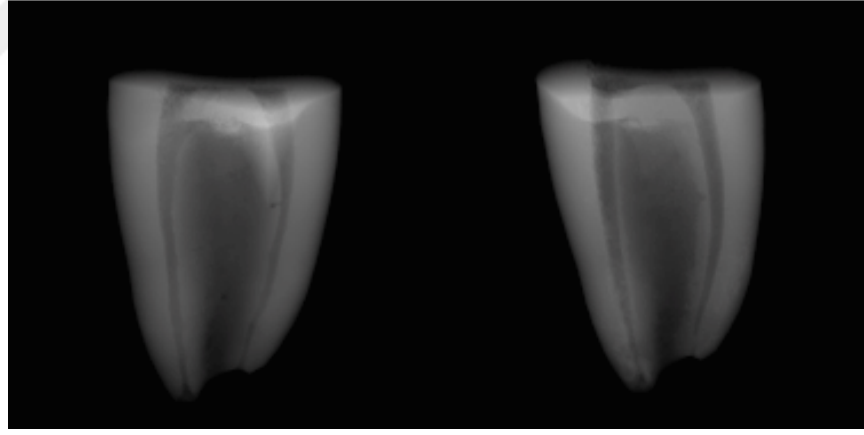


Şekil 4.10. XP-Endo Shaper grubundan bir örneğin işlem öncesi ve işlem sonrası

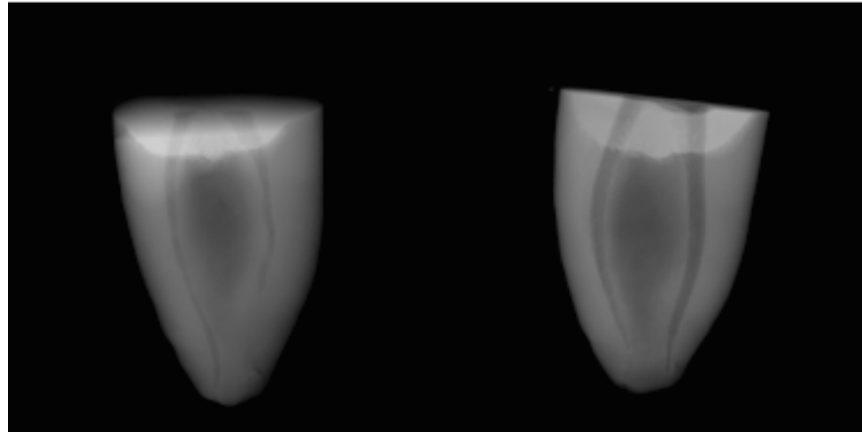
μ BT görüntüsü



Şekil 4.11. WaveOne Gold grubundan bir örneğin işlem öncesi ve işlem sonrası μ BT görüntüsü



Şekil 4.12. Reciproc grubundan bir örneğin işlem öncesi ve işlem sonrası μ BT görüntüsü



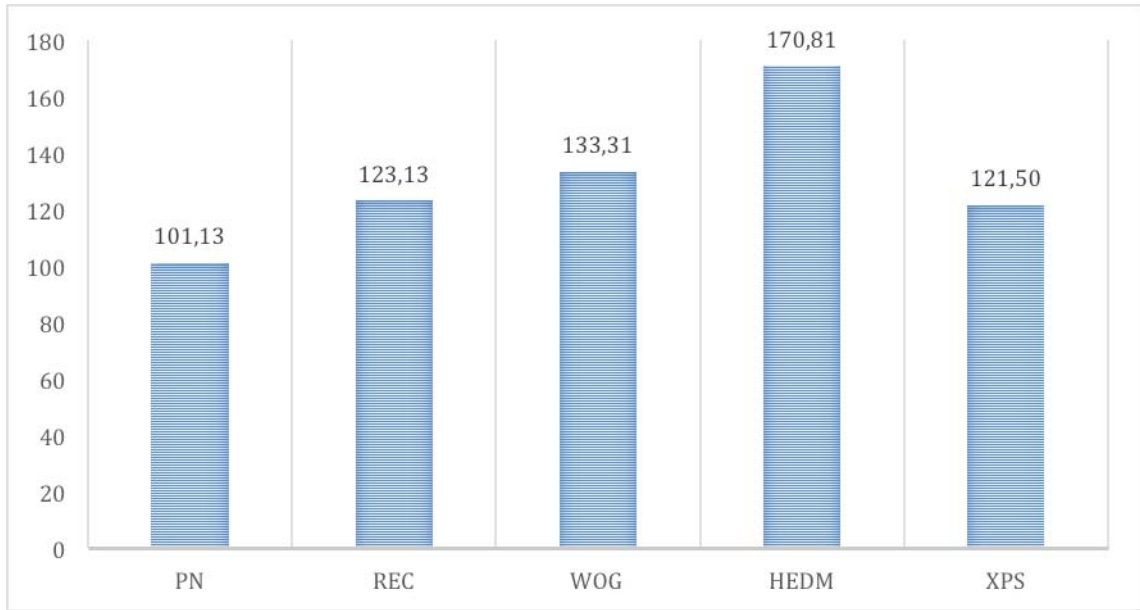
Şekil 4.13. ProTaper Next grubundan bir örneğin işlem öncesi ve işlem sonrası μ BT görüntüsü

Çalışmamızda yer alan farklı eğe sistemleriyle yapılan işlemlerin çalışma sürelerinin karşılaştırma sonuçları Tablo 4.5’de verildi. Elde edilen bulgulara göre, grupların çalışma süreleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ($p<0.05$). HyFlex EDM grubunun çalışma süresi, ProTaper Next grubundan, Reciproc grubundan, WaveOne Gold grubundan ve XP-Endo Shaper grubundan istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde daha fazladır ($p<0.005$).

Tablo 4.5. Grupların çalışma sürelerinin (sn) karşılaştırılması

Gruplar	Çalışma Süresi (sn)				p	İkili Karşılaştırma Sonuçları				
	Ort	SS	Min	Max		PN	REC	WOG	HEDM	XPS
PN	101.13	6.48	90.50	109.00		-				
REC	123.13	45.19	79.50	230.00		0.093	-			
WOG	133.31	45.51	75.00	201.50	<0.001	0.015	0.433	-		
HEDM	170.81	47.30	114.00	250.00		<0.001	<0.001	0.004	-	
XPS	121.50	17.39	94.50	153.50		0.119	0.900	0.364	<0.001	-

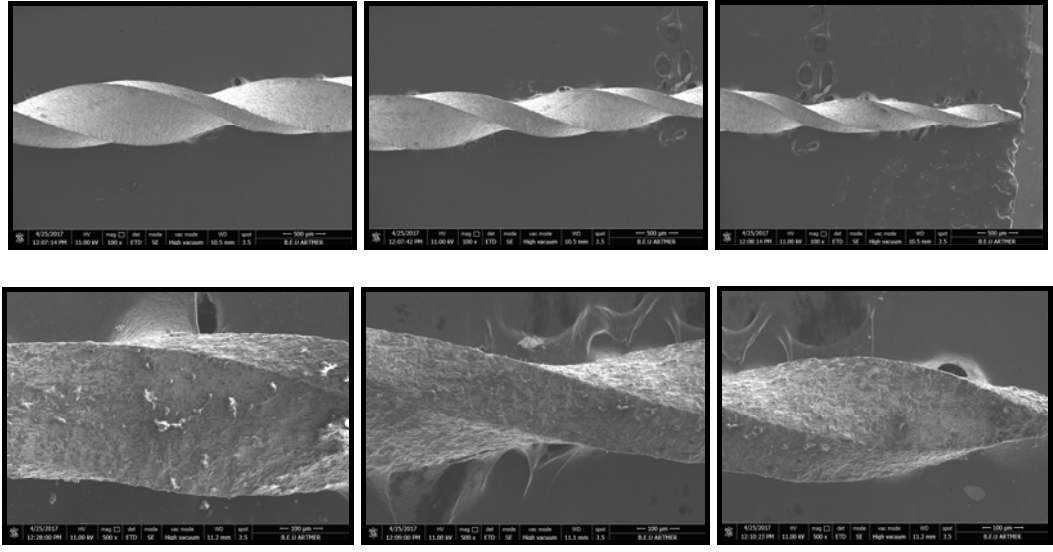
PN: ProTaper Next (X2), REC: Reciproc, WOG: WaveOne Gold, HEDM: HyFlex EDM, XPS: XP-Endo Shaper, Ort: Ortalama, SS: Standart Sapma, Min: Minimum, Max: Maksimum, p: Tek Yönlü Varyans Analizine ait anlamlılık değeri, İkili karşılaştırma için Bonferroni ikili karşılaştırma testi kullanılmış ve anlamlılık değerinde düzeltme yapılarak, $p<0.005$ istatistiksel anlamlılık için kullanılmıştır



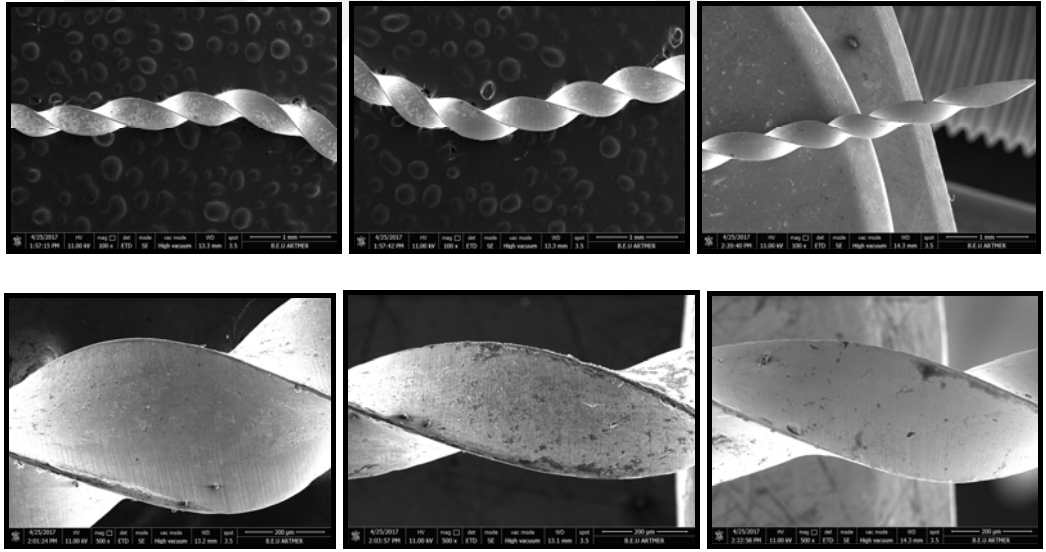
Şekil 4.14. Çalışma sürelerinin (sn) gruplar arasındaki dağılımı

4.2. TEM İncelemesi Bulguları

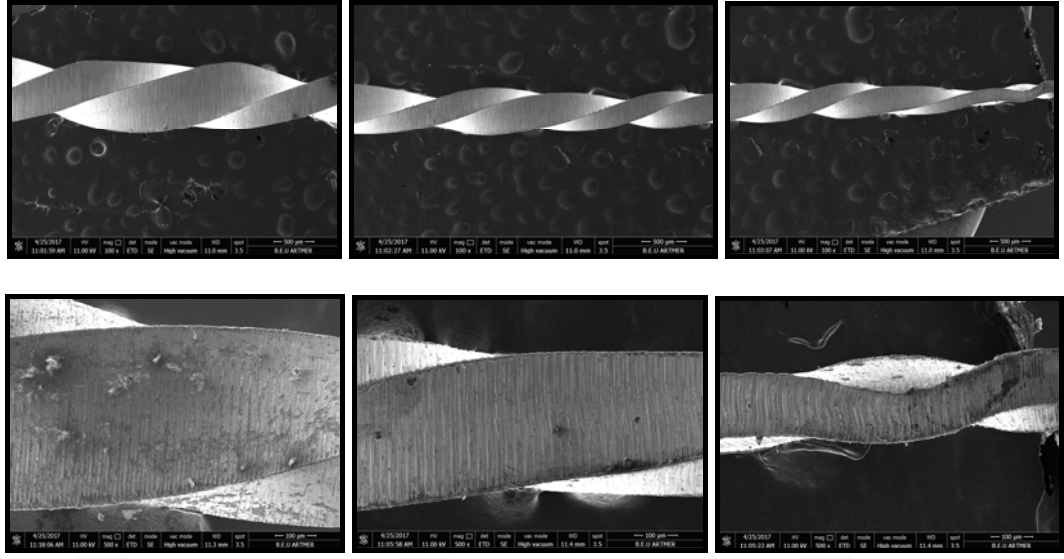
Çalışmamızda, kök kanallarının preparasyonu sırasında hiçbir grupta alet kırığı gözlenmedi. TEM incelemesinde kullanılan aletlerin koronal, orta ve apikal bölgelerinden x100 ve x500 büyütme kullanılarak görüntüler alındı. Hiçbir aletin yüzeyinde belirgin deformasyona rastlanmadı.



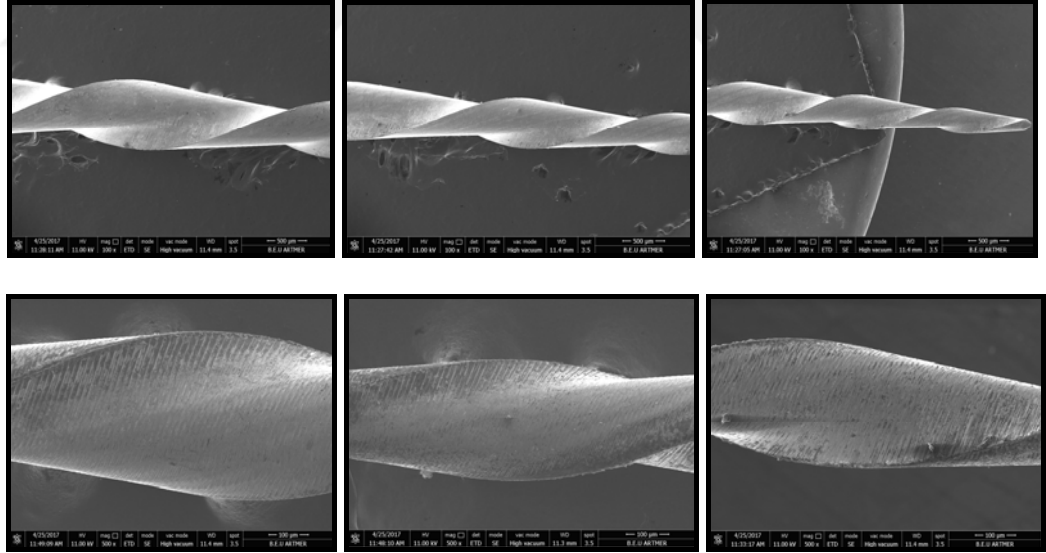
Şekil 4.15. HyFlex EDM grubunun şekillendirilmesinde kullanılan bir eğenin sırasıyla koronal, orta ve apikal bölümlerinin x100 ve x500 büyütmede TEM görüntüsü



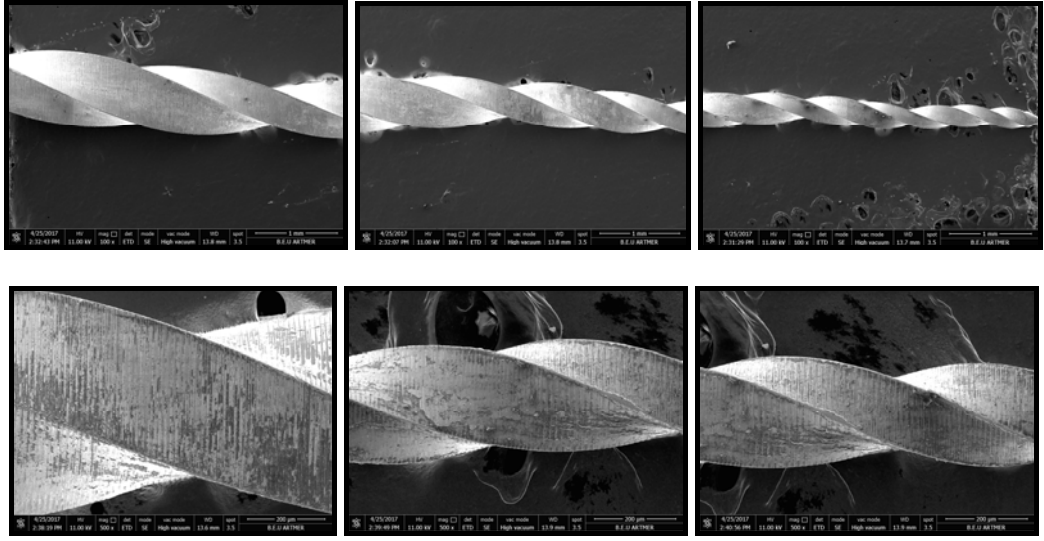
Şekil 4.16. XP-Endo Shaper grubunun şekillendirilmesinde kullanılan bir eğenin sırasıyla koronal, orta ve apikal bölümlerinin x100 ve x500 büyütmede TEM görüntüsü



Şekil 4.17. WaveOne Gold grubunun şekillendirilmesinde kullanılan bir eğenin sırasıyla koronal, orta ve apikal bölümlerinin x100 ve x500 büyütmede TEM görüntüsü



Şekil 4.18. Reciproc grubunun şekillendirilmesinde kullanılan bir eğenin sırasıyla koronal orta ve apikal bölümlerinin x100 ve x500 büyütmede TEM görüntüsü



Şekil 4.19. ProTaper Next grubunun şekillendirilmesinde kullanılan bir eğenin (X2) sırasıyla koronal, orta ve apikal bölümlerinin x100 ve x500 büyütmede TEM görüntüsü

5. TARTIŞMA

Kök kanal tedavisinin amacı; kök kanal preparasyonu ile endodontik patolojiden sorumlu olan mikroorganizmaların ve kanal içi debrisin uzaklaştırılarak kök kanalının formuna uygun olarak şekillendirilmesi, dezenfekte edilmesi ve üç boyutlu olarak hermetik bir şekilde doldurulmasıdır (Grossman ve ark., 1988). Eğimli kanalların preparasyonunda, paslanmaz çelik aletler gibi esnek olmayan aletlerin kanalın orjinal aksından sapmasıyla birçok komplikasyon meydana gelebilir. Bu problemlerin üstesinden gelebilmek için geliştirilen Ni-Ti döner aletler, süperelastiklik ve şekil hafızası gösterme özelliği sayesinde birtakım avantajlara sahiptir. Ni-Ti döner aletlerin, eğimli kök kanallarında, kanalın orjinal aksından sapma riskini azalttığı ve orjinal şeklinin korunmasındaki etkinliği yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (Coleman & Svec, 1997; Peters, 2004; Hülsmann ve ark., 2005).

Kök kanal aletlerinin kanal preparasyondaki etkinliğini değerlendirmek için literatürde birçok farklı teknik kullanılmıştır (Bramante ve ark., 1987; Venturi ve ark., 2003). Kök kanal sisteminin 3B modellerinin çıkarılması ve bu modeller üzerinde kök kanal değişimlerinin tekrarlanabilir bir şekilde incelenmesine olanak sağlayan μ BT'nin endodontik çalışmalarda uygulanmaya başlanmasıyla, bu alanda yapılan çalışmalar yeni bir boyut kazanmıştır (Peters ve ark., 2010; Paque & Peters, 2011; Peters & Paque, 2011).

Bildiğimiz kadarıyla literatürde, μ BT görüntüleme tekniğini kullanarak çalışmamızda kullandığımız ege sistemlerinin kök kanal preparasyonu üzerine etkilerini değerlendiren çok az çalışma mevcuttur. Bizim çalışmamızın amacı; HyFlex EDM, XP-Endo Shaper, WaveOne Gold, Reciproc ve ProTaper Next ege sistemlerinin eğri kanalların preparasyonundaki etkinliklerini μ BT görüntüleme tekniğini kullanarak

karşılaştırmaktır. Çalışmamızda, HyFlex EDM, XP-Endo Shaper, WaveOne Gold, Reciproc ve ProTaper Next ege sistemleri arasında transportasyon, merkezi konumlama yeteneği ve preparasyon sonrası hacim değişikliği açısından anlamlı bir farklılık bulunmazken, toplam transportasyon miktarı ve çalışma süresi açısından anlamlı farklılık bulunmuştur. Bu nedenle çalışmamızdaki ege grupları arasında farklılık olmayacağını öngören hipotezimiz reddedilmiştir.

Şekillendirme sonrası kök kanalında meydana gelen değişikliklerin değerlendirilmesi için kopya model oluşturma, kesit alma, boyama ve şeffaflaştırma ve radyografik yöntem gibi birçok yöntem kullanılmıştır (Neelakantan, Subbarao, & Subbarao, 2010). Kullanılan bu yöntemlerin invaziv olması, dişlerde doku değişikliği ve madde kaybına sebep olması, sayısal ölçüme izin vermemesi ve 2 boyutlu (2B) olması gibi dezavantajlar yeni yöntem arayışlarına sebep olmuştur. Kök kanal anatomisinin incelendiği çalışmalarda ideal değerlendirme yöntemi, doğru, basit, invaziv olmayan ve tekrarlanabilir incelemeye olanak sağlamalıdır (Neelakantan ve ark., 2010). Son yıllarda, BT ve μ BT cihazları, preparasyon tekniklerinin etkinliğini ve özelliklerini değerlendirmede ön plana çıkmıştır. μ BT tekniği, BT tekniği ile karşılaştırıldığında örneklerin daha uzun ışınlama süresi ve daha küçük voksel boyutu ile taranması sayesinde kök kanal sistemi daha ayrıntılı incelenebilmektedir. İnvaziv olmayan μ BT tekniği, doğru ve detaylı incelemeyi sağlaması, yüksek çözünürlüğe sahip olması ve kök kanal anatomisinin nicel ve nitel ölçümlerinde kullanabilmesi sayesinde popülerlik kazanmıştır (Plotino ve ark., 2006).

1990'lı yıllarda kök kanal sistemini incelemek için μ BT tekniğini kullanan ilk çalışmalar, çözünürlüğün yetersiz olması ve yazılım programlarının yetersizliği nedeniyle başarılı olamamıştır (Gambill ve ark., 1996). Çözünürlüğün düşük olması,

görüntülerde ayrıntıların azalmasına, detayların gerçekten daha az keskinlikte görünmesine ve sayısal değerlendirme aşamalarında hatalara neden olmuştur (Peters ve ark., 2000). Günümüzde, preparasyon öncesi ve sonrası 3B değerlendirmelere olanak sağlayan yazılım programlarının geliştirilmesiyle yüksek çözünürlüklü μ BT çalışmaları yapılabilmektedir. μ BT tekniği ile preparasyon öncesi ve sonrası kök kanalında meydana gelen hacim değişikliklerinin, transportasyonun ve kanalın orjinal şeklindeki değişikliklerin ölçümünü yapmak mümkündür (Peters ve ark., 2000).

Bu bilgiler ışığında bizim çalışmamızda, preparasyon sonrası kök kanal sisteminde meydana gelen değişiklikleri değerlendirmek için yüksek çözünürlükte görüntü elde edebilmesi sayesinde detaylı bilgi alabileceğimiz ve hassas sayısal ölçüm yapabileceğimiz invaziv olmayan μ BT tekniği tercih edilmiştir.

Farklı preparasyon tekniklerinin ve kanal aletlerinin etkinliğini ve kök kanal anatomisi üzerindeki etkilerini incelemek için çekilmiş insan dişleri (Berutti ve ark., 2011; Stern, Patel, Foschi, Sherriff, & Mannocci, 2012) veya yapay kanallı şeffaf akrilik bloklar (Franco ve ark., 2011) kullanılmaktadır. Weine ve ark. (1975), çalışmalarda çekilmiş insan dişlerinin kullanımının çalışmanın standardizasyonu açısından sorun olabileceğini bildirmiştir. Bunun sonucunda çalışmalarda kanalın eğimi, çapı ve uzunluğu gibi parametrelerin standardize edilebileceği yapay kanallı şeffaf akrilik bloklar kullanılmaya başlanmıştır. Ancak, yapay kanalların kullanılmasının; kök kanal eğiminin sadece bir yönde olması, kusursuz yuvarlak yapısı ile yapay bir ortamda çalışılması (Campos & del Rio, 1990), şekillendirme sırasında ortaya çıkan ısının akriliği yumuşatması ve yumuşayan akriliğin aletlerin üzerine yapışması (Walia ve ark., 1988) gibi dezavantajları bulunmaktadır. Ayrıca, kök kanal şekillendirme çalışmalarında kullanılan materyalin mikrosertliği de önem taşımaktadır (Weine ve ark.,

1976). Dentinin mikrosertliği, dişten dişe ve bölgesel olarak bile farklılık gösterirken, akrilik blokların mikrosertliğinden çok daha yüksektir. Bundan dolayı; akrilik blokta çalışırken dentine uygulanan kuvvetten çok daha az kuvvet uygulanması gerekmektedir. Aksi takdirde, preparasyon sırasında akrilik bloktan dentine göre daha fazla madde kaldırma riski ortaya çıkacaktır. Yapay kanalların bir başka dezavantajı ise dentin ve akril talaş boyutlarının farklı olmasıdır (Weine ve ark., 1976; Zmener & Balbachan, 1995). Bu durumda, akrilik blokta çalışırken debrisin uzaklaşması zor olmaktadır ve debris kanalları tıkeyıp yapılan işlemin sonuçlarını olumsuz etkileyebilmektedir (Walia ve ark., 1988). Yapay kanalların klinik koşulları yansıtmaması dışında, şekillendirme sonrası yapılan değerlendirmenin güvenilir ve hassas olmadığı düşünölmektedir (Campos & del Rio, 1990). Bizim çalışmamızda, şeffaf akrilik blokların bu dezavantajları göz önünde bulundurularak, klinik koşullara en uygun olması ve güvenilirliği açısından çekilmiş insan dişleri kullanılmıştır. Preparasyon tekniklerinin değerlendirildiği çalışmalarda, çekilmiş insan dişleri, kök kanal morfolojisi açısından büyük farklılık gösterse de en iyi seçenek olarak görölmektedir (Hulsmann, Herbst, & Schafers, 2003).

Preparasyon etkinlik çalışmalarında örnek seçiminde kök kanal morfolojilerinin detaylı belirlenebilmesi için birçok çalışmada radyografik yöntem ya da BT kullanılmaktadır. Kök kanal sistemini inceleme yöntemlerinin doğruluğunu karşılaştıran bir çalışmada, mandibular birinci molar dişlerin mesial kök kanal konfigürasyonun incelenmesinde KIBT ve şeffaflaştırma yönteminin doğruluğunu karşılaştırmak amacıyla μ BT yöntemini kullanmışlardır (Ordinola-Zapata ve ark., 2017). Çalışmanın sonuçlarına göre, konfigürasyonun belirlenmesinde kullanılan değerlendirme yöntemi sonuçları önemli ölçüde etkilemiştir. Vertucci Tip II konfigürasyonu her iki yöntemle

de tespit edilebilirken, Tip I konfigürasyonunun tespiti şeffaflaştırılmış dişlerde önemli ölçüde düşük bulunmuştur. Araştırmacılar, değişken anatomik konfigürasyonları gösteren mesial köklerde doğru kanal anatomisini saptamak için ne KIBT ne de şeffaflaştırma yönteminin yeterli olmadığını bildirmişlerdir (Ordinola-Zapata ve ark., 2017).

Günümüzde, KIBT tekniğinin doğruluğunu μ BT ile karşılaştıran çok az çalışma bulunmaktadır. Marca ve ark. (2013), üç köklü maksiller premolar dişlerdeki kök kanal kesitlerinin varyasyonlarını KIBT ve μ BT görüntüleme tekniklerini kullanarak karşılaştırmış ve KIBT tekniğinin detayların görüntülenmesi açısından yetersiz kaldığı sonucuna varmışlardır. Ramos ve ark. (2014), KIBT tekniğinin mandibular kesici dişlerdeki birden fazla kanalı görüntüleyebildiğini ancak μ BT değerlendirmesiyle karşılaştırıldığında iki boyutlu yönlerini detaylandıramadığını bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda, seçilecek örneklerin kök kanal morfolojileri hakkında daha doğru ve detaylı bilgi alabilmek için μ BT tercih edilmiştir. Çalışmamızda kullandığımız örneklerin seçiminde maksimum standardizasyonu sağlayabilmek için birbirine benzer kök boyu ve eğim açısına sahip 135 adet mandibular molar diş, μ BT ile taranmıştır. μ BT taramasından sonra, mesial kökleri Vertucci Tip IV kanal konfigürasyonuna sahip 40 adet mandibular molar diş çalışmamızda kullanmak için seçilmiştir.

Kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında dar ve eğimli kanalların şekillendirilmesi klinisyenleri zorlamaktadır. Eğimli kanalların şekillendirilmesinde birçok işlemsel hata oluşabilirken, kök kanalının orjinal şeklinin korunmasında da sorunlar meydana gelebilmektedir (Wu, Bud, & Wesselink, 2009). Wu ve ark. (2009), yaptıkları bir çalışmada mandibular molar dişlerin mesial köklerinin dar ve eğimli anatomisinden dolayı preparasyon ve kanal dolumu işlemlerinin zor olabileceğini

bildirmişlerdir. Ni-Ti döner ege sistemlerinin eğimli kanallarda şekillendirme yeteneklerini değerlendirmek için yapılan birçok çalışmada mandibular molar dişlerin mesial kanalları tercih edilmiştir (Stern ve ark., 2012; Yamamura ve ark., 2012; Gergi, Arbab-Chirani, Osta, & Naaman, 2014; Junaid, Freire, da Silveira Bueno, Mello, & Cunha, 2014; Gergi ve ark., 2015; Saberi, Patel, & Mannocci, 2017). Bizim çalışmamızda da benzer şekilde, farklı sistemlerin şekillendirme etkinliklerini değerlendirmek için mandibular molar dişlerin mesial kanalları kullanılmıştır.

Kök kanal preparasyonu sırasında başarılı ve 3B tıkanmanın gerçekleştirilmesi için kök yüzeyinden yeterli miktarda dentin dokusunun kaldırılması gerekmektedir. Coldero ve ark. (2002), yetersiz preparasyonunun enfekte alanların uzaklaştırılmasında etkisiz kalacağını, fazla miktarda yapılan preparasyonun ise kökü zayıflatacağını bildirmiştir. Zandbiglari ve ark. (2006), kök kanal sisteminde döner ege kullanımının daha fazla dentin dokusu kaldırarak, dişte çatlak ve kırık oluşumunu arttırabileceğini öne sürmüşlerdir. Uygun miktarda preparasyon yapılarak yeterli miktarda dentinin uzaklaştırılması önemlidir (Coldero ve ark., 2002). Kök kanal preparasyonunu sonrası hacim artışının, dentin kalınlığında azalma ile ifade edilmesi mümkündür. Ancak, kesin bir yargıya varabilmek için, hacim miktarındaki değişimin tek başına değil, transportasyon ve merkezi konumlama ile birlikte değerlendirilmesi gerekmektedir.

Bu çalışmada güncel olarak yaygın şekilde kullanılan Reciproc, Protaper Next ve yakın zamanda geliştirilen WaveOne Gold, HyFlex EDM ve XP-Endo Shaper döner ege sistemlerinin mandibular molar dişlerin eğimli mesial kök kanallarındaki şekillendirme yetenekleri µBT tekniği kullanılarak değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda değerlendirme kriterlerinden biri kök kanal şekillendirmesi sonucu oluşan transportasyon miktarı ve yönüdür. Transportasyon, şekillendirme ile

kanalın orjinal aksının değişmesi ile belirli bir yöne kayması olarak ifade edilmektedir. Çalışmamızda kullandığımız 5 farklı eğe sistemi arasında değerlendirilen koronal, orta ve apikal kesitlerde transportasyon miktarı ve yönü açısından anlamlı farklılık bulunmamıştır. Aynı şekilde, her bir eğe sistemi için değerlendirilen kesitler arasında da istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur. Ancak aletlerin her biri bir miktar transportasyon göstermiştir.

Wu ve ark. (2000), yaptıkları bir çalışmada transportasyon ve apikal sızdırmazlık arasındaki ilişkiyi incelemişlerdir. Araştırmacıların bildirdiği sonuçlara göre, transportasyon miktarı 0,3 mm'den daha fazla olan kanalların %42'sinde apikal sızıntı gözlemlenirken, transportasyon miktarı 0,3 mm ve altında olan kanalların sadece %3'ünde apikal sızıntı gözlemlenmiştir. Sonuç olarak; 0,3 mm'den fazla transportasyon gösteren kanallarda özellikle apikal bölgede oluşan dirsek sonucu apikal sızdırmazlığın sağlanamadığı belirlenmiştir. Bizim çalışmamızda test edilen 5 eğe sisteminden hiçbirini incelenen 3 mm'lik kesitte 0,3 mm ve daha fazla miktarda transportasyona sebep olmamıştır.

Çalışmamızda toplam transportasyon miktarı açısından, ProTaper Next grubunun toplam transportasyon miktarı ve HyFlex EDM grubunun toplam transportasyon miktarı, XP-Endo Shaper grubunun toplam transportasyon miktarından anlamlı derecede daha fazladır. Bildiğimiz kadarıyla literatürde XP-Endo Shaper eğe sistemini kök kanalı preparasyonu sırasında oluşturduğu transportasyon miktarı açısından değerlendiren çalışma bulunmamaktadır. Bu yüzden çalışmamızın sonuçlarını karşılaştırmak mümkün olmamıştır.

Peters ve ark. (2015), XP-Endo Shaper eğe gibi tasarımı standart döner eğelerden farklı olan TRUShape eğenin şekillendirme yeteneğini mandibular molar

dişlerin mesial kök kanallarında μ BT tekniği ile değerlendirmiştir. Vortex ege sistemi ile karşılaştırılan TRUShape, dentin uzaklaştırılması ve transportasyon açısından daha konservatif bulunmuştur. Furkasyon tarafında kalan dentin kalınlığı TRUShape’de anlamlı derecede daha fazladır. Transportasyon açısından bakıldığında TRUShape ege daha az miktarda transportasyona sebep olmuştur. Bizim çalışmamızda XP-Endo Shaper ege sisteminin toplam transportasyon miktarı, HyFlex EDM ve ProTaper Next ege sistemlerinden anlamlı derecede daha az bulunmuştur. Bu sonucun XP-Endo Shaper egenin, HyFlex EDM ve ProTaper Next’ten daha düşük konikliğe ve kanal şekline uyum sağlayabilen tasarıma sahip olması ile ilgili olabileceğini düşünmekteyiz.

Çalışmamızda değerlendirilen bir başka kriter aletlerin merkezi konumlama oranıdır. Merkezi konumlama oranı, transportasyon gibi şekillendirme işlemi sonrası orjinal kanalın merkezde kalıp kalmadığını göstermektedir. Merkezi konumlama değerinin 1 olması mükemmel merkezde kalmayı göstermektedir (Gambill ve ark., 1996). Transportasyon ve merkezi konumlama birbirleriyle ilişkili parametrelerdir. Merkezi konumlama ve transportasyon arasında ters orantı kurulabilir. Merkezde kalarak şekillendirme yapan aletler daha az transportasyon oluşturacaklardır. Çalışmamızda kullandığımız HyFlex EDM, XP-Endo Shaper, WaveOne Gold, Reciproc ve ProTaper Next ege sistemleri arasında değerlendirilen 3 farklı kesitte merkezde konumlama yeteneği açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır. Aynı şekilde, her bir ege sistemi için değerlendirilen kesitler arasında da istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. Ancak aletlerin hepsi kanal merkezinden bir miktar sapma göstermiştir ve merkezi konumlama değerleri bakımından mükemmel sonucu verememiştir. Ortalama merkezi konumlama açısından XP-Endo Shaper diğer gruplara göre en iyi merkezi konumlama değerini gösterirken bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Merkezi

konumlama ve transportasyon birbirleriyle ilişkili parametreler olduğundan toplam transportasyon miktarı düşük çıkan XP-Endo Shaper'ın ortalama merkezi konumlama yeteneğinin iyi çıkması beklediğimiz bir sonuçtur.

Çalışmamızda değerlendirilen bir başka kriter kök kanal preparasyonu sonucu uzaklaştırılan dentin miktarı yani kök kanalında meydana gelen hacim artışıdır. Hacim artışı şekillendirme sonrası kanal hacminden şekillendirme öncesi kanal hacmi çıkarılarak hesaplanmıştır. Kök kanallarının preparasyon öncesi hacimlerinin karşılaştırılmasında gruplar arasında anlamlı farklılık gözlenmemiştir. Bu durum örneklerin gruplar arasında eşit dağıldığını ve değerlendirmenin güvenilir olarak yapıldığını göstermektedir. Preparasyon sonrası oluşan hacim farkında 5 ege sistemi arasında anlamlı bir fark gözlenmemiştir.

Farklı döner alet sistemlerinin şekillendirme yeteneklerinin karşılaştırıldıkları çalışmalarda, grupların benzer apikal çapa kadar şekillendirilmesi önemlidir (Bergmans ve ark., 2003). Mandibular molar dişlerin mesial kanalları dar ve eğimli olduğundan üretici firmaların önerileri doğrultusunda apikal boyut şekillendirmesi #25 olarak seçilmiştir. Çalışmamızdaki ProTaper Next, Reciproc, HyFlex EDM ve WaveOne Gold gruplarında apikal şekillendirme #25'e kadar yapılmıştır. Ancak XP-Endo Shaper döner eğenin apikal boyutu #30 olduğundan bu grupta apikal şekillendirme #30'a kadar yapılmıştır. Benzer şekilde, farklı döner alet sistemlerinin şekillendirme yeteneklerinin karşılaştırıldıkları çalışmalarda, grupların benzer konikliğe sahip ege sistemleri ile şekillendirilmesi önemlidir. Çalışmamızda kullandığımız ProTaper Next (25/06), Reciproc (25/08), HyFlex EDM (25/~), WaveOne Gold (25/07) ve XP-Endo Shaper (30/04) farklı konikliğe sahip ege sistemleridir. Kullandığımız döner ege sistemleri farklı apikal boyut ve farklı konikliğe sahip olmalarına rağmen ilginç bir şekilde kanal

hacim değişikliği açısından aralarında anlamlı bir farklılık görülmemiştir. Gruplar arasında en düşük konikliğe sahip olan XP-Endo Shaper eğe sistemi en az hacim değişikliğini meydana getirirse de bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. XP-Endo Shaper eğe sisteminin diğer sistemlerle benzer hacim değişikliği oluşturmasının sebebi, bu eğe sisteminin 3B şekillendirme yapması nedeniyle düşük konikliğine rağmen kanal duvarlarından daha fazla miktarda dentin uzaklaştırması olabilir. Aynı şekilde, ProTaper Next eğe sisteminin asimetric kesime sahip olmasından dolayı yılanı benzer şekilde hareket yapması ile daha fazla dentin uzaklaştırarak konikliği daha yüksek olan diğer sistemlere benzer şekilde kanal hacim değişikliğine sebep olduğunu düşünmekteyiz.

Çalışmamızda rotasyon hareketi ile HyFlex EDM, XP-Endo Shaper, ProTaper Next ve resiprokasyon hareketi ile WaveOne Gold ve Reciproc eğe sistemleri ile eğimli kök kanallarının preparasyonu sırasında meydana gelen transportasyon miktarı, aletlerin merkezi konumlama yeteneği ve preparasyon sonrası oluşan kanal hacmi değişikliği değerlendirilmiştir. Farklı kinematik özelliklerine sahip döner eğe sistemlerinin kullanıldığı çalışmamızda, eğimli kök kanalların preparasyonunda oluşturdukları transportasyon miktarı, aletlerin merkezi konumlama yeteneği ve kanal hacmi değişikliği açısından gruplar arasında anlamlı fark bulunmamıştır.

You ve ark. (2011), maksiller molar dişlerin eğimli kök kanallarını kullandıkları çalışmada rotasyon ve resiprokasyon hareketinin şekillendirme yeteneklerini μ BT tekniğini kullanarak karşılaştırmışlardır. ProTaper Universal Ni-Ti döner eğeleri hem rotasyon hem de resiprokasyon hareketi ile kullandıkları çalışmada kanal transportasyonu, aletin merkezleme oranı ve kanal hacim değişikliği açısından gruplar arasında anlamlı bir fark bulamamışlardır.

Rosa ve ark. (2016), maksiller molar dişlerin kök kanallarını farklı kinematiklerle kullanılan tek eğe sistemlerin şekillendirme yeteneklerini karşılaştırmak amacıyla μ BT tekniğini kullanmışlardır. WaveOne ve OneShape eğe sistemlerini kullandıkları çalışmada, kanal hacmi değişikliği ve transportasyon açısından gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Farklı kinematiklerin eğimli kök kanallarının preparasyonunda eğe sistemlerinin şekillendirme yeteneklerini etkilemedikleri görülmüştür. Bu sonuçlar, bizim çalışmamız ile de uyumludur.

Çalışmamızda farklı metalürjik özelliklere sahip döner eğe sistemleri kullanılmıştır. M-Telinden üretilen Reciproc ve ProTaper Next, altın alaşımından üretilen WaveOne Gold, EDM teknolojisinden üretilen HyFlex EDM ve Max-Telinden üretilen XP-Endo Shaper çalışmamızda değerlendirilen eğe sistemleridir. Günümüzde, döner eğe sistemlerinde kullanılan alaşımların, eğimli kök kanallarının preparasyonundaki şekillendirme yeteneklerine etkisini değerlendiren çok az çalışma bulunmaktadır (Yamamura ve ark., 2012). Yamamura ve ark. (2012), mandibular molar dişlerin mesial kök kanallarını kullandıkları çalışmada M-Teli ve geleneksel Ni-Ti alaşımından üretilen döner eğe sistemlerinin kanal transportasyonu ve merkezi konumlama yeteneklerini değerlendirmek için μ BT tekniğini kullanmışlardır. M-Telinden üretilen Vortex eğe sistemi ve geleneksel Ni-Ti alaşımından üretilen EndoSequence eğe sistemi benzer tasarıma sahiptir. Çalışmanın sonuçlarına göre, Vortex 30/04 eğe 7 mm'lik seviyede daha az transportasyon gösterirken diğer seviyelerde gruplar arasında transportasyon ve merkezi konumlama açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bizim çalışmamızda da farklı alaşımlardan üretilen döner eğe sistemlerinin her biri eğimli kök kanallarının preparasyonunda belli miktarda transportasyona sebep olurken, gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Benzer

şekilde döner eğe sistemlerinin hiçbirisi mükemmel merkezi konumlamaya sahip değildir ve gruplar arasında anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Ni-Ti döner eğe sistemlerinin geliştirilen metalürjisinin, aletlerin esnekliklerini ve kırılma dayanımlarını arttırdığı bilinmektedir. Ancak, döner eğe sistemlerinin farklı metalürjik özelliklerinin kök kanal şekillendirme yetenekleri hakkında çok az bilgi mevcuttur. Yamamura ve ark.'nın yaptıkları çalışmanın ve bizim çalışmamızın sonuçlarına göre, döner eğe sistemlerinin farklı metalürjik özelliklerinin kök kanal şekillendirme yeteneklerine anlamlı derecede etkili olmadığını düşünmekteyiz.

Çapar ve ark. (2014), Reciproc, ProTaper Next, OneShape, ProTaper Universal ve Twisted File Adaptif eğe sistemlerinin #25 apikal boyutlu eğelerini tek eğe tekniği ile kullanarak şekillendirme yeteneklerini mandibular molar dişlerde KIBT ile değerlendirmişlerdir. Reciproc grubu ve ProTaper Next arasında kanal hacmi değişikliği açısından anlamlı fark bulunmamıştır. Aynı şekilde, transportasyon ve merkezi konumlama açısından da gruplar arasında anlamlı bir fark görülmemiştir. Bu sonuçlar bizim çalışmamız ile de uyumludur.

Silva ve ark (2016), ProTaper Next, Reciproc, ProTaper Universal ve WaveOne eğe sistemlerinin şekillendirme yeteneklerini eğimli yapay kanallara sahip şeffaf akrilik bloklarda değerlendirmişlerdir. En az kanal transportasyonu Reciproc daha sonra ProTaper Next grubunda gözlenmiştir. Benzer şekilde Reciproc grubu en iyi merkezi konumlama yeteneğine sahip olduğunu göstermişlerdir. Bizim çalışmamızda Reciproc ve ProTaper Next döner eğe sistemlerinin oluşturduğu transportasyon miktarı ve aletlerin merkezi konumlama yeteneği açısından aralarında anlamlı fark bulunmamıştır. Silva ve ark. (2016) ile bizim çalışmamız arasındaki bu farklılığın araştırmacıların

yaptıkları çalışmada yapay kanal kullanırken, bizim çalışmamızda çekilmiş insan dişlerinin kök kanallarının kullanılmasından kaynaklı olabileceğini düşünmekteyiz.

Özyürek ve ark. (2017), yaptıkları bir çalışmada S-şekilli yapay kanallara sahip şeffaf akrilik blokları kullanarak WaveOne Gold, Reciproc ve HyFlex EDM eğe sistemlerinin şekillendirme yeteneklerini değerlendirmişlerdir. Reciproc grubunda, WaveOne Gold ve HyFlex EDM grubuna göre anlamlı derecede daha fazla rezin uzaklaştırıldığını bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda, WaveOne Gold, HyFlex EDM ve Reciproc döner eğe sistemleri kök kanallarında benzer miktarda hacim değişimine sebep olmuşlardır. Reciproc grubunda, WaveOne Gold grubuna göre sayısal olarak daha fazla hacim artışı görülse de bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Özyürek ve ark.'nın (2017) yaptığı çalışma sonucunda; WaveOne Gold ve HyFlex EDM gruplarında şekillendirme sonrası kanal düzensizliği görülmezken Reciproc grubunda bir örnekte basamak ve bir örnekte tehlikeli alan oluşumu gözlenmiştir. Bu sonucun, Reciproc eğin ürettiği alaşımın, HyFlex EDM ve WaveOne Gold eğe sistemlerinin ürettiği alaşımlardan daha az esnek olması ile ilgili olabileceğini düşünmüşlerdir. Bizim çalışmamızın sonuçlarına göre; WaveOne Gold, HyFlex EDM ve Reciproc gruplarının hiçbirinde basamak görülmemiştir ve transportasyon miktarı açısından aralarında anlamlı fark bulunmamaktadır. Çalışma sonuçları arasındaki bu fark, araştırmacıların çalışmasında S-şeklinde yapay kanalları kullanması, bizim çalışmamızda ise çekilmiş dişlerin eğimli kök kanallarının kullanılması olabilir. Araştırmacıların çalışmasında değerlendirme fotoğraflar üzerinden yapılırken, bizim çalışmamızda değerlendirme kök kanallarında hassas ölçümler yapabildiğimiz μ BT tekniği ile yapılmıştır. Değerlendirme yöntemlerinin farklı olması da aynı şekilde çalışma sonuçlarını etkilemiş olabilir.

Neto ve ark. (2017), mandibular premolar dişleri kullandıkları çalışmada aralarında WaveOne Gold, Reciproc ve ProTaper Next döner eğe sistemlerinin bulunduğu 8 farklı döner eğe sistemini transportasyon ve merkezi konumlama yeteneği açısından KIBT ile karşılaştırmışlardır. Çalışmanın bulgularına göre WaveOne Gold, Reciproc ve ProTaper Next grupları arasında kanal transportasyonu ve merkezi konumlama yönünden anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bizim çalışmamızın bulguları bu çalışma ile uyumludur.

Hwang ve ark. (2014), maksiller molar dişlerin kök kanallarını kullandıkları çalışmada resiprokasyon eğe sistemlerinden Reciproc ile geleneksel Ni-Ti eğe sistemlerinden Mtwo'nun oluşturduğu kanal hacim artışını μ BT ile karşılaştırmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre kanal hacim değişikliği açısından gruplar arasında anlamlı bir fark görülmemiştir. Alves ve ark. (2015), mandibular molar dişlerin orta derecede eğimli mesial kök kanallarını kullandıkları çalışmada tek eğe resiprokasyon sistemleri ile ısıtılmış çoklu eğe sistemlerinin şekillendirme yetenekleri μ BT ile değerlendirmişlerdir. Reciproc, WaveOne, Twisted File ve HyFlex CM eğe sistemlerini kullandıkları çalışmada kanal hacim değişikliği açısından gruplar arasında anlamlı bir fark bulmamışlardır. Bizim çalışmamızda da Reciproc eğe sistemi diğer gruplar ile benzer hacim artışına sebep olmuştur. Hwang ve ark. (2014) ve Alves ve ark.'nın (2015) çalışma bulguları bizim sonuçlarımızı desteklemektedir.

Venino ve ark. (2017), farklı çok köklü dişleri kullandıkları çalışmada, HyFlex EDM ve ProTaper Next eğe sistemlerinin şekillendirme yeteneklerini μ BT tekniğini kullanarak karşılaştırmışlardır. Transportasyon ve aletlerin merkezi konumlaması açısından her iki eğe sistemi de başarılı bulunmuştur. Ancak, HyFlex EDM, ProTaper Next'ten daha az transportasyon oluşturmuştur ve merkezi konumlama yeteneği daha

iyi bulunmuştur. Araştırmacılar, bu sonuçların HyFlex EDM'in üretildiği alaşımın sağladığı yüksek esneklik özelliğinden olabileceğini düşünmüşlerdir. Ayrıca, HyFlex EDM'in apikal ve koronal üçlüde oluşturduğu kanal hacmi değişikliği daha fazla bulunmuştur. Bu sonucun da eğe sistemlerinin konikliklerinin farklı olmasıyla ilişkili olabileceğini düşünmüşlerdir (Venino, Citterio, Pellegatta, Ciccarelli, & Maddalone, 2017). Bizim çalışmamızda HyFlex EDM ve ProTaper Next grupları arasında kanal transportasyonu ve aletlerin merkezi konumlama yeteneği açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır. Preparasyon sonrası oluşan kanal hacim artışı HyFlex EDM grubunda ProTaper Next'e göre sayısal olarak daha fazla olsa da bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Venino ve ark.'nın (2017) yaptıkları çalışmada ve bizim çalışmamızda seçilen dişler, kullanılan μ BT cihazı ve değerlendirme için seçilen kesitler farklı olduğundan çalışma sonuçları arasındaki bu uyumsuzluk metodolojik farklılıklardan kaynaklı olabilir.

Zhao ve ark. (2014), mandibular molar dişleri kullandıkları çalışmada resiprokasyon hareketi ile WaveOne, devamlı rotasyon hareketi ile ProTaper Next ve ProTaper Universal döner eğe sistemlerini şekillendirme yeteneklerini μ BT ile değerlendirmişlerdir. Kanal hacmi değişikliği açısından gruplar arasında anlamlı fark bulmamışlardır. Bizim çalışmamızda da kanal hacim artışı açısından ProTaper Next diğer gruplardan anlamlı bir fark göstermemiştir.

Saberi ve ark. (2017), mandibular molar dişlerin kök kanallarını kullandıkları çalışmada dört farklı döner eğe sistemini transportasyon ve merkezi konumlama yeteneği açısından μ BT tekniği ile karşılaştırmışlardır. ProTaper Next, ProTaper Universal, RevoS ve Race 123 eğe sistemlerini değerlendikleri çalışmada, transportasyon açısından gruplar arasında anlamlı bir fark bulmamışlardır. Bizim

çalışmamızda da bu sonuçlar ile uyumlu olarak ProTaper Next kanal transportasyonu açısından değerlendirilen üç farklı kesitte diğer gruplardan anlamlı bir farklılık göstermemiştir.

Kök kanal preparasyonunu daha kolay ve kısa süreli hale getirmek için pek çok preparasyon tekniği, alet ve cihaz geliştirilmiştir. Özellikle, Ni-Ti alaşımının döner aletlerde kullanımı, preparasyon süresini azaltma, hekim ve hasta yorgunluğunu en aza indirme ve işlevsel hataları azaltabilme özellikleri ile kök kanal tedavisinde devrim olarak kabul edilmiştir (Peters, 2004). Çalışmamızda tüm grupların aktif preparasyon zamanı dijital bir kronometre ile sn cinsinden kaydedilmiştir. Klinik ortamı yansıtması açısından irrigasyon, eğeler üzerindeki talaşların temizlenmesi ve sadece ProTaper Next grubu için geçerli olan eğe değiştirme süresi çalışma süresine eklenmiştir. Çalışma süresinin şekillendirme tekniğine, kullanılan ege sayısına ve klinisyenin tecrübesine bağlı olduğu söylenebilir. Klinisyenin tekniği ve deneyimi gibi faktörler, metodolojide bir standardizasyon sağlamayı engellediği için aynı sistemlerin çalışıldığı çalışmalarda bile farklı sonuçlar ortaya çıkabilmektedir (Hülsmann ve ark., 2005).

Çalışmamızda, çalışma süreleri değerlendirilirken sadece ProTaper Next grubunda 2 ege kullanıldığı için, 2 ege ile çalışma süresinin ortalaması alınmıştır. Elde edilen bulgulara göre, grupların çalışma süreleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır. HyFlex EDM grubunun çalışma süresi, ProTaper Next grubundan, Reciproc grubundan, WaveOne Gold grubundan ve XP-Endo Shaper grubundan istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde daha fazladır. Çalışma sürelerindeki bu fark çeşitli sebeplerden kaynaklanmış olabilir. HyFlex EDM, ege üzerinde değişken koniklik göstermekle birlikte yüksek konikliğe sahiptir. Koniklik arttıkça, egenin kalınlığı ve sertliği artacağından dar kanallarda ilerlemek daha fazla zaman alabilir. Özellikle kök

kanalının eğimli olduğu bölgede alet kırılma riskine karşı eğenin apikale doğru çok hafif gagalama hareketi yapılarak çalışılmış olması çalışma süresini uzatabilir.

Paque ve ark. (2011), resiprokasyon hareketi ile ProTaper F2 tek eğe tekniğinin ve rotasyon hareketi ile geleneksel ProTaper tam sıralı eğe sisteminin şekillendirme yeteneklerini mandibular molar dişlerde μ BT tekniğini kullanarak değerlendirmişlerdir. Gruplar arasında kanal hacmi ve transportasyon miktarı açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır. Çalışma süresi açısından ise tek eğe resiprokasyon tekniği daha hızlı bulunmuştur. Çalışmamızda da bu bilgiler ile uyumlu olarak, ProTaper Next grubu hariç tek eğe sistemleri kullanıldığından çalışma sürelerinin, kanal preparasyonun çok eğe sistemleri ile yapıldığı çalışmalardaki sürelerle göre bariz şekilde az olduğu görülmektedir.

Endodontik tedavide, özellikle kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında alet kırılması ciddi bir problemdir. Paslanmaz çelik aletlerin kırılmadan önce gözle görülür deformasyon göstermeleri sayesinde diş hekimleri tarafından farkedilip kullanımdan çıkarılmasıyla alet kırığının önüne geçilebilmektedir. Ancak, eğimli kök kanallarının şekillendirilmesinde büyük kolaylık sağlayan Ni-Ti eğeler, hiçbir deformasyon belirtisi göstermeden kırılabilmektedir (Cohen & Hargreaves, 2006). Bundan dolayı çalışmamızda her eğe yalnızca 2 kanalda kullanılmıştır. Çalışmamızda, kök kanallarının preparasyonu sırasında hiçbir grupta alet kırığı gözlenmemiştir. Preparasyon sonrası yapılan TEM incelemesinde de aletlerin yüzeyinde belirgin deformasyona rastlanmamıştır. Çalışmamızda, eğe sistemleri üretici firmaların önerileri doğrultusunda kullanıldığından ve her eğe iki ayrı kanalın yani bir dişin şekillendirilmesinde kullanıldığından yüzey deformasyonu gözlenmediğini düşünmekteyiz.

Azim ve ark. (2017), yaptıkları çalışmada XP-Endo Shaper eğe sistemini oval şekilli kanallara sahip mandibular kesici dişleri kullandıkları çalışmada aynı apikal boyut ve konikliğe sahip olan Vortex Blue eğe sistemi ile μ BT tekniğini kullanarak karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre; XP- Endo Shaper grubunda, apikal koronal ve orta üçlüde anlamlı derecede daha az enstrümente edilmeyen alan gözlenmiştir. XP-Endo Shaper eğe sistemi orta ve koronal üçlüde Vortex Blue grubuna göre daha fazla dentin uzaklaştırmıştır ancak apikal üçlüde gruplar arasında fark görülmemiştir. Araştırmacılar, XP-Endo Shaper'ın bu başarısının düzenli olmayan kök kanal sisteminin şekline uyum sağlayabilen yapısına bağlı olduğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızın sonuçlarına göre, XP-Endo Shaper grubunun meydana getirdiği hacim artışı ile diğer gruplar arasında anlamlı bir farklılık yoktur. XP-Endo Shaper benzer hacim artışı meydana getirirse bile, 3B yapısından dolayı daha az enstrümente edilmeyen alan bırakmış olabilir. Enstrümente edilmeyen alanların değerlendirildiği ileri çalışmalar yapılmalıdır.

Yaptığımız çalışma sonucu, piyasaya yeni sunulan ve güncel olarak kullanılan döner eğe sistemleri ile eğri kanallarda preparasyon sonucu meydana gelen transportasyon miktarı, merkezi konumlama oranı, hacim değişimi, sistemlerin çalışma süresi ve aletlerin yüzeyinde meydana gelen değişiklikler incelenmiştir. Preparasyonların herhangi bir komplikasyon olmadan, alet kırığı meydana gelmeden ve kısa sürede tamamlanmaları başarının göstergesi olarak kabul edilmiştir. Çekilmiş mandibular molar dişlerin 25° - 35° arası eğime sahip mesial kök kanallarının kullanıldığı çalışmamızda 5 farklı eğe sistemi arasında transportasyon, merkezi konumlama ve hacim değişimi açısından benzer sonuçlar elde edilmiştir. Klinik uygulamada çok sık olmamakla birlikte karşımıza çıkan daha yüksek eğim açlarına

sahip dişler ile daha farklı sonuçlar elde edilebilir. Bu açıdan farklı eğim ve kanal yarıçaplarına sahip daha fazla kök kanallarının kullanıldığı ve daha fazla kesitin değerlendirildiği çalışmalara ihtiyaç olduğunu düşünmekteyiz.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

HyFlex EDM, XP-Endo Shaper, WaveOne Gold, Reciproc ve ProTaper Next eğe sistemlerinin eğri kök kanalların preparasyonunda kanal transportasyonu ve kanal hacmi üzerine etkilerinin ve merkezi konumlama yeteneklerinin μ BT görüntüleme tekniği kullanılarak karşılaştırıldığı, kullanılan Ni-Ti aletlerin kullanım sonrası yüzeylerinde meydana gelen değişikliklerin TEM ile değerlendirildiği ve sistemlerin çalışma sürelerinin karşılaştırıldığı çalışmamızın limitasyonları dahilinde elde edilen sonuçlar aşağıdaki gibi sıralanabilir:

1. Çalışmamızda, eğimli kök kanallarının preparasyonunda meydana gelen transportasyon miktarı açısından kullanılan 5 eğe sistemi ve değerlendirilen 3 farklı kesit arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Eğe sistemlerinin oluşturduğu toplam transportasyon miktarı açısından XP-Endo Shaper eğe sistemi, ProTaper Next ve HyFlex EDM eğe sistemlerinden anlamlı derecede daha az transportasyona sebep olmuştur. Her eğe grubu için transportasyon değeri literatür bilgilerine göre kabul edilebilir sınırlar içerisinde olup eğe sistemlerinin güvenle kullanılabilceği düşünülmektedir.

2. Çalışmamızda kullanılan eğe sistemleri ve değerlendirilen kesitler arasında merkezi konumlama yetenekleri açısından anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Ancak, kullanılan her eğe sisteminin merkezden bir miktar sapma gösterdiği ve kullanılan eğe sistemlerinin hiçbirinin mükemmel merkezi konumlamaya sahip olmadığı gözlenmiştir.

3. Kök kanallarında preparasyon sonrası oluşan hacim farkında, kullandığımız 5 eğe sistemi arasında anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir.

4. Çalışmamızda yer alan farklı eğe sistemleriyle yapılan işlemlerin çalışma sürelerinin karşılaştırmasında HyFlex EDM grubunun çalışma süresi, ProTaper Next,

Reciproc, WaveOne Gold ve XP-Endo Shaper grubundan istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde daha fazla bulunmuştur.

5. Her eğe sistemi, üretici firma önerileri doğrultusunda kullanıldığından preparasyon sırasında alet kırığı oluşmamıştır. Bu nedenle çalışmamızda kullanılan eğe sistemlerinin alet kırığı açısından güvenli sistemler olduğunu düşünmekteyiz.

6. Çalışmamızda kullandığımız eğe gruplarının hiçbirinde çalışma boyu kaybedilmemiş, basamak ya da perforasyon oluşmamış ve alet kırığı meydana gelmemiştir. Değerlendirilen parametreler yönünden benzer sonuçlar elde edilmesi nedeniyle kullandığımız 5 eğe sisteminin eğimli kanalların şekillendirilmesinde güvenli tercih edilebileceğini düşünmekteyiz.

7. Eğe sistemlerinin şekillendirme yeteneklerinin değerlendirilmesinde μ BT yöntemi, yüksek çözünürlükte kesit görüntülerinin elde edilmesiyle diğer yöntemlere göre daha hassas ölçümler yapabilen etkili bir değerlendirme yöntemidir. Ancak pahalı ve zaman alıcı bir yöntem olması gibi örnek sayısının azaltılmasına yol açan dezavantajları bulunmaktadır.

7. KAYNAKLAR

- Abbott, P. V., Heijkoop, P. S., Cardaci, S. C., Hume, W. R., & Heithersay, G. S. (1991). An SEM study of the effects of different irrigation sequences and ultrasonics. *Int Endod J*, 24(6), 308-316.
- Al-Hadlaq, S. M., Al-Jarbou, F. A., & Al-Thumairy, R. I. (2010). Evaluation of cyclic flexural fatigue of M-wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 36(2), 305-307.
- Al-Omari, M. A., Bryant, S., & Dummer, P. M. (1997). Comparison of two stainless steel files to shape simulated root canals. *Int Endod J*, 30(1), 35-45.
- Al-Omari, M. A., Dummer, P., & Newcombe, R. (1992). Comparison of six files to prepare simulated root canals. Part 1. *Int Endod J*, 25(2), 57-66.
- Azim, A. A., Piasecki, L., da Silva Neto, U. X., Cruz, A. T. G., & Azim, K. A. (2017). XP Shaper, A Novel Adaptive Core Rotary Instrument: Micro-computed Tomographic Analysis of Its Shaping Abilities. *J Endod*, 43(9), 1532-1538.
- Balto, K., Muller, R., Carrington, D., Dobeck, J., & Stashenko, P. (2000). Quantification of periapical bone destruction in mice by micro-computed tomography. *J Dent Res*, 79(1), 35-40.
- Barletta, F. B., de Sousa Reis, M., Wagner, M., Borges, J. C., & Dall'Agnol, C. (2008). Computed tomography assessment of three techniques for removal of filling material. *Aust Endod J*, 34(3), 101-105.
- Bellizzi, R., & Cruse, W. P. (1980). A historic review of endodontics, 1689-1963, part 3. *J Endod*, 6(5), 576-580.

- Bergmans, L., Van Cleynenbreugel, J., Beullens, M., Wevers, M., Van Meerbeek, B., & Lambrechts, P. (2003). Progressive versus constant tapered shaft design using NiTi rotary instruments. *Int Endod J*, 36(4), 288-295.
- Bergmans, L., Van Cleynenbreugel, J., Wevers, M., & Lambrechts, P. (2001). A methodology for quantitative evaluation of root canal instrumentation using microcomputed tomography. *Int Endod J*, 34(5), 390-398.
- Berutti, E., Chiandussi, G., Paolino, D. S., Scotti, N., Cantatore, G., Castellucci, A., & Pasqualini, D. (2011). Effect of canal length and curvature on working length alteration with WaveOne reciprocating files. *J Endod*, 37(12), 1687-1690.
- Bjorndal, L., Carlsen, O., Thuesen, G., Darvann, T., & Kreiborg, S. (1999). External and internal macromorphology in 3D-reconstructed maxillary molars using computerized X-ray microtomography. *Int Endod J*, 32(1), 3-9.
- Bonaccorso, A., Tripi, T. R., Cantatore, G., & Condorelli, G. G. (2007). Surface properties of nickel-titanium rotary instruments. *Endod Pract Today*, 1(1).
- Bramante, C. M., Berbert, A., & Borges, R. P. (1987). A methodology for evaluation of root canal instrumentation. *J Endod*, 13(5), 243-245.
- Brantley, W. A., & Eliades, T. (2001). *Orthodontic materials: scientific and clinical aspects*: Thieme Stuttgart.
- Buchanan, L. (1989). Management of the curved root canal. *J Calif Dent Assoc*, 17(4), 18.
- Buehler, W. J., Gilfrich, J., & Wiley, R. (1963). Effect of low-temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. *J Appl Phys*, 34(5), 1475-1477.

- Burklein, S., Hinschitzka, K., Dammaschke, T., & Schafer, E. (2012). Shaping ability and cleaning effectiveness of two single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth: Reciproc and WaveOne versus Mtwo and ProTaper. *Int Endod J*, 45(5), 449-461.
- Butz, F., Ogawa, T., Chang, T. L., & Nishimura, I. (2006). Three-dimensional bone-implant integration profiling using micro-computed tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 21(5), 687-695.
- Bürklein, S., & Schäfer, E. (2013). Critical evaluation of root canal transportation by instrumentation. *Endod Topics*, 29(1), 110-124.
- Campos, J. M., & del Rio, C. (1990). Comparison of mechanical and standard hand instrumentation techniques in curved root canals. *J Endod*, 16(5), 230-234.
- Capar, I. D., & Arslan, H. (2016). A review of instrumentation kinematics of engine-driven nickel-titanium instruments. *Int Endod J*, 49(2), 119-135.
- Capar, I. D., Ertas, H., Ok, E., Arslan, H., & Ertas, E. T. (2014). Comparative study of different novel nickel-titanium rotary systems for root canal preparation in severely curved root canals. *J Endod*, 40(6), 852-856.
- Cheung, G. S. (2007). Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endod Topics*, 16(1), 1-26.
- Cheung, G. S., & Liu, C. S. (2009). A retrospective study of endodontic treatment outcome between nickel-titanium rotary and stainless steel hand filing techniques. *J Endod*, 35(7), 938-943.
- Cheung, G. S., Shen, Y., & Darvell, B. W. (2007). Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of a nickel-titanium rotary instrument in hypochlorite? *J Endod*, 33(10), 1217-1221.

- City, J. (2010). *CM Wire press release*. DS Dental.
- Cohen, S., & Hargreaves, K. M. (2006). *Pathways of the Pulp*: Elsevier Mosby.
- Coldero, L. G., McHugh, S., MacKenzie, D., & Saunders, W. P. (2002). Reduction in intracanal bacteria during root canal preparation with and without apical enlargement. *Int Endod J*, 35(5), 437-446.
- Coleman, C. L., & Svec, T. A. (1997). Analysis of Ni-Ti versus stainless steel instrumentation in resin simulated canals. *J Endod*, 23(4), 232-235.
- Condorelli, G. G., Bonaccorso, A., Smecca, E., Schafer, E., Cantatore, G., & Tripi, T. R. (2010). Improvement of the fatigue resistance of NiTi endodontic files by surface and bulk modifications. *Int Endod J*, 43(10), 866-873.
- da Silva Ramos, L. M. P., Rice, D., Ordinola-Zapata, R., Capelozza, A. L. A., Bramante, C. M., Jaramillo, D., & Christensen, H. (2014). Detection of Various Anatomic Patterns of Root Canals in Mandibular Incisors Using Digital Periapical Radiography, 3 Cone-beam Computed Tomographic Scanners, and Micro-Computed Tomographic Imaging. *J Endod*, 40(1), 42-45.
- Davis, G. R., & Wong, F. S. (1996). X-ray microtomography of bones and teeth. *Physiol Meas*, 17(3), 121.
- Dhingra, A., Ruhai, N., & Miglani, A. (2015). Evaluation of Single File Systems Reciproc, Oneshape, and WaveOne using Cone Beam Computed Tomography - An In Vitro Study. *J Clin Diagn Res*, 9(4), ZC30-34.
- Dowker, S. E., Davis, G. R., & Elliott, J. C. (1997). X-ray microtomography: nondestructive three-dimensional imaging for in vitro endodontic studies. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 83(4), 510-516.

- Efeoglu, N., Wood, D., & Efeoglu, C. (2005). Microcomputerised tomography evaluation of 10% carbamide peroxide applied to enamel. *J Dent*, *33*(7), 561-567.
- Efeoglu, N., Wood, D. J., & Efeoglu, C. (2007). Thirty-five percent carbamide peroxide application causes in vitro demineralization of enamel. *Dent Mater*, *23*(7), 900-904.
- Elliott, J. C., & Dover, S. D. (1982). X-ray microtomography. *J Microsc*, *126*(Pt 2), 211-213.
- Ford, H. P., Ford, T. P., & Rhodes, J. S. (2004). *Endodontics: problem-solving in clinical practice*: CRC Press.
- Franco, V., Fabiani, C., Taschieri, S., Malentacca, A., Bortolin, M., & Del Fabbro, M. (2011). Investigation on the shaping ability of nickel-titanium files when used with a reciprocating motion. *J Endod*, *37*(10), 1398-1401.
- Gambarini, G., Gerosa, R., De Luca, M., Garala, M., & Testarelli, L. (2008). Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, *105*(6), 798-800.
- Gambarini, G., Plotino, G., Sannino, G., Grande, N. M., Giansiracusa, A., Piasecki, L., Testarelli, L. (2015). Cyclic fatigue of instruments for endodontic glide path. *Odontology*, *103*(1), 56-60.
- Gambill, J. M., Alder, M., & del Rio, C. E. (1996). Comparison of nickel-titanium and stainless steel hand-file instrumentation using computed tomography. *J Endod*, *22*(7),

- Gao, Y., Gutmann, J. L., Wilkinson, K., Maxwell, R., & Ammon, D. (2012). Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. *J Endod*, *38*(3), 398-401.
- Gao, Y., Peters, O. A., Wu, H., & Zhou, X. (2009). An application framework of three-dimensional reconstruction and measurement for endodontic research. *J Endod*, *35*(2), 269-274.
- Gao, Y., Shotton, V., Wilkinson, K., Phillips, G., & Johnson, W. B. (2010). Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of ProFile Vortex rotary instruments. *J Endod*, *36*(7), 1205-1209.
- Gergi, R., Arbab-Chirani, R., Osta, N., & Naaman, A. (2014). Micro-computed tomographic evaluation of canal transportation instrumented by different kinematics rotary nickel-titanium instruments. *J Endod*, *40*(8), 1223-1227.
- Gergi, R., Osta, N., Bourbouze, G., Zgheib, C., Arbab-Chirani, R., & Naaman, A. (2015). Effects of three nickel titanium instrument systems on root canal geometry assessed by micro-computed tomography. *Int Endod J*, *48*(2), 162-170.
- Goldman, M., Sakurai-Fuse, E., Turco, J., & White, R. R. (1989). A silicone model method to compare three methods of preparing the root canal. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, *68*(4), 457-461.
- Grossman, L., Oliet, S., & Del Rio, C. (1988). Preparation of the root canal: equipment and technique for cleaning, shaping and irrigation. *Endod Prac*, *1*, 179-222.
- Grossman, L. I. (1987). Pioneers in endodontics. *J Endod*, *13*(8), 409-415.
- Haapasalo, M., & Shen, Y. (2013). Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. *Endod Topics*, *29*(1), 3-17.

- Hammad, M., Qualtrough, A., & Silikas, N. (2008). Three-dimensional evaluation of effectiveness of hand and rotary instrumentation for retreatment of canals filled with different materials. *J Endod*, *34*(11), 1370-1373.
- Hammad, M., Qualtrough, A., & Silikas, N. (2009). Evaluation of root canal obturation: a three-dimensional in vitro study. *J Endod*, *35*(4), 541-544.
- Hannig, C., Krieger, E., Dullin, C., Merten, H. A., Attin, T., Grabbe, E., & Heidrich, G. (2006). Volumetry of human molars with flat panel-based volume CT in vitro. *Clin Oral Investig*, *10*(3), 253-257.
- Hayashi, Y., Yoneyama, T., Yahata, Y., Miyai, K., Doi, H., Hanawa, T., Suda, H. (2007). Phase transformation behaviour and bending properties of hybrid nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J*, *40*(4), 247-253.
- Hirano, Y., & Aoba, T. (1995). Computer-assisted reconstruction of enamel fissures and carious lesions of human premolars. *J Dent Res*, *74*(5), 1200-1205.
- <http://www.endoruddle.com>.
- http://www.fkg.ch/sites/default/files/201607_fkg_xps_brochure_en_web.pdf.
- http://www.tfwithrphase.com/images/3987_TF_Brochure.pdf.
- Hull, D. (1999). *Fractography: observing, measuring and interpreting fracture surface topography*: Cambridge University Press.
- Hulsmann, M., Herbst, U., & Schafers, F. (2003). Comparative study of root-canal preparation using Lightspeed and Quantec SC rotary NiTi instruments. *Int Endod J*, *36*(11), 748-756.
- Hulsmann, M., Schade, M., & Schafers, F. (2001). A comparative study of root canal preparation with HERO 642 and Quantec SC rotary Ni-Ti instruments. *Int Endod J*, *34*(7), 538-546.

- Hülsmann, M. (2009). *Problems in endodontics: etiology, diagnosis and treatment*: Quintessence Publishing.
- Hülsmann, M., Peters, O. A., & Dummer, P. M. (2005). Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endod Topics*, 10(1), 30-76.
- Hwang, Y. H., Bae, K. S., Baek, S. H., Kum, K. Y., Lee, W., Shon, W. J., & Chang, S. W. (2014). Shaping ability of the conventional nickel-titanium and reciprocating nickel-titanium file systems: a comparative study using micro-computed tomography. *J Endod*, 40(8), 1186-1189.
- Ingle JI, H. V., Hawrish CE, Glickmann GN, Serene T, Rosenberg PL, Buchanan LS, West JD, Ruddle CJ, Camp JH, Roane JB, Cecchini CM. (2001). *Endodontics Cavity Preparation*. Hamilton, London: BC Decker.
- Junaid, A., Freire, L. G., da Silveira Bueno, C. E., Mello, I., & Cunha, R. S. (2014). Influence of single-file endodontics on apical transportation in curved root canals: an ex vivo micro-computed tomographic study. *J Endod*, 40(5), 717-720.
- Jung, M., Lommel, D., & Klimek, J. (2005). The imaging of root canal obturation using micro-CT. *Int Endod J*, 38(9), 617-626.
- Kim, J. W., Ha, J. H., Cheung, G. S., Versluis, A., Kwak, S. W., & Kim, H. C. (2014). Safety of the factory preset rotation angle of reciprocating instruments. *J Endod*, 40(10), 1671-1675.
- Kuhn, G., & Jordan, L. (2002). Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*, 28(10), 716-720.
- Kuhn, G., Tavernier, B., & Jordan, L. (2001). Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *J Endod*, 27(8), 516-520.

- Kuhn, W. G., Carnes, D. L., Jr., Clement, D. J., & Walker, W. A. (1997). Effect of tip design of nickel-titanium and stainless steel files on root canal preparation. *J Endod*, 23(12), 735-738.
- Lambrianidis, T. (2006). Ledging and blockage of root canals during canal preparation: causes, recognition, prevention, management, and outcomes. *Endod Topics*, 15(1), 56-74.
- Lilley, J. D. (1976). Endodontic instrumentation before 1800. *J Br Endod Soc*, 9(2), 67-70.
- Lim, K. C., & Webber, J. (1985). The effect of root canal preparation on the shape of the curved root canal. *Int Endod J*, 18(4), 233-239.
- Lopez, F. U., Fachin, E. V., Camargo Fontanella, V. R., Barletta, F. B., So, M. V., & Grecca, F. S. (2008). Apical transportation: a comparative evaluation of three root canal instrumentation techniques with three different apical diameters. *J Endod*, 34(12), 1545-1548.
- Magne, P. (2007). Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dent Mater*, 23(5), 539-548.
- Mamede-Neto, I., Borges, A. H., Guedes, O. A., de Oliveira, D., Pedro, F. L., & Estrela, C. (2017). Root Canal Transportation and Centering Ability of Nickel-Titanium Rotary Instruments in Mandibular Premolars Assessed Using Cone-Beam Computed Tomography. *Open Dent J*, 11, 71-78.
- Marca, C., Dummer, P. M., Bryant, S., Vier-Pelisser, F. V., So, M. V., Fontanella, V., de Figueiredo, J. A. (2013). Three-rooted premolar analyzed by high-resolution and cone beam CT. *Clin Oral Investig*, 17(6), 1535-1540.

- Marceliano-Alves, M. F., Sousa-Neto, M. D., Fidel, S. R., Steier, L., Robinson, J. P., Pecora, J. D., & Versiani, M. A. (2015). Shaping ability of single-file reciprocating and heat-treated multifile rotary systems: a micro-CT study. *Int Endod J*, 48(12), 1129-1136.
- Mayo, C. V., Montgomery, S., & de Rio, C. (1986). A computerized method for evaluating root canal morphology. *J Endod*, 12(1), 2-7.
- 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. *J Endod*, 36(4), 679-690.
- Meyer, W. (1970). Die Anatomie der Wurzelkanäle, dargestellt an mikroskopischen Rekonstruktionsmodellen. *Dtsch Zahnarztl Z*, 25, 1064-1077.
- Nair, M. K., & Nair, U. P. (2007). Digital and advanced imaging in endodontics: a review. *J Endod*, 33(1), 1-6.
- Neelakantan, P., Subbarao, C., & Subbarao, C. V. (2010). Comparative evaluation of modified canal staining and clearing technique, cone-beam computed tomography, peripheral quantitative computed tomography, spiral computed tomography, and plain and contrast medium-enhanced digital radiography in studying root canal morphology. *J Endod*, 36(9), 1547-1551.
- Nielsen, R. B., Alyassin, A. M., Peters, D. D., Carnes, D. L., & Lancaster, J. (1995). Microcomputed tomography: an advanced system for detailed endodontic research. *J Endod*, 21(11), 561-568.
- Oi, T., Saka, H., & Ide, Y. (2004). Three-dimensional observation of pulp cavities in the maxillary first premolar tooth using micro-CT. *Int Endod J*, 37(1), 46-51.

- Olejniczak, A. J., & Grine, F. E. (2006). Assessment of the accuracy of dental enamel thickness measurements using microfocal X-ray computed tomography. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol*, 288(3), 263-275.
- Olejniczak, A. J., Smith, T. M., Skinner, M. M., Grine, F. E., Feeney, R. N., Thackeray, J. F., & Hublin, J. J. (2008). Three-dimensional molar enamel distribution and thickness in Australopithecus and Paranthropus. *Biol Lett*, 4(4), 406-410.
- Ordinola-Zapata, R., Bramante, C. M., Versiani, M. A., Moldauer, B. I., Topham, G., Gutmann, J. L., Abella, F. (2017). Comparative accuracy of the Clearing Technique, CBCT and Micro-CT methods in studying the mesial root canal configuration of mandibular first molars. *Int Endod J*, 50(1), 90-96.
- Ozyurek, T., Yilmaz, K., & Uslu, G. (2017). Shaping Ability of Reciproc, WaveOne GOLD, and HyFlex EDM Single-file Systems in Simulated S-shaped Canals. *J Endod*, 43(5), 805-809.
- Paque, F., Ganahl, D., & Peters, O. A. (2009). Effects of root canal preparation on apical geometry assessed by micro-computed tomography. *J Endod*, 35(7), 1056-1059.
- Paque, F., & Peters, O. A. (2011). Micro-computed tomography evaluation of the preparation of long oval root canals in mandibular molars with the self-adjusting file. *J Endod*, 37(4), 517-521.
- Park, Y. S., Yi, K. Y., Lee, I. S., & Jung, Y. C. (2005). Correlation between microtomography and histomorphometry for assessment of implant osseointegration. *Clin Oral Implants Res*, 16(2), 156-160.

- Patel, S., Dawood, A., Ford, T. P., & Whaites, E. (2007). The potential applications of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems. *Int Endod J*, 40(10), 818-830.
- Patel, S., Dawood, A., Ford, T. P., & Whaites, E. (2007). The potential applications of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems. *Int Endod J*, 40(10), 818-830.
- Payal, H., Choudhary, R., & Singh, S. (2008). Analysis of electro discharge machined surfaces of EN-31 tool steel. *J Sci Ind Res*, 67(12), 1072-1077.
- Pedulla, E., Lo Savio, F., Boninelli, S., Plotino, G., Grande, N. M., La Rosa, G., & Rapisarda, E. (2016). Torsional and Cyclic Fatigue Resistance of a New Nickel-Titanium Instrument Manufactured by Electrical Discharge Machining. *J Endod*, 42(1), 156-159.
- Peters, O. A. (2004). Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod*, 30(8), 559-567.
- Peters, O. A., Arias, A., & Paque, F. (2015). A Micro-computed Tomographic Assessment of Root Canal Preparation with a Novel Instrument, TRUShape, in Mesial Roots of Mandibular Molars. *J Endod*, 41(9), 1545-1550.
- Peters, O. A., Barbakow, F., & Peters, C. I. (2004). An analysis of endodontic treatment with three nickel-titanium rotary root canal preparation techniques. *Int Endod J*, 37(12), 849-859.
- Peters, O. A., Boessler, C., & Paque, F. (2010). Root canal preparation with a novel nickel-titanium instrument evaluated with micro-computed tomography: canal surface preparation over time. *J Endod*, 36(6), 1068-1072.

- Peters, O. A., Gluskin, A. K., Weiss, R. A., & Han, J. T. (2012). An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J*, 45(11), 1027-1034.
- Peters, O. A., Laib, A., Rueggegger, P., & Barbakow, F. (2000). Three-dimensional analysis of root canal geometry by high-resolution computed tomography. *J Dent Res*, 79(6), 1405-1409.
- Peters, O. A., & Paque, F. (2011). Root canal preparation of maxillary molars with the self-adjusting file: a micro-computed tomography study. *J Endod*, 37(1), 53-57.
- Peters, O. A., Schonenberger, K., & Laib, A. (2001). Effects of four Ni-Ti preparation techniques on root canal geometry assessed by micro computed tomography. *Int Endod J*, 34(3), 221-230.
- Plotino, G., Grande, N. M., Cotti, E., Testarelli, L., & Gambarini, G. (2014). Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of vortex nickel-titanium rotary files. *J Endod*, 40(9), 1451-1453.
- Plotino, G., Grande, N. M., Pecci, R., Bedini, R., Pameijer, C. H., & Somma, F. (2006). Three-dimensional imaging using microcomputed tomography for studying tooth macromorphology. *J Am Dent Assoc*, 137(11), 1555-1561.
- Ponce de Leon Del Bello, T., Wang, N., & Roane, J. B. (2003). Crown-down tip design and shaping. *J Endod*, 29(8), 513-518.
- Prichard, J. (2012). Rotation or reciprocation: a contemporary look at NiTi instruments? *Br Dent J*, 212(7), 345-346.
- Pruett, J. P., Clement, D. J., & Carnes, D. L. (1997). Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*, 23(2), 77-85.

- Rhodes, J. S., Ford, T. R., Lynch, J. A., Liepins, P. J., & Curtis, R. V. (1999). Micro-computed tomography: a new tool for experimental endodontology. *Int Endod J*, 32(3), 165-170.
- Roane, J. B., Sabala, C. L., & Duncanson, M. G., Jr. (1985). The "balanced force" concept for instrumentation of curved canals. *J Endod*, 11(5), 203-211.
- Saberi, N., Patel, S., & Mannocci, F. (2017). Comparison of centring ability and transportation between four nickel titanium instrumentation techniques by micro-computed tomography. *Int Endod J*, 50(6), 595-603.
- Santa-Rosa, J., de Sousa-Neto, M. D., Versiani, M. A., Nevares, G., Xavier, F., Romeiro, K., Albuquerque, D. (2016). Shaping Ability of Single-file Systems with Different Movements: A Micro-computed Tomographic Study. *Iran Endod J*, 11(3), 228-233.
- Sattapan, B., Nervo, G. J., Palamara, J. E., & Messer, H. H. (2000). Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod*, 26(3), 161-165.
- Scarfe, W. C., Farman, A. G., & Sukovic, P. (2006). Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc*, 72(1), 75.
- Schafer, E. (1997). Root canal instruments for manual use: a review. *Endod Dent Traumatol*, 13(2), 51-64.
- Schafer, E., & Lohmann, D. (2002). Efficiency of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile--Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J*, 35(6), 505-513.
- Schilder, H. (1974). Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am*, 18, 269-296.

- Schneider, S. W. (1971). A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 32(2), 271-275.
- Senia, E. S., & Wildey, W. L. (2003). "Straight-line" access. A must for faster and better endodontics. *Dent Today*, 22(1), 40-45.
- Sennerby, L., Wennerberg, A., & Pasop, F. (2001). A new microtomographic technique for non-invasive evaluation of the bone structure around implants. *Clin Oral Implants Res*, 12(1), 91-94.
- Shen, Y., Qian, W., Abtin, H., Gao, Y., & Haapasalo, M. (2011). Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 37(7), 997-1001.
- Shen, Y., Qian, W., Abtin, H., Gao, Y., & Haapasalo, M. (2012). Effect of environment on fatigue failure of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 38(3), 376-380.
- Shen, Y., Zhou, H. M., Wang, Z., Campbell, L., Zheng, Y. F., & Haapasalo, M. (2013). Phase transformation behavior and mechanical properties of thermomechanically treated K3XF nickel-titanium instruments. *J Endod*, 39(7), 919-923.
- Shen, Y., Zhou, H. M., Zheng, Y. F., Campbell, L., Peng, B., & Haapasalo, M. (2011). Metallurgical characterization of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 37(11), 1566-1571.
- Silva, E. J., Vieira, V. C., Tameirao, M. D., Belladonna, F. G., Neves Ade, A., Souza, E. M., & G, D. E.-D. (2016). Quantitative transportation assessment in curved canals prepared with an off-centered rectangular design system. *Braz Oral Res*, 30(1).

- Southard, D. W., Oswald, R. J., & Natkin, E. (1987). Instrumentation of curved molar root canals with the Roane technique. *J Endod*, *13*(10), 479-489.
- Spoor, C. F., Zonneveld, F. W., & Macho, G. A. (1993). Linear measurements of cortical bone and dental enamel by computed tomography: applications and problems. *Am J Phys Anthropol*, *91*(4), 469-484.
- Stern, S., Patel, S., Foschi, F., Sherriff, M., & Mannocci, F. (2012). Changes in centring and shaping ability using three nickel-titanium instrumentation techniques analysed by micro-computed tomography (muCT). *Int Endod J*, *45*(6), 514-523.
- Swain, M. V., & Xue, J. (2009). State of the art of Micro-CT applications in dental research. *Int J Oral Sci*, *1*(4), 177-188.
- Tepel, J., Schafer, E., & Hoppe, W. (1997). Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 3. Resistance to bending and fracture. *J Endod*, *23*(3), 141-145.
- Testarelli, L., Plotino, G., Al-Sudani, D., Vincenzi, V., Giansiracusa, A., Grande, N. M., & Gambarini, G. (2011). Bending properties of a new nickel-titanium alloy with a lower percent by weight of nickel. *J Endod*, *37*(9), 1293-1295.
- Thompson, S. A. (2000). An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J*, *33*(4), 297-310.
- Thompson, S. A., & Dummer, P. M. (1997). Shaping ability of Lightspeed rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. *J Endod*, *23*(11), 698-702.
- Troian, C. H., So, M. V., Figueiredo, J. A., & Oliveira, E. P. (2006). Deformation and fracture of RaCe and K3 endodontic instruments according to the number of uses. *Int Endod J*, *39*(8), 616-625.

- Van Oosterwyck, H., Duyck, J., Vander Sloten, J., Van der Perre, G., Jansen, J., Wevers, M., & Naert, I. (2000). Use of microfocus computerized tomography as a new technique for characterizing bone tissue around oral implants. *J Oral Implantol*, 26(1), 5-12.
- Venino, P. M., Citterio, C. L., Pellegatta, A., Ciccarelli, M., & Maddalone, M. (2017). A Micro-computed Tomography Evaluation of the Shaping Ability of Two Nickel-titanium Instruments, HyFlex EDM and ProTaper Next. *J Endod*, 43(4), 628-632.
- Venturi, M., Prati, C., Capelli, G., Falconi, M., & Breschi, L. (2003). A preliminary analysis of the morphology of lateral canals after root canal filling using a tooth-clearing technique. *Int Endod J*, 36(1), 54-63.
- Wakabayashi, H., Matsumoto, K., Shirasuka, T., Funato, A., & Tsuzuki, N. (1988). Scanning electron microscopic study of dentin walls of the pulp chamber by a replica technique. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 66(2), 236-242.
- Walia, H. M., Brantley, W. A., & Gerstein, H. (1988). An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod*, 14(7), 346-351.
- Walton, R. E., & Torabinejad, M. (1996). Principles and practice of endodontics.
- Ward, J. R. (2002). Risk Management In Root Canal Treatment; Th. P. Lambrianidis. *Aust Endod J*, 28(2), 86-86.
- Webber, J. (2015). Shaping canals with confidence: WaveOne GOLD single-file reciprocating system. *Roots*, 1, 34-40.
- Weine, F. S., Kelly, R. F., & Bray, K. E. (1976). Effect of preparation with endodontic handpieces on original canal shape. *J Endod*, 2(10), 298-303.

- Weine, F. S., Kelly, R. F., & Lio, P. J. (1975). The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. *J Endod*, *1*(8), 255-262.
- Willey, W. L., & Senia, E. S. (1989). A new root canal instrument and instrumentation technique: a preliminary report. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, *67*(2), 198-207.
- Wolle, C. F., Vasconcellos, M. A., Hinrichs, R., Becker, A. N., & Barletta, F. B. (2009). The effect of argon and nitrogen ion implantation on nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, *35*(11), 1558-1562.
- Wong, F. S., Anderson, P., Fan, H., & Davis, G. R. (2004). X-ray microtomographic study of mineral concentration distribution in deciduous enamel. *Arch Oral Biol*, *49*(11), 937-944.
- Wu, M. K., Bud, M. G., & Wesselink, P. R. (2009). The quality of single cone and laterally compacted gutta-percha fillings in small and curved root canals as evidenced by bidirectional radiographs and fluid transport measurements. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, *108*(6), 946-951.
- Wu, M. K., Fan, B., & Wesselink, P. R. (2000). Leakage along apical root fillings in curved root canals. Part I: effects of apical transportation on seal of root fillings. *J Endod*, *26*(4), 210-216.
- Yahata, Y., Yoneyama, T., Hayashi, Y., Ebihara, A., Hanawa, T., & Suda, H. (2009). Effect of heat treatment on transformation temperatures and bending properties of nickel–titanium endodontic instruments. *Int Endod J*, *42*(7), 621-626.
- Yamamura, B., Cox, T. C., Heddaya, B., Flake, N. M., Johnson, J. D., & Paranjpe, A. (2012). Comparing canal transportation and centering ability of endosequence

- and vortex rotary files by using micro-computed tomography. *J Endod*, 38(8), 1121-1125.
- Yared, G. (2008). Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J*, 41(4), 339-344.
- Yoneyama, T., & Kobayashi, C. (2009). Endodontic instruments for root canal treatment using Ni-Ti shape memory alloys *Shape memory alloys for biomedical applications* (pp. 297-305): Woodhead Publishing Limited, Cambridge, England.
- You, S. Y., Kim, H. C., Bae, K. S., Baek, S. H., Kum, K. Y., & Lee, W. (2011). Shaping ability of reciprocating motion in curved root canals: a comparative study with micro-computed tomography. *J Endod*, 37(9), 1296-1300.
- Zandbiglari, T., Davids, H., & Schafer, E. (2006). Influence of instrument taper on the resistance to fracture of endodontically treated roots. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 101(1), 126-131.
- Zhao, D., Shen, Y., Peng, B., & Haapasalo, M. (2014). Root canal preparation of mandibular molars with 3 nickel-titanium rotary instruments: a micro-computed tomographic study. *J Endod*, 40(11), 1860-1864.
- 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. *J Endod*, 38(11), 1535-1540.
- Zinelis, S., Eliades, T., & Eliades, G. (2010). A metallurgical characterization of ten endodontic Ni-Ti instruments: assessing the clinical relevance of shape memory

and superelastic properties of Ni-Ti endodontic instruments. *Int Endod J*, 43(2), 125-134.

Zmener, O., & Balbachan, L. (1995). Effectiveness of nickel-titanium files for preparing curved root canals. *Endod Dent Traumatol*, 11(3), 121-123.



8. EKLER**EK-1 ETİK KURULU ONAY FORMU**

T.C.
GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : 83116987 - **92** 17.02.2016
Konu : Etik Kurul Kararı
Toplantı Tarihi : 16.02.2016
Toplantı No : 2016/04
Proje No : 16-KAEK-028

Sayın, Yrd.Doç.Dr. Hüda Melike BAYRAM

Etik Kurulumuzun 16.02.2016 tarihli toplantısında görüşülen 16-KAEK-028 numaralı "Farklı Ni-Ti Eğe Sistemlerinin Eğri Kanallardaki Preparasyon Etkinlikleri" başlıklı çalışmanız gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup, çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına karar verilmiştir.

Bilgilerinizi rica ederim.

Doç. Dr. Resul YILMAZ
Başkan



9. ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı: Merve KANBER

Doğum Tarihi: 30.05.1990

Doğum Yeri: Derince/KOCAELİ

Uyruğu: T.C.

Medeni Hali: Bekar

Adres: Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Endodonti
Anabilim Dalı, TOKAT

E-mail: mervekanberr@gmail.com

EĞİTİM BİLGİLERİ

Lise: Muammer Dereli Anadolu Öğretmen Lisesi/KOCAELİ (2008)

Üniversite: Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi/İZMİR (2013)

Yabancı Dil: İngilizce