



**DEVAMLI ROTASYON VEYA ADAPTİF HAREKET İLE AKTİVE EDİLEN
NİKEL-TİTANYUM ENSTRÜMANLARIN ŞEĞİLLENDİRME YETENEĞİNİN
MİKRO BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ ANALİZİ**

**Sevde Nur ÜRGÜPLÜOĞLU
ENDODONTİ ANABİLİM DALI**

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

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

Uzmanlık Tezi – 2023

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

**DEVAMLI ROTASYON VEYA ADAPTİF HAREKET İLE AKTİVE EDİLEN
NİKEL-TİTANYUM ENSTRÜMANLARIN ŞEKİLLENDİRME YETENEĞİNİN
MİKRO BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ ANALİZİ**

Sevde Nur ÜRGÜPLÜOĞLU

**Endodonti Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

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

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

Bu Araştırma İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi
Tarafından TDH-2022-2842 Proje Numarası ile Desteklenmiştir

**MALATYA
2023**

İÇİNDEKİLER

ÖZET	vi
ABSTRACT	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
TABLolar DİZİNİ.....	xi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Kök Kanal Tedavisinin Amacı.....	4
2.2. Kök Kanal Şekillendirmesinin Amacı	4
2.3. Kök Kanal Eğimleri	5
2.3.1. Kök Kanal Eğimlerinin Sınıflandırılması.....	5
2.3.2. Kök Kanal Eğimi Ölçüm Yöntemleri.....	5
2.4. Şekillendirmede Kullanılan Endodontik Aletler.....	7
2.4.1. Paslanmaz Çelik Kök Kanal Aletleri.....	7
2.4.2. Esnek Paslanmaz Çelik Kök Kanal Aletleri	8
2.4.3. NiTi Alaşımli Kök Kanal Aletleri	8
2.5. Çalışmamızda Kullanılan NiTi Sistemler	12
2.5.1. Twisted File Adaptive	12
2.5.2. TruNatomy	13
2.5.3. VDW Rotate	14
2.6. Kök Kanal Şekillendirme Teknikleri	14
2.6.1. Apikal Genişletmenin Öncelikle Yapıldığı Teknikler.....	14
2.6.2. Koronal Genişletmenin Öncelikle Yapıldığı Teknikler	15
2.6.3. NiTi Aletler ile Kök Kanallarının Şekillendirilmesi	16
2.7. Şekillendirme Sırasında Oluşabilecek İşlemsel Kazalar.....	18
2.7.1. Perforasyon.....	18
2.7.2. Strip (Şerit) Perforasyon.....	19
2.7.3. Transportasyon	19
2.7.4. Basamak Oluşumu.....	21

2.7.5. Kanal Blokajı.....	21
2.7.6. Apikal Çentik (Zipping) Oluşumu	22
2.7.7. Dirsek (Elbow) Oluşumu.....	22
2.8. Şekillendirme Etkinliğinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Yöntemler	22
2.8.1. Radyografi	23
2.8.2. Seri Kesit	23
2.8.3. KIBT.....	23
2.8.1. µBT.....	24
3. MATERYAL VE METOT	26
3.1. Örnek Seçimi.....	26
3.1.1. Dahil Edilme ve Hariç Tutma Kriterleri.....	26
3.2. Örneklerin Hazırlanması	27
3.3. Şekillendirme Öncesi µBT Cihazı ile Görüntüleme	27
3.4. Çalışma Boyu Tespiti.....	28
3.5. Kök Kanallarının Şekillendirilmesi	29
3.6. Şekillendirme Sonrası µBT Cihazı ile Görüntüleme	32
3.7. Uzaklaştırılan Dentin Hacmi Ölçümü.....	33
3.8. Kanal Transportasyonu ve Merkezleme Oranının Değerlendirilmesi	33
3.9. İstatistiksel Analiz.....	34
4. BULGULAR.....	35
4.1. Transportasyon Bulguları.....	35
4.2. Merkezleme Oranı Bulguları	36
4.3. Uzaklaştırılan Dentin Hacmi Bulguları.....	40
5. TARTIŞMA.....	43
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	54
KAYNAKLAR	55
EKLER	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
EK 1. Özgeçmiş	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
EK 2. Etik Kurul Onayı	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.

TEŞEKKÜR

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

Eğitimim boyunca benden bilgi ve deneyimini eksik etmeyen, çalışma sürecinde bana yol gösteren ikinci danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Levent AKINCI'ya,

Destegini ve katkılarını esirgemeyen sayın hocam Dr. Öğr. Üyesi Elçin TEKİN BULUT'a,

İstatistiksel analizlerin yapılma sürecinde katkılarından ötürü Prof. Dr. Saim YOLOĞLU'na,

Bu tez çalışmasını TDH-2022-2842 proje numarası ile destekleyen İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğüne,

Birlikte çalışmaktan keyif duyduğum değerli çalışma arkadaşlarım Uzm. Dt. Yeşim TALAY'a, Arş. Gör. Dt. Gizem Fatma ÖZDEN'e, Arş. Gör. Dt. Tarık TOPCU'ya, Arş. Gör. Dt. Gökay YÜCEL'e, Arş. Gör. Dt. Nesibe Sena MÜNGAN'a, Arş. Gör. Dt. Nilay YILDIRIM'a, Arş. Gör. Dt. Makbule TAŞYÜREK'e, Arş. Gör. Dt. Nisa Nur KARAKAYA'ya, radyografi teknisyenimiz Samet BELER'e ve anabilim dalımızın tüm çalışanlarına,

Eğitim hayatım boyunca başarılı olmam için yaşantımın her anında emek veren, hiç bir fedakarlıktan kaçınmayan, sevgi ve desteklerini esirgemeyen babam Erdal UÇAR'a, annem Semiray UÇAR'a, ve kardeşlerime,

Hayatımın her alanında olduğu gibi uzmanlık eğitimim sırasında da beni her zaman destekleyen, anlayışını ve sevgisini eksik etmeyen, varlığıyla bana güç veren sevgili eşim Mustafa Can ÜRGÜPLÜOĞLU'na sonsuz saygılarımla teşekkür ederim.

ÖZET

Devamlı Rotasyon veya Adaptif Hareket ile Aktive Edilen Nikel-Titanyum Enstrümanların Şekillendirme Yeteneğinin Mikro Bilgisayarlı Tomografi Analizi

Amaç: Bu çalışmanın amacı; TruNatomy, VDW.Rotate ve Twisted File Adaptive eğe sistemlerini iki farklı hareket kinematığında kullanarak eğimli kök kanallarındaki şekillendirme yeteneklerini μ BT görüntüleme tekniği ile karşılaştırmaktır.

Materyal ve metot: Bu çalışmada 2 ayrı mezial kanal içeren ve 20°-40° kurvatüre sahip kök gelişimini tamamlamış 30 adet mandibular molar diş seçildi. Giriş kavimleri hazırlandı ve çalışma boyları belirlendi. Örnekler μ BT ile tarandıktan sonra, 60 mezial kanal rastgele 6 gruba ayrıldı (n=10). Grup 1: TRN-DR, Grup 2: TRN-AH, Grup 3: VR-DR, Grup 4: VR-AH, Grup 5: TFA-AH ve Grup 6: TFA-DR kinematığı ile şekillendirildi. İlk tarama ile aynı parametreler kullanılarak 2. μ BT taraması yapıldı. Şekillendirme öncesi ve sonrası μ BT görüntüleri üzerinde dentin hacmi, transportasyon ve merkezleme oranı 3, 6 ve 9 mm seviyelerinde değerlendirildi.

Bulgular: TRN grupları, her iki kinematikte de diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük hacim farklılıkları gösterdi ($P < 0.05$). VR-DR ve TFA-AH grupları, VR-AH grubu dışındaki diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek hacim farkı gösterdi ($P < 0.05$). Gruplar arasında, hiç bir seviyede transportasyon miktarı ve merkezleme oranında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($P > 0.05$).

Sonuç: TRN grupları her iki kinematikte daha az dentin uzaklaştırdı. TFA sistemi, sürekli rotasyon kinematığı ile karşılaştırıldığında adaptif kinematik ile kullanıldığında daha fazla dentini uzaklaştırdı. Merkezleme oranı ve transportasyon miktarı tüm seviyelerde gruplar arasında benzerdi; mevcut çalışmanın koşulları altında, her üç sistem de adaptif hareket ve devamlı rotasyon hareketinde kullanılabilir.

Anahtar kelimeler: Adaptif hareket, devamlı rotasyon, mikro-bilgisayarlı tomografi, şekillendirme yeteneği, TruNatomy, Twisted File Adaptive, VDW.Rotate

ABSTRACT

Micro Computed Tomography Analysis of the Shaping Ability of Nickel-Titanium Instruments Activated by Continuous Rotation or Adaptive Motion

Aim: The aim of this study; is to compare the shaping abilities of curved root canals with the μ CT imaging technique using the TruNatomy, VDW.Rotate and Twisted File Adaptive file systems in two different motion kinematics.

Material and method: In this study, 30 mandibular molars with fully formed apices and 2 separate mesial canals and 20°-40° curvature were selected. Access cavities were prepared and working lengths were determined. After the samples were scanned with μ CT, 60 mesial canals were randomly divided into 6 groups (n=10). Group 1: TRN-CR, Group 2: TRN-AM, Group 3: VR-CR, Group 4: VR-AM, Group 5: TFA-AM, and Group 6: TFA-CR shaped with kinematics. A second μ CT scan was performed using the same parameters as the first scan. Dentin volume, transportation, and centering ratio were evaluated at 3, 6, and 9 mm levels on μ CT images before and after shaping.

Results: The TRN groups showed statistically significantly lower volume differences than the other groups in both kinematics ($P < 0.05$). The VR-CR and TFA-AM groups showed a statistically significantly higher volume difference than the other groups except for the VR-AM group ($P < 0.05$). There was no statistically significant difference between the groups in the amount of transportation and the centering rate at any level ($P > 0.05$).

Conclusion: TRN groups removed less dentine in both kinematics. The TFA system removed more dentine when used with adaptive kinematics compared to continuous rotation kinematics. Centering rate and amount of transport were similar between groups at all levels; under the conditions of the current study, all three systems can be used in adaptive motion and continuous rotation motion.

Keywords: Adaptive motion, continuous rotation, micro-computed tomography, shaping ability, TruNatomy, Twisted File Adaptive, VDW.Rotate

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

2B	: İki Boyutlu
3B	: Üç Boyutlu
AH	: Adaptif Hareket
Ark	: Arkadaşları
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CM	: Kontrollü Bellek (Control Memory)
DR	: Devamlı Rotasyon
HEDM	: Hyflex EDM
kg	: Kilogram
KIBT	: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
Kv	: Kilovolt
µA	: Mikroamper
µBT	: Mikro Bilgisayarlı Tomografi
µm	: Mikrometre
mL	: Mililitre
mm	: Milimetre
mm²	: Milimetrekare
mm³	: Milimetreküp
NaOCl	: Sodyum Hipoklorit
Ncm	: Newton Santimetre
Ni	: Nikel
NiTi	: Nikel Titanyum
Nitinol	: Nikel Titanyum Naval Ordnance Laboratory
PTG	: ProTaper Gold
PTN	: ProTaper Next
PTU	: ProTaper Universal
RC	: Reciproc

RCB	: Reciproc Blue
rpm	: Dakikadaki Devir Sayısı (Rotation Per Meter)
TEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu
TF	: Twisted File
TFA	: Twisted File Adaptive
Ti	: Titanyum
TRN	: TruNatomy
VR	: VDW.Rotate
WOG	: WaveOne Gold
XPS	: XP-endo Shaper
°	: Derece
°C	: Derece santigrat
%	: Yüzde
~	: Yaklaşık

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No	Sayfa No
Şekil 2.1. Schneider yöntemi ile kök kanal eğim açısının hesaplanması	6
Şekil 2.2. TruNatomy eğesinin temsili taramalı elektron mikrofrafisi ile elde edilen çapraz kesiti ve regresif konikliğini ifade eden görsel	13
Şekil 3.1. Bruker Skyscan 1272 µBT cihazı.....	27
Şekil 3.2. Çalışma boyunun mikroskop ile belirlenmesi	29
Şekil 3.3. Elements Motor	29
Şekil 3.4. TruNatomy eğe sistemi.....	30
Şekil 3.5. VDW.Rotate eğe sistemi	31
Şekil 3.6. Twisted File Adaptive eğe sistemi	32
Şekil 3.7. Şekillendirme öncesi ve sonrası µBT görüntüleri üzerindeki ölçüm parametreleri	34
Şekil 4.1. Transportasyon miktarlarının mezio-distal yön dağılımı grafiği.....	36
Şekil 4.2. Merkezleme oranları karşılaştırma grafiği	37
Şekil 4.3. TRN-DR grubundan bir örneğin 3 mm (a), 6 mm (b) ve 9 mm (c)'de şekillendirme öncesi ve sonrası µBT görüntüsü.....	37
Şekil 4.4. TRN-AH grubundan bir örneğin 3 mm (a), 6 mm (b) ve 9 mm (c)'de şekillendirme öncesi ve sonrası µBT görüntüsü	38
Şekil 4.5. VR-DR grubundan bir örneğin 3 mm (a), 6 mm (b) ve 9 mm (c)'de şekillendirme öncesi ve sonrası µBT görüntüsü.....	38
Şekil 4.6. VR-AH grubundan bir örneğin 3 mm (a), 6 mm (b) ve 9 mm (c)'de şekillendirme öncesi ve sonrası µBT görüntüsü.....	39
Şekil 4.7. TFA-AH grubundan bir örneğin 3 mm (a), 6 mm (b) ve 9 mm (c)'de şekillendirme öncesi ve sonrası µBT görüntüsü.....	39
Şekil 4.8. TFA-DR grubundan bir örneğin 3 mm (a), 6 mm (b) ve 9 mm (c)'de şekillendirme öncesi ve sonrası µBT görüntüsü.....	40
Şekil 4.9. Uzaklaştırılan dentin hacmi karşılaştırma grafiği (mm ³)	42

TABLolar DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 3.1. Örneklerin μ BT taraması sırasında kullanılan parametreler	28
Tablo 4.1. Transportasyona ait tanımlayıcı istatistikler ve karşılaştırma sonuçları	35
Tablo 4.2. Her üç seviyede meydana gelen merkezleme oranları	36
Tablo 4.3. Gruplara göre uzaklaştırılan dentin hacminin karşılaştırılması (mm^3).....	40
Tablo 4.4. Uzaklaştırılan dentin hacmine ait gruplar arası ikili karşılaştırma sonuçları	41

1. GİRİŞ

Kök kanal tedavisinin biyolojik ve mekanik hedeflerine ulaşmak için kök kanal sisteminin etkili bir şekilde temizlenmesi ve şekillendirilmesi esastır (1). Kök kanal eğimi, endodontik tedaviyi kompleks yapan faktörlerden biridir (2). Kanal eğiminin enstrümanlar üzerinde oluşturduğu kuvvet, kök kanal duvarlarının birinden, diğerine göre fazla madde kaldırmasıyla orjinal kanal anatomisinin bozulmasına yani transportasyona neden olabilmektedir (3). Bununla birlikte, enstrümantasyon teknikleri kanalı orijinal anatomisinden uzaklaştırabileceğinden, zip ve perforasyonlar gibi iyatrojenik prosedürel hatalara yol açabilir (4). Tarihsel olarak, kök kanal enstrümantasyonu paslanmaz çelik el eğelerinin kullanımını içermektedir. Bununla birlikte, paslanmaz çelik eğelerin boyutu arttıkça sertlikleri de artar. Kurvatürlü kanallarda daha rijit aletlerin kullanımı, kanal transportasyonu, lateral perforasyon gibi sapmalara neden olan yüksek lateral kuvvetler oluşturur (5). Bu durum yapılan tedavinin başarısını olumsuz yönde etkileyebilir (6). Paslanmaz çelik aletlere kıyasla esnek olan Nikel Titanyum (NiTi) alaşımlı kanal aletlerinin piyasaya sunulması ile eğimli kanallarda güvenli bir şekilde kullanılabilen son derece esnek aletlerin üretimine geçilmiştir (7). Döner NiTi aletlerin kullanımı, genel şekillendirme kalitesini arttırmış ve dirsek, çentik, perforasyon ve kanal transportasyonu gibi prosedürel hataların sıklığını azaltmıştır (8, 9). Ancak maliyetleri ve kırılma riski (10-12) dikkate değer dezavantajlarıdır.

Kök kanal şekillendirmesini kolaylaştırmak ve aynı zamanda prosedürel hatalar olmadan orijinal kök kanal şeklini koruyarak şekillendirme amacıyla yeni enstrümantasyon sistemleri geliştirilmektedir (13). Bunun için farklı NiTi sistemleri ve farklı kinematikleri (devamlı rotasyon, resiprokasyon ve adaptif hareket) kullanan çok sayıda kök kanal şekillendirme tekniği önerilmiştir (14). TruNatomy (TRN, Dentsply Sirona, İsviçre), özel bir ısıtma işlemine tabi tutulan ve 0.8 mm çapı sayesinde ince bir tasarıma sahip döner eğe sistemidir; bu da gelişmiş elastik özellikler sağlar. TRN'nin geometrisi, regresif konikliği ve ince tasarımı nedeniyle minimal enstrümantasyon sağladığı iddia edilmiştir (13). VDW.Rotate (VR, VDW, Münih, Almanya), S-şekilli bir kesit içeren, dar kök kanallarının şekillendirilmesi için çeşitli konikliğe sahip boyutları olan ve kök dentinini gereksiz madde kaybından korumak için tasarlanmış bir döner eğe sistemidir (15). TRN ve VR, üreticilerin eğelerin elastikiyetini ve döngüsel yorgunluğa karşı direncini arttırdığını iddia ettiği farklı tipte ısıtma işlemlerine tabi

tutulmuştur (15). Twisted File Adaptive (TFA, SybronEndo, Orange, CA) sistemi, devamlı rotasyon (DR) hareketi ve resiprokal hareketin bir kombinasyonuyla çalışır. Tasarım özelliklerinin, yani R-fazı ısıtma işlemin, metalin bükülmesinin ve özel yüzey hazırlanmasının, eğilme yorgunluğuna karşı direncini önemli ölçüde arttırdığı, orijinal kanal anatomisini koruduğu ve kanal transportasyonunu en aza indirdiği bildirilmiştir (16).

İlk olarak Yared (1), kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında alet kırıklarını ve endodontik enstrümanların yeterince temizlenmemesi ve sterilize edilememesiyle ilişkili çapraz enfeksiyon riskini azaltmak için, ProTaper Universal (PTU) sisteminin F2 eğesi ile (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) resiprokasyon hareketinde kök kanal tedavisini tamamlamış ve tek bir eğe ile kök kanal şekillendirilmesi konseptini ileri sürmüştür. Bu resiprokasyon hareketinin konvansiyonel rotasyon hareketine kıyasla dentin için daha güvenli olduğu iddia edilmektedir (17). Adaptif hareket (AH) kinematiği, aletin dentini keserken saat yönünde hareketi ile kanala doğru ilerlemesini ve burulma stresi olduğunda saat yönünün tersinde hareketi ile aletin kırılma riskinin azaltmasını sağlar (18). Bundan dolayı bu kinematik, saat yönünde rotasyon ile kesmek için tasarlanmış endodontik aletler tarafından verimli ve güvenli bir şekilde kullanılabilir (4).

Endodontik aletlerin şekillendirme kabiliyetini değerlendirmek için radyografik teknik, seri kesit alma, konik ışıklı bilgisayarlı tomografi (KİBT) ve mikro bilgisayarlı tomografi (µBT) gibi çeşitli teknikler kullanılır (19). Ancak µBT, endodontik aletlerin şekillendirme kabiliyetini değerlendirmek için altın standart olarak kabul edilir, çünkü şekillendirme öncesi ve sonrası analize izin veren invaziv olmayan bir tekniktir (20-22). Ayrıca, 2 boyutlu (2B) ve 3 boyutlu (3B) görüntü rekonstrüksiyonuna da izin verir (23-26).

Şu ana kadar TFA sisteminin, DR ve AH kinematiği kullanılarak şekillendirme yeteneğinin karşılaştırıldığı az sayıda çalışma bulunmaktadır (4, 18). Ancak literatürde TRN ve VR sisteminin DR dışında başka kinematiklerle kullanıldığı bir çalışma bulunmamaktadır. Döner eğe sistemleri ile biyomekanik şekillendirmenin klinik avantajları göz önüne alındığında farklı tasarımların eğenin performansını nasıl etkilediğinin ve şekillendirme etkinliğinin araştırılması ihtiyacı duyulmaktadır. Bu nedenle, bu çalışmanın amacı, eğimli mezial kanallara sahip mandibular birinci molar dişlerde, DR ve AH ile aktive edilen 3 farklı NiTi enstrüman sisteminin uzaklaştırılan dentin miktarı, transportasyon ve merkezleme oranı

zerindeki etkilerini μ BT kullanarak karşılaştırmaktır. Sıfır hipotezi, 3 farklı enstrüman ve test edilen kinematikler arasında analiz edilen parametrelerde fark olmamasıdır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kök Kanal Tedavisinin Amacı

Kök kanal tedavisi, pulpa dokusunun tamamının veya tamamına yakın bir bölümünün çıkarılmasının ardından, kök kanallarının mekanik olarak genişletilip kök ucuna kadar doldurulması işlemine denir (27). Kök kanal tedavisi konservatif diş hekimliğinde en önemli tedaviler arasındadır (28). Kök kanal tedavisi esas olarak pulpal ve periapikal hastalığın ortadan kaldırılması veya önlenmesi ile ilgilidir (29). Kanal tedavisinin temel amacı, mevcut enfeksiyonu ortadan kaldırmak ve dekontamine olmuş dişi gelecekteki mikrobiyal invazyondan korumaktır (30). Bu amaca ulaşmak, kök kanal sisteminden mikroorganizmaların kemomekanik debridmanı ve ardından kök dolgusu yoluyla elimine edilmesini gerektirir (31).

2.2. Kök Kanal Şekillendirmesinin Amacı

Kök kanal tedavisi, mikrobiyal kontaminasyonun başarılı bir şekilde ortadan kaldırılması ve önlenmesi için bir dizi adımı içerir (32). Kök kanal enstrümantasyonunun iki temel amacı, iyileşmeye elverişli biyolojik bir ortam (enfeksiyon kontrolü) sağlamak ve obtürasyon için uygun bir kanal şekli meydana getirmektir (33). Kök kanalı kademeli olarak apikalden koronal bölgeye doğru genişletilirken kanalın orijinal formunu mümkün olduğunca korumak esastır (34).

Kök kanal şekillendirilmesinin amaçları Hülsmann ve arkadaşları (ark.) tarafından 7 maddede özetlenmiştir (35):

- Ana kök kanal(lar)ından vital ve nekrotik dokunun çıkarılması
 - İrrigasyon ve kanal içi ilaçlar için yeterli alan oluşturulması
 - Apikal kanal anatomisinin bütünlüğünün ve konumunun korunması
 - Kanal sistemine ve kök yapısına iyatrojenik hasarın önlenmesi
 - Kök kanal dolgusunun kolaylaştırılması
 - Periradiküler dokularda daha fazla irritasyon ve/veya enfeksiyondan kaçınma
 - Dişin uzun süreli işlevine izin vermek için sağlam kök dentininin korunması
- Schilder ise (36) biyolojik amaçları 4 maddede açıklamıştır:
- Preparasyon kök kanalı içerisinde sınırlı kalmalıdır

- Foramen apikalenin dışına debris taşırılmamalıdır
- Tüm doku artıkları kök kanalından uzaklaştırılmalıdır
- Kanal içi ilaçlar için uygun alan oluşturulmalıdır

2.3. Kök Kanal Eğimleri

Klinisyenler, çoğunlukla çok köklü posterior dişlerde olmak üzere aşırı eğimli kanallarla karşılaşabilirler (37). Aşırı kök kanal eğimi, pulpal debrisin tam olarak çıkarılamaması, alet kırığı, perforasyon ve kök kanal transportasyonu gibi iyatrojenik komplikasyonlara neden olabilir (38). Eğimli kök kanallarının zorluk derecesi, farklı yöntemlerle belirlenen eğim açısı ve yarıçapından etkilenebilir (39). Genel olarak, eğim yarıçapı ne kadar kısa olursa, kök kanal enstrümantasyonu o kadar zorlu olur (40).

2.3.1. Kök Kanal Eğimlerinin Sınıflandırılması

Miller 1975'te (41), kök eğiminin derecesine dayalı olarak 3 farklı grup tanımlamıştır:

Tip 1. Açıları $<10^\circ$ olan kök kanalları

Tip 2. Açıları $>10^\circ$ ve $<20^\circ$ olan kök kanalları

Tip 3. Açıları $>20^\circ$ olan kök kanalları

Schneider (42) kök kanal eğimlerini üç farklı grupta sınıflandırmıştır:

1. Düz (5° veya daha az)
2. Orta derecede eğimli ($10^\circ - 20^\circ$)
3. Aşırı eğimli ($25^\circ - 70^\circ$)

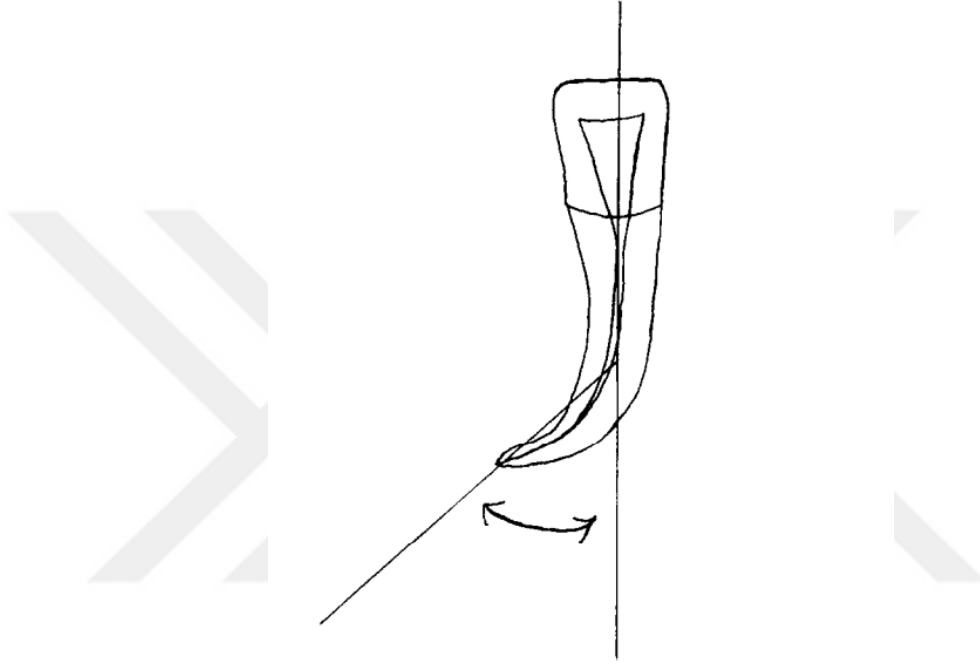
Dobo Nagy ve ark. (43) ise 4 karakteristik kök kanal formu ve bu formları adlandırmak için alfabetik harfler tanımlamışlardır:

1. Düz kanallar (I şekilli)
2. Apikal bölümleri eğimli kanallar (J şekilli)
3. Uzunlukları boyunca eğimli kanallar (C şekilli)
4. Birden fazla eğim içeren kanallar (S şekilli)

2.3.2. Kök Kanal Eğimi Ölçüm Yöntemleri

İki boyutlu görüntülerde kök kanal eğimi ölçümlerini standardize etmek için kantitatif yöntemler bulunmaktadır (44).

Schneider yöntemine (42) göre, radyografide kanalın uzun eksenine paralel bir çizgi çizilir. Apikal foramenden, kanalın dışın uzun eksenini terk etmeye başladığı noktada birinciyle kesişmesi için ikinci bir çizgi çizilir. Bu şekilde oluşturulan dar açı eğim açısını verir (Şekil 2.1.).



Şekil 2.1. Schneider yöntemi ile kök kanal eğim açısının hesaplanması

Weine yönteminde (45) kanal ağzından eğimin koronal kısmı boyunca düz bir çizgi çizilir ve apikalden eğimin apikal kısmı boyunca ikinci bir çizgi çizilir. Bu iki çizginin kesiştiği nokta kanalın eğim açısını oluşturur.

Her iki yöntemde de kanal eğimleri düz (5° veya daha az), orta eğimli (10° - 20°) veya aşırı eğimli ($>20^\circ$) olarak sınıflandırılabilir (40).

Pruett yönteminde (46) ise, kanalın koronal ve apikal kısmının uzun eksenleri boyunca 2 düz çizgi çizilir. Bu çizgilerin her birinde, kanal eğiminin başladığı ve sona erdiği noktalar vardır. Kanalın eğimli kısmı, bu noktalarda teğetleri olan bir daire ile temsil edilir. Eğim açısı, dairenin merkezinde kesişen sapma noktalarından çizilen dik doğruların oluşturduğu açı ile tanımlanabilir. Bu çizgilerin uzunluğu dairenin yarıçapıdır ve kanal eğiminin yarıçapını tanımlar. Eğim yarıçapı ne kadar küçükse, kanal sapması o kadar ani olur. Eğim açısı ve yarıçapı parametreleri birbirinden bağımsızdır.

2.4. Şekillendirmede Kullanılan Endodontik Aletler

Schilder (36) kanal şekillendirilmesi için bazı tasarım hedefleri önermiştir, bunlar:

- Konisite: Devamlı konik bir preparasyon üretilmelidir.
- Kanal aksı: Kanal aksının konumu kökün merkezinde korunmalıdır.
- Foramen: Foramenin orijinal pozisyonu korunmalı ve genişletilmemelidir.

Prensip olarak, kök kanal aletleri üç farklı tipe ayrılabilir: reamerlar, K tipi eğeler ve H tipi eğeler (47).

2.4.1. Paslanmaz Çelik Kök Kanal Aletleri

Reamerlar: Reamerlar, K tipi eğelerden daha az kesici bıçağa sahiptir (48, 49). Kanal içinde saat yönünde yaklaşık çeyrek tur çevirilip geri çekilerek dentini keserler (48, 50). Reamerlar, esas olarak tamamen düz kanallarda yuvarlak, konik preparasyon üreten aletlerdir (49, 51). Eğimli kanalların genişletilmesi sırasında reamerlar özellikle oval kesitli kanallarda kanalın transportasyonuna veya düzleşmesine neden olabilir (36, 49, 52, 53).

K Tipi Eğeler: K tipi eğelerin daha sık spiralleri bir kesme açısı oluşturur; bu aletler reamerlar gibi öncelikle döner reaming hareketinde kullanılmak üzere tasarlanmıştır (48, 50). Tork ve açısal sapma ile ilgili olarak, çoğu durumda K tipi eğeler aynı marka reamerlardan daha fazla açısal sapmaya ulaşır (54). K tipi eğeler, longitudinal eğeleme hareketi ile birlikte rotasyonel kesme hareketiyle kullanıldığında, kanalların belirgin şekilde transportasyonu rapor edilmiştir (53, 55).

H Tipi Eğeler: H tipi eğelerin yivleri vida (56) gibi bir spiral oluşturur. H tipi eğelerde kesici kenar ile aletlerin uzun eksenindeki açı yaklaşık 60° ila 65°'dir; bu nedenle esas olarak doğrusal bir eğeleme hareketi için tasarlanmıştır (48, 50). Bazı yazarlar, daha yüksek kırılma riski olduğu varsayılan dar veya eğimli kanallarda H tipi eğeler gibi frezelenmiş aletlerin kullanılmasını önermemektedir (50, 54-56). ElDeeb ve Boraas (57) özellikle ön eğim verilmiş H tipi eğelerin eğimli kanallarda iyi enstrümantasyon sonuçları verdiğini bildirirken, diğer yazarlar H tipi eğelerin çalışma uzunluğuna kadar kullanılmasına karşı çıkmaktadır (50, 55, 58-60). Eğeleme hareketinin, iç kanal duvarında ciddi bir düzleşmeye ve eğimin dış tarafında aşırı materyal çıkarılmasına neden olduğu gösterilmiştir (58-60).

Atipik bir kök kanal anatomisi sıklıkla yetersiz debridman veya asimetrik şekillendirme ile sonuçlanır ve bu da kök yüzeyi geriliminin oluşması, transportasyon, dirsek

oluşumu, perforasyon ve kök yüzeyinde mikro çatlak indüksiyonu ile sonuçlanan kök kırıkları gibi birçok olumsuzluğa yol açar (3, 61). Bu tür istenmeyen olayların insidansının, özellikle eğimli kanallarda (62-64) kanal şekillendirmesi için paslanmaz çelik aletler kullanıldığında daha yüksek olduğu bildirilmektedir, bu da bu aletlerin sertliğine bağlanabilir.

Kök kanal enstrümantasyonundan kaynaklanan hataları en aza indirmek için çeşitli teknikler geliştirilmiş olmasına rağmen, eğimli kanalların etkin bir şekilde şekillendirilmesinde hala zorluklar vardır, çünkü karmaşık iç anatomi bir risk faktörüdür (65).

2.4.2. Esnek Paslanmaz Çelik Kök Kanal Aletleri

Düzleşme, zip ve dirsek oluşumu gibi eğimli kök kanallarında istenmeyen şekillendirme etkilerinden kaçınmak için birçok üretici, geleneksel paslanmaz çelik aletlere kıyasla daha yüksek esnekliğe sahip paslanmaz çelik alaşımlar (Flexicut, Flexoreamer, K-Flex, K-Flexofile) geliştirdiler (66, 67). Bu alaşımlar geleneksel paslanmaz çelik aletlere kıyasla daha iyi kesme verimliliği ve gelişmiş esneklik gösterirler (54, 68). Bununla birlikte, esnek paslanmaz çelik aletlerle bile, aşırı eğimli kanalların genişletilmesi, kanal şeklinde istenmeyen değişikliklere yol açabilir (53, 69). Bu düşünceler nedeniyle Roane ve ark. (70) kesici olmayan parabolik uçlu esnek Flex-R eğesini (Union Broach, Emigsville, PA, ABD) geliştirdi. Daha sonra, Canal Master (71) ve kesici ucu olmayan Flexoreamer ve K-Flexofile esnek paslanmaz çelik aletler üretildi (47).

Paslanmaz çelik el eğeleri, eğimli kanallarda bir takım sapmalara yol açtığından, NiTi endodontik aletler geliştirilmiştir (72).

2.4.3. NiTi Alaşımlı Kök Kanal Aletleri

NiTi alaşımlar 1962 yılında ilk kez W.J. Buehler ve ark. tarafından üretilmiştir (73). Alaşıma, yapısına katılan metallerin sembolleri ve üretildiği yerin baş harflerinden oluşan “Nitinol (Ni=Nikel, Ti=Titanyum, NOL=Naval Ordnance Laboratory)” adı verilmiştir (74). NiTi endodontik aletler ilk olarak Walia ve ark. (75) tarafından araştırılmış ve benzer boyuttaki paslanmaz çelik eğelere kıyasla torsiyonel kırılmaya karşı üstün dirence ek olarak eğilme ve burulmada 2 ila 3 kat daha fazla esnekliğe sahip olduğu bulunmuştur.

Son yıllarda döner NiTi enstrümanların gelişimi, kök kanal şekillendirmesini değiştirmiştir. NiTi alaşımlarının kristal hallerini değiştirmek onlara olağanüstü esneklik sağlar; ayrıca süper elastikiyet, mükemmel kesme verimliliği, şekillendirme yeteneği ve

yorgunluk direnci NiTi endodontik eğelerin kendine has özellikleridir (76). Süper elastikiyete ek olarak, NiTi alaşımı, paslanmaz çeliğe kıyasla daha düşük bir elastik modüle sahiptir ve bu da NiTi enstrümanların gelişmiş bir esnekliği ile sonuçlanır (77).

Endodontik aletlerde kullanılan NiTi alaşımı yaklaşık olarak %56 Ni ve %44 Ti içerir ve bu da neredeyse bire bir atomik oran (eş atomlu) ile sonuçlanır (74). Bu eş atomlu NiTi alaşımı, östenit ve martensit fazı olarak adlandırılan sıcaklığa bağlı iki farklı kristal yapıda bulunabilir (78) ve süper elastikiyet ve şekil hafıza etkisi gibi tipik özelliklere sahiptir. Martensit, östenitten daha düşük bir elastik modülü sergiler. Sıcaklık östenit bitiş sıcaklığının üzerindeyse alaşım östenitik durumdadır, yani katı, sert ve üstün süperelastik özelliklere sahiptir; sıcaklık martensit bitiş sıcaklığının altında ise NiTi alaşımı martensitik durumdadır, yani yumuşak, biçimlendirilebilir, kolayca deforme olabilir ve şekil hafıza etkisine sahiptir (79). İkiz faz yapısının enerji absorpsiyon özelliği nedeniyle martensit, östenite kıyasla daha üstün bir döngüsel yorulma direncine sahiptir (78, 80). Bu nedenle, kullanılan NiTi alaşımının dönüşüm sıcaklıklarında, termal ve mekanik işlem veya kimyasal bileşimde elde edilebilen bir değişiklik (81-83), üreticilerin NiTi alaşımının faz bileşimini ve dolayısıyla mekanik özelliklerini değiştirmesi için önemli bir araçtır.

NiTi alaşımlara mekanik özelliklerini geliştirmek için ısıtma işlemi uygulanması (örneğin; CM-Wire, Blue-Wire ve Gold-Wire) yorulma direnci, esneklik, kesme verimliliği ve merkezleme yeteneği için son zamanlarda kullanılmıştır (84). Isıtma işlemi görmüş NiTi alaşımı, ısıtma işlemi görmemiş NiTi alaşımından önemli ölçüde artırılmış döngüsel yorulma direncine ve süper elastikiyet sağlayan daha yüksek dönüşüm sıcaklıklarına sahiptir (85, 86).

Döner NiTi sistemlerinin şekillendirme ve temizleme etkinliği, hazırlık süresi, güvenlik ve transportasyon etkileri üzerine önemli sayıda araştırma yapılmıştır (35, 87, 88). Bu çalışmalardan elde edilen genel sonuçlar şunları belirtmektedir:

- Döner NiTi aletlerin eğimli kök kanal sistemlerinde kullanımı, kanal transportasyonunda azalma ve daha merkezi şekillendirmeye sonuçlanır.
- NiTi aletler tek başına kanal duvarlarının tamamına temas edemez.
- Üreticinin yönergelerine uyulduğu sürece NiTi aletlerin kullanımı güvenli kabul edilebilir.

Yukarıdaki faktörler dikkate alındığında, mekanik hedefler korunurken kanal şekillendirmesi hızlı ve etkili bir şekilde gerçekleştirilebilir (89).

2.4.3.1. Farklı Termomekanik İşlemlerle Üretilen NiTi Aletler

Geleneksel NiTi Alaşımı: Östenit bitiş sıcaklığı vücut sıcaklığının altındadır (90, 91). Bu nedenle, geleneksel NiTi endodontik aletler esas olarak östenit fazından oluşur ve süper elastik özelliklere sahiptir (74). Taşlama işlemi NiTi aletlerinin yüzeyinde kırılma direnci, kesme verimliliği ve korozyon direnci ile ilgili olumsuz etkilere sahip olduğu varsayılan kusurlara yol açabilir (92).

Elektropolisaj: Elektropolisaj, yüzey materyalinin elektrokimyasal olarak kontrollü bir şekilde çıkarılmasına izin veren, metal parçaları için son yüzey bitirme işlemidir (93-95). Bu işlemin kırılma direncini, kesme verimliliğini ve korozyona karşı direnci iyileştirdiği varsayılmaktadır (93, 96, 97). Ancak elektropolisaj mikro kırıkların gelişimini engelleyememektedir (98). Çoğu çalışma, elektropolisajlı ve elektropolisajlı olmayan aletlerin döngüsel yorgunluğa karşı benzer oranda gelişmiş bir direnç gösterdiğini bulmuştur (94, 99, 100).

M-Wire: Artırılmış döngüsel yorulma direncine sahip daha esnek bir NiTi alaşımı üretmek amacıyla Sportswire LLC (Langley, OK, ABD) 2007 yılında tescilli bir termomekanik üretim prosedürü geliştirdi. Yeni geliştirilen NiTi alaşımına M-Wire adı verildi (101). M-Wire'in ısıtılma işlemi için başlangıç materyali, %55,8 Ni, %44,2 Ti ve %1'den az eser elementlerden oluşan bir titanyum bileşimidir (92). M-Wire'in östenit bitiş sıcaklığı 43–50 °C civarında bulunmuştur (82, 91, 102-104). Buna göre M-Wire'in vücut sıcaklığında az miktarda martensit içeren östenit fazı ve R-fazı içerdiği ortaya koyulmuştur (82, 91, 103). Bu nedenle, M-Wire süper elastik bir durumu korur (105). M-Wire'in geleneksel NiTi alaşımına kıyasla döngüsel yorgunluğa karşı önemli ölçüde daha dirençli olduğu bulunmuştur (104-110).

R-fazı: 2008 yılında, M-Wire'in piyasaya sürülmesinden kısa bir süre sonra, SybronEndo (Orange, CA, ABD), Twisted File (TF) adlı yeni bir döner NiTi sistemi oluşturmak için başka bir üretim süreci geliştirdi. TF'nin üretim prosedürü 3 yeni yöntem içermektedir: R-fazlı ısıtılma işlemi, metal telin torsiyonu ve özel bir yüzey koşullandırma (106). Çeşitli çalışmalarda, R-fazlı enstrümanlar, ısıtılma işlemi görmemiş geleneksel NiTi ile karşılaştırıldığında döngüsel yorgunluğa karşı üstün direnç (83, 101, 106, 111-115) ve üstün esneklik (116-119) ortaya koymuştur. Geliştirilmiş esnekliğin bir sonucu olarak, R-fazlı aletlerin kullanımı, geleneksel NiTi döner sistemlere göre daha az transportasyon ile daha

merkezi bir kanal şekillendirmesine olanak tanır (120-123). R-fazı enstrümanları, M-Wire'dan yapılanlara kıyasla benzer döngüsel yorulma direnci gösterir (124, 125).

CM-Wire: 2010 yılında piyasaya sürülen Kontrollü Bellek (CM) Teli, ne oda ne de vücut sıcaklığında süper elastik özelliklere sahip olmayan, termomekanik olarak işlenmiş ilk NiTi endodontik alaşımdır (126). Östenitik NiTi eğelerinin aksine, CM-Wire aletleri eğimli kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında tam olarak düzleşme eğiliminde değildir (92). CM-Wire aletleri, M-Wire ve geleneksel NiTi aletlerden daha fazla esnekliğe sahiptir (127-129). Kesme verimliliğini olumsuz yönde etkilediği düşünülen artan esnekliğe rağmen, Hyflex CM aletleri, elektro-polisaj ve geleneksel NiTi aletlere kıyasla lateral harekette daha yüksek bir kesme verimliliğine sahiptir (130, 131). CM-Wire aletleri, M-Wire ve geleneksel NiTi aletlerine kıyasla önemli ölçüde geliştirilmiş bir döngüsel yorulma direncine sahiptir (132-136).

Elektriksel Deşarj İşleme (Hyflex EDM): Coltene/Whaledent (Cuyahoga Falls, Ohio, ABD), CM-Wire'dan üretilen başka bir döner NiTi sistemi olan Hyflex EDM'yi (HEDM) tanıttı. HEDM, elektriksel deşarj işlemi ile üretilen ilk endodontik alettir (137). Üreticiye göre, bu yenilikçi işleme süreci NiTi eğesinin yüzeyini sertleştirerek kırılma direncini ve üstün kesme verimliliği sağlamalıdır (92). Birçok çalışma HEDM'nin Hyflex CM, M-Wire ve geleneksel NiTi aletlerine kıyasla önemli ölçüde artan bir döngüsel yorulma direnci gösterdiğini kanıtlamıştır (128, 137-141). HEDM'nin esnekliğinin diğer CM-Wire enstrümanlarına benzer olduğu bulundu (128, 141).

Gold ve Blue Isıl İşlem Görmüş Aletler: Yeni nesil enstrümanlar, enstrümanın yüzeyinde görünür bir titanyum oksit tabakası ile sonuçlanan karmaşık bir ısıtma-soğutma işlemine tabi tutulur (142). Gold ve Blue ısıl işlem görmüş eğeler, geleneksel NiTi ve M-Wire aletlerine kıyasla gelişmiş esneklik ve yorulma direnci göstermiştir (109, 142-148). Gold ve Blue ısıl işlem görmüş NiTi sistemleri, aşırı eğimli kök kanallarında bile orijinal anatomiye sadık şekillendirme sağlar (149-153). CM-Wire ile Gold ve Blue işlem arasındaki en önemli fark, bu eğelerin yüzeylerinde, özel ısıl işlem uygulanmadan önce pürüzlendirme yapılmasıdır (92).

Max-Wire: Max-Wire alaşımının M-Wire alaşımında bulunmayan şekil hafıza etkisi ile geliştirilmesi, aletlerin şeklinin farklı sıcaklıklarda değişmesine izin verir (154). Bu şekil hafıza etkisinden dolayı alet soğutulduğunda orijinal şekline döner ve daha yüksek

sıcaklıklara maruz kaldığında (vücut sıcaklığı gibi) şekli, alaşımın moleküler hafızasına göre ilk östenitik faza döner (84, 92, 142, 155-157). Bu nedenle, bu aletler kök kanalına yerleştirildiğinde bir şekil hafıza etkisi sergiler ve şekillendirme sırasında süper elastikiyete sahiptir (92).

Eğimli kanallar içinde dönmenin neden olduğu tekrarlanan gerilim-kompresyon döngüsü, aletin zaman içinde döngüsel yorgunluğunu artırır ve aletin kırılmasında önemli bir faktör olabilir (3, 158). Torsiyonel kırılma, metal yorgunluğu veya NiTi döner aletlerin torsiyonel stresi ve yorulma birikiminin bir kombinasyonundan kaynaklanan kırılmasının etkisi hala tartışılmaktadır (158). İlgili bir çalışmada, Cheung ve ark. (159) aletlerin büyük çoğunluğunun (%93) eğilme yorgunluğu nedeniyle başarısız olduğunu bildirmiştir.

2.5. Çalışmamızda Kullanılan NiTi Sistemler

2.5.1. Twisted File Adaptive

SybronEndo, TFA sistemini geliştirmiştir. R-fazlı ısıtılabilir işlem, metalin burulması ve özel yüzey şartlandırması gibi tasarım özelliklerinin, eğilme yorgunluğuna, mukavemet ve esnekliğe karşı direncini önemli ölçüde arttırdığı, orijinal kanal merkezini koruduğu ve kanal transportasyonunu en aza indirdiği bildirilmiştir (160). Ayrıca, TFA kinematiği, kanal içi sürtünme stresi ve alet üzerinde oluşturulan yüke dayalı olarak DR ve resiprokasyon hareketleri arasındaki modu otomatik olarak uyarlayan özel bir motorun (Elements Adaptive Motor; SybronEndo) kullanımını içerir. Alet kanalda hafifçe gerildiğinde DR hareketi; artan burulma gerilimi sırasında resiprokasyon hareket modu etkinleşir (16). Her farklı klinik durum için en iyi hareketin Adaptif Motor tarafından otomatik olarak seçilmesi nedeniyle performansı etkilemeden intrakanal hata riski azalır (161).

TFA sistemi, DR ve resiprokal hareketin bir kombinasyonunda çalışır (18). Ayrıca bu aletlerin tasarımının esnekliği arttırdığı ve üzerine uygulanan basınç miktarına bağlı olarak eğenin kanal içi burulma kuvvetlerine uyum sağladığı iddia edilmektedir (162). TFA enstrümanının hareketi, intrakanal stress arttığında 600°- 0° ile 370°- 50° arasında değişen özel olarak tasarlanmış saat yönü ve tersinde dönüş açıları ile resiprokasyon hareket moduna dönüşür (163). Bu açılar sabit olmayıp, anatomik karmaşıklıklara ve intrakanal strese bağlı olarak değişmektedir (161). Bu tür kinematikler, rotasyon hareketi ile aletin dentini keserek kanalda ilerlemeyi ve burulma stresi ile karşılaşıldığında resiprokal hareket ile aletin kırılma

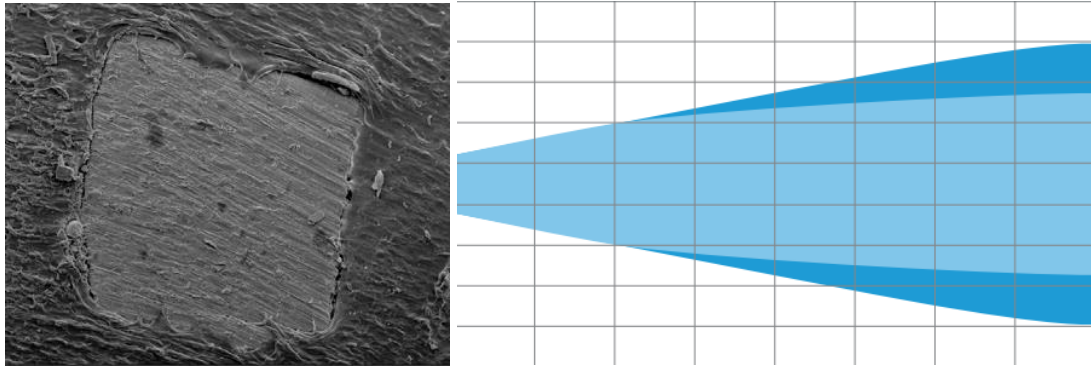
riskinin azaltmasını sağlar (18). Ayrıca, TFA enstrümanları, dayanıklılık ve esnekliklerini optimize etmek için bazı spesifik özelliklere sahiptir: R-fazı ısıtma işlemi, metalin burulması, eşkenar üçgen kesit ve özel yüzey koşullandırma (160).

Bu kinematiğin, rotasyon hareketine kıyasla aletin kırılmaya karşı direncini önemli ölçüde arttırdığı, vidalama etkisini azalttığı (163, 164) ve apikalde debris ekstrüzyonunu azalttığı (165) bildirilmiştir. TFA sistemi ayrıca diğer resiprokal aletlere kıyasla dentinde daha az çatlak oluşumu ve daha yüksek kesme verimliliği sağlamıştır (166, 167).

TFA SM şekillendirme dizisi, SM1 (20.04), SM2 (25.06) ve SM3 (35.04) uç boyutlarına ve konisiteye sahip üç NiTi aletten oluşur (168). ML dizisi, ML1 (25.08), ML2 (35.06) ve ML3 (50.04) aletlerinden oluşur.

2.5.2. TruNatomy

TRN, maksimum 0,8 mm yiv çapına, yeni bir ısıtma işlemi, regresif konikliğe ve merkez dışı paralelkenar kesite (Şekil 2.1.) sahip NiTi alaşımıdır (169). TRN'nin regresif konikliği, daha az şekil hafızası ve NiTi alaşımının özel ısıtma işlemi nedeniyle özellikle aşırı eğimli kanallarda diş yapısını ve kanal geometrisini koruyabildiği iddia edilmiştir (170).



Şekil 2.2. TruNatomy eğesinin temsili taramalı elektron mikrofotografisi ile elde edilen çapraz kesiti ve regresif konikliğini ifade eden görsel

Üreticilerin eğelerin elastikiyetini ve döngüsel yorgunluğa karşı direncini arttırdığını iddia ettiği farklı tipte ısıtma işlemlere tabi tutulan bu eğeler, kök dentinini korumak ve sınırlı erişimi olan konservatif endodontik kavitelere kanal şekillendirmesini kolaylaştırmak için tasarlanmıştır (15). TRN'nin döngüsel yorgunluğa ve esnekliğe karşı artan direnci nedeniyle alet kırığı riskinin azaldığı iddia edilmektedir (171). Geleneksel NiTi veya M-Wire'a göre bu

eğelerin azaltılmış şekil hafızası, kanala direkt girişin zor olduğu durumlarda eğelere hafifçe ön eğim verilmesi açısından avantaj sağlar (172).

TRN sistemi, farklı klinik uygulamalar için Orifice Modifier (20.08), Glider (17.~02), Small (20.~04), Prime (26.~04) ve Medium (36.~03) olmak üzere 5 enstrüman içerir (172).

2.5.3. VDW Rotate

Çok enstrümanlı bir sistem olan VR, saat yönünde rotasyon hareketi ile kullanılır (173). Bu yenilikçi sistem, farklı klinik vakalar için çok çeşitli enstrümanlar sunar: (15/.04), (20/.05), (25/.04), (25/.06), (30/.04), (35/.04), (40/.04), (50/.04), (60/.04), (30/.06), (35/.06), ve (40/.06). VR enstrümanlarının NiTi kısmı iki farklı renge sahiptir: Yıvsız mil boyunca gri bir renk ve yivli kısımda mavi bir renk. Üreticiye göre, rengin farklılaşması, taşlama sonrası ısı işlem sırasında oluşan oksit tabakasının bir sonucudur (174).

VR periservikal dentini koruyan, S şeklinde, merkezden uzak bir kesite ve sabit konikliğe sahip; esnekliği artırmak için özel bir ısı işlemi tabi tutulmuş bir eğe sistemidir (175). VR, TRN, 2Shape ve HyFlex CM eğeleri ile yakın zamanda yapılan bir çalışmada, VR en yüksek döngüsel yorgunluğa sahip eğe olarak belirlenmiştir (15).

2.6. Kök Kanal Şekillendirme Teknikleri

2.6.1. Apikal Genişletmenin Öncelikle Yapıldığı Teknikler

Standart Genişletme: Ingle (176) tarafından geliştirilen ve düz kanallarda tercih edilen bu teknikte, apikal daralımdan 0.5-1 mm kısa olarak çalışma uzunluğu belirlenir. K tipi eğe çalışma uzunluğuna ulaştıktan sonra saat yönünde çeyrek ila yarım tur hareket verilir ve çıkarılır. Alet temizlenir ve kanala yerleştirilir ve işleme 3 çeyrek dönüşle devam edilir. Aletin kanalda rahatça çalıştığına emin olduktan sonra bir üst numaraya geçilir ve devam edilir. Eğeleme aralarında irrigasyon ve rekapitülasyon yapılır.

Step-Back Tekniği: İlk kez WH. Clem (177) tarafından tanıtılan teknik, fizyolojik foramenin orijinal şeklini korumayı, apikalden koronale gittikçe konik bir kök kanal şeklinin oluşturulmasını amaçlayan şekillendirme tekniğidir. Küçük aletlerle apekte şekillendirmeye başlanır, apikal genişletmeyi takiben enstrümantasyon uzunluğu, artan enstrüman boyutu ile azaltılır (35). 1970 yılında Weine (178) tarafından geliştirilen ve 1979 yılında Mullaney (179) tarafından modifiye edilen teknik özetle şu şekildedir: Apikal daralımda sıkışan en küçük kanal aleti belirlendikten sonra kanallar en az üç büyük alete kadar genişletilir. Bu aşamada en son

kullanılan alet ana apikal eğedir. Bu aşamadan sonra kullanılan her alet çalışma boyundan 1 mm kısa olacak şekilde kullanılır. Eğeleme aralarında rekapitülasyon ve irrigasyon yapılır.

Dengeli Kuvvet Tekniği: Roane & Sabala tarafından 1985'te bildirilen bu teknik (70, 180), orijinal olarak özel olarak tasarlanmış paslanmaz çelik veya NiTi K tipi aletlerle ve modifiye edilmiş uçlarla geliştirilmiştir. Aletler, maksimum 180° saat yönünde hareket ve apikal ilerletme ile kök kanalına yerleştirilir, ardından yeterli apikal basınçla maksimum 120° saat yönünün tersine çevirilir. Daha sonra saat yönünde çevirilerek eğe kök kanalından çıkarılır. Dengeli kuvvet tekniğinin başlıca avantajları; alet tüm uzunluğu boyunca kesmediği için eğe ucunun apikal kontrolü, kesici olmayan güvenlik ucu nedeniyle aletin orijinal kanal anatomisine uyumluluğu ve ön eğim vermeye gerek olmamasıdır (35).

Progresif Genişletme Tekniği: Progresif genişleme tekniği (181) üç aşamadan oluşur: apikal preparasyon, progresif eğeleme ve koronal 2/3'lük kısmın eğelenmesi. Step-back tekniğine benzerdir; apikal preparasyonda K tipi, progresif eğeleme ve koronal eğeleme sırasında K, H tipi eğeler ve Gates Glidden kullanılır.

2.6.2. Koronal Genişletmenin Öncelikle Yapıldığı Teknikler

Step-Down Tekniği: Step-down tekniği (182), basınçsız crown-down ve step-back tekniklerinin kombinasyonudur; öncelikle uygun bir koronal ve radiküler giriş hazırlanır ve daha sonra step-back tekniği ile apikal şekillendirme yapılır. İlk olarak kök kanalları #15, #20 ve #25 H tipi eğeler ile dirençle karşılaşınca kadar şekillendirilir. Sonrasında #2, #3 ve 4 numaralı Gates-Glidden frezleri ile genişletilir. Çalışma boyu tespitinden sonra step-back tekniği ile apikal bölüm şekillendirilir. Alet değişimlerinde irrigasyon ve apikal şekillendirme sırasında rekapitülasyon uygulanır.

Crown-Down Tekniği: Crown-down basınçsız şekillendirme tekniği (183) kısaca şu şekilde özetlenebilir:

Radiküler Giriş: Apikal kuvvet uygulanmadan direnç hissedilinceye kadar #35 K tipi eğe kanala yerleştirilir. Penetrasyon derinliği, herhangi bir eğimden etkilenmiyorsa en az 16 mm olmalıdır. Ardından #2 ve #3 Gates Glidden uygulanır.

Geçici Çalışma Boyutu: Preoperatif radyografiden, radyografik apeksten 3 mm kısa olacak şekilde geçici bir çalışma uzunluğu oluşturulur ve çalışma uzunluğuna ulaşılan kadar eğelenir.

Gerçek Çalışma Boyutu ve Enstrümantasyon: Koronal bölümün preparasyonu bittikten sonra radyografi ile çalışma uzunluğu belirlenir. Apikal basınç uygulanmadan eğeler sırasıyla büyüktten küçüğe doğru kullanılarak çalışma boyutuna ulaşılır. Çalışma boyutuna ulaşan ilk eğeden 2 numara büyük eğe ile şekillendirme tamamlanır.

Double-Flared Tekniği (Fava Tekniği): Fava tekniğinde (184) öncelikle büyük bir enstrüman 14 mm derinliğe veya eğimin koronaline yerleştirilir; irrigasyondan sonra bir küçük eğe 1 mm daha derine yerleştirilir. Çalışma boyuna ulaşınca kadar bu işleme devam edilir; bu aşamadan sonra step-back tekniği ile preparasyon bitirilir. Rekapitülasyon unutulmamalıdır.

Canal Master Tekniği: Wildey ve Senia (185) tarafından tanımlanan teknikte, Canal Master adı verilen, esnek gövdeli ve kesici uca sahip olmayan özel aletler geliştirilmiştir. Bu aletler hem elle hem de döner sistemlerle birlikte kullanılmaktadır.

Antikurvatür Tekniği: Bu teknik, Abou-Rass ve ark. (186) tarafından özellikle eğimli kök kanallarında daha az tehlikeyle karşılaşılması amacıyla geliştirilmiştir. Bu yöntemde öncelikle preoperatif radyografide dentin kalınlığının az olduğu tehlikeli bölge belirlenir, ardından kanal ağızları peeso frezlerle genişletilir ve eğelere ön eğim verilir. Dairesel preparasyon yerine, dentinin daha kalın olduğu bölgede eğeleme yapılır.

2.6.3. NiTi Aletler ile Kök Kanallarının Şekillendirilmesi

Motor ile çalışan NiTi endodontik aletlerle kök kanal şekillendirmesinin, paslanmaz çelik el aletlerine kıyasla önemli ölçüde daha az kanal transportasyonu ve daha az prosedürel hata ile sonuçlandığı gösterilmiştir (187, 188). NiTi döner aletler, paslanmaz çelik eğelere kıyasla üstün esneklikleri (189), daha yüksek kanal merkezleme yetenekleri (3, 190) ve daha düşük şekillendirme süreleri (191) nedeniyle geniş ölçüde popülerlik kazanmıştır. Bununla birlikte, kanal içi alet kırığı önemli bir endişe kaynağı olmaya devam etmektedir (192). Alet kırılmasının önemli nedenlerinden olan vidalama etkisi, döner aletin apikal itici bir güç tarafından kanal içine çekilme eğilimi olarak tanımlanabilir (193).

NiTi sistemlerinin çoğunda, crown-down tekniği esas alınır (194). Crown-down tekniği, kök kanalının koronal kısmının şekillendirilmesinin ardından apikal foramene ilerlemeyi içerir (183). Crown-down tekniği, NiTi aletler sadece sınırlı bir kök kanal duvarı alanına temas ettiğinden aşırı tork oluşumunu önler ve enstrümantasyon için yaygın olarak kullanılan bir tekniktir (195). Crown-down yönteminin kullanılması, öngörülemeyen alet

kırığını önleyebilir (196). Koronal genişletme kanal transportasyon insidansını azaltmaya yardımcı olur ve daha konik bir preparasyon sağlayarak irrigasyon ve spreader penetrasyonunu kolaylaştırır (197).

Crown-down yaklaşımı çeşitli avantajlar sunar (89):

- İrrigasyon penetrasyonunu artırır ve aletler için koronalde bir irrigasyon rezervuarı sağlar.
- Eğelerin koronal yiv bağlanmasını en aza indirerek eğe ucunun gelişmiş kontrolünü sağlar ve prosedür hatalarını azaltır.
- Kanalda ön eğim verilmiş eğelerin düzleşmesini azaltır.
- Çalışma uzunluğu belirlemeyi iyileştirir.
- Debrislerin periradiküler dokulara ekstrüzyonu olasılığını azaltır.
- Koronal bölgedeki patojenlerin apikale ulaşma riskini azaltır.
- Enstrümanlar için kanal sistemine düz girişi iyileştirir.

Tek uzunluk (single length) tekniği, her aletin tam çalışma uzunluğuna kadar kullanıldığı, öğrenmesi kolay bir yöntemdir; aynı zamanda kökü zayıflatabilen koronal bölümün aşırı genişletilmesini önler (198). Bununla birlikte, tek uzunluk tekniği, döner aletler üzerinde artan torsiyonel stresle sonuçlanabilir (199, 200).

Döner NiTi eğe kullanımı için aşağıdaki yönergeler tüm üreticilerin sistemleri için geçerlidir (89):

- Başlangıçta düz giriş sağlanmalıdır.
- Döner NiTi eğeler kanalın şekillendirilmesi içindir, kanal belirlemek için değildir.
- NiTi aletler, el aletinin oluşturduğu giriş yolunu izlemelidir.
- Crown-down tekniği ile kullanılmalıdır.
- Üreticinin önerdiği uygun hız ve torkta kullanılmalıdır.
- Kanal enstrümantasyonu sırasında minimum apikal basınç uygulanmalıdır.
- Sık sık irrigasyon yapılmalıdır.
- Kanal içindeki her NiTi alet, üç ila dört saniye kullanılmalıdır.
- NiTi eğeler tek kullanımlıdır.

2.7. Şekillendirme Sırasında Oluşabilecek İşlemsel Kazalar

Cerrahi olmayan endodontik tedavi, %86-98 arasında değişen yüksek başarı oranları ile öngörülebilir ve güvenilir bir tedavidir (201, 202). Normalde, endodontik başarısızlığın etiyolojik faktörleri 4 gruba ayrılabilir (203):

1. Kalıcı veya yeniden ortaya çıkan intraradiküler mikroorganizma
2. Ekstraradiküler enfeksiyon
3. Yabancı cisim reaksiyonu
4. Gerçek kistler

Dokunulmamış alanlara bağlı endodontik başarısızlık, kök perforasyonu, basamak oluşumu, alet kırığı, gözden kaçmış kanallar gibi prosedürel hataların yanı sıra apikal dallanma, isthmus ve diğer morfolojik düzensizlikler gibi anatomik zorluklardan kaynaklanabilir (6, 204). Prosedürel hataların, tedavi başarısızlığının doğrudan nedeni olduğuna inanılmaktadır. Ancak, prosedürel hatalar, klinisyenin enfekte kök kanallarından intraradiküler mikroorganizmaları elimine edememesi nedeniyle başarısızlık riskini arttırmırlar (6).

2.7.1. Perforasyon

İyatrojenik nedenler, rezorptif süreçler veya çürükler sonucunda kök kanal duvarları perfore olabilir (6). İyatrojenik perforasyonlar genellikle kök kanal sisteminin iç anatomisinin ayrıntılarına dikkat edilmemesine ve anatomik varyasyonların dikkate alınmamasına bağlıdır (205). Perforasyonlar, basamak oluşumu nedeniyle kanal eğiminin korunamamasından da kaynaklanabilir (6). Bir perforasyonun ilk klinik görünümü sıklıkla perfore bölgenin aşırı kanamasıdır (206). Anestezi yeterli değilse, perforasyon meydana geldiğinde hasta ani ağrı yaşayabilir (207). Bunların dışında perforasyonlar, paper pointler, apeks bulucular ve radyografilerle teşhis edilebilir (207). Kök perforasyonu olan endodontik tedavi görmüş dişlerin prognozu, diş hekiminin kusuru onarmasından önce geçen süre, perforasyonun yeri, perforasyonun boyutu perforasyon sızdırmazlığının yeterliliği gibi çeşitli faktörlere bağlıdır (205). Kök perforasyonları genellikle perforasyonların apikalindeki orijinal kök kanalının tedavisini engeller (6). İyatrojenik kök perforasyonları, endodontik tedavi görmüş dişlerin yaklaşık %2 ila %12'sinde görülür (208). Etiyolojiden bağımsız olarak, bir perforasyon, inflamasyona ve ataşman kaybına neden olan destekleyici yapılara bir invazyondur; bunlar da

periradiküler dokuların sağlığını ve nihayetinde dişin prognozunu tehlikeye atar (209). Başarılı tedavi, perforasyonların doğru teşhisine ve perforasyonu kapatmada ve bakteri penetrasyonunu önlemede etkili biyouyumlu materyallerin kullanımına bağlıdır (209).

2.7.2. Strip (şerit) Perforasyon

Strip perforasyonlar, tehlikeli bölge olarak tanımlanan eğimli kanallarda koronal bölgenin aşırı genişletilmesinden kaynaklanabilir (186). Kanal eğiminin mezial duvarına kıyasla bu bölgede daha az diş yapısı vardır; dentini bu bölgeden uzaklaştırma eğilimi, özellikle düz olmayan giriş preparasyonunda strip perforasyon sıklığını artırır (205). Post-kor restorasyon için hazırlık da strip perforasyona yol açabilir (210). Yeni yerleştirilmiş bir paper pointin lateral kısmında kanlanma bulgusu, bir strip perforasyonu gösterebilir (207). Furkal perforasyonlar en sık maksillar molar dişlerde görülür (210).

2.7.3. Transportasyon

Kanal transportasyonu, Amerikan Endodontistler Birliği'ne göre şu şekilde tanımlanmaktadır (211): 'Kanal şekillendirmesi sırasında eğelerin kendilerini orijinal lineer şekillerine geri döndürme eğilimi nedeniyle kanalın apikal yarısında diş eğim üzerindeki kanal duvarı yapısının kaldırılması; basamak oluşumuna ve olası perforasyona yol açabilir'. şekillendirme sırasında bu asimetric materyalin çıkarılması sonucunda eğimli kök kanalının uzun eksenini yer değiştirecek ve eğim açısı azalarak kök kanalının orijinal eğiminin düzleşmesine neden olacaktır (61). Kullanılan alaşımdan bağımsız olarak, herhangi bir kök kanal aleti kendini kök kanalının içinde düzeltme eğilimindedir (3, 7, 212, 213). Aleti eski haline geri getiren kuvvetler nedeniyle, kök kanal duvarı boyunca belirli temas alanlarında aletin kesici kenarlarının eşit olmayan bir kuvvet dağılımı, asimetric bir dentin çıkarılmasına yol açar (3, 7). Sonuç olarak, bu da kanal transportasyonuna veya değişen derecelerde düzleşmeye yol açacaktır (61).

Aşağıdaki faktörler, artan kanal transportasyonu riski ile ilişkilidir (61):

- Yetersiz tasarlanmış giriş kavitesi; çünkü bu durum aletlerin kavite duvarları tarafından yanlış yönlendirilmesine ve kök kanal şekillendirmesi sırasında kontrolün kaybedilmesine neden olur (214).
- Kök kanal aletlerinin alaşımı ve tasarım özellikleri; modifiye edilmiş kesici uçlu olmayan aletlerin, geleneksel uçlu benzer aletlere kıyasla orijinal kanal eğimini

korumada üstün olduğuna dair kanıtlar bulunmaktadır ve kök kanal aletlerinin bazı tasarım özellikleri, şekillendirme sırasında orijinal kanal eğimini koruma yetenekleri üzerinde bir etkiye sahiptir (215-218). Paslanmaz çelik eğeler NiTi eğelere göre daha fazla transportasyona neden olur ve yeni alaşımlardan yapılmış aletler orijinal kanal eğimini korumada etkilidir (40).

- Aşırı eğimli kök kanallarında #20 boyutu üzerindeki boyutlarda esnek olmayan aletlerin kullanılması
- Aleti kök kanalında ilerlemek için zorlamak
- Enstrümantasyon tekniği
- Yetersiz irrigasyon
- Operatörle ilgili faktörler
- Kanalin kurvatür derecesi ve yarıçapı; kurvatür derecesi ne kadar büyük ve kurvatür yarıçapı ne kadar küçükse, kanal transportasyon riskinin o kadar büyük olduğu ifade edilebilir (3, 58, 219, 220).
- Radyografik olarak görülmeyen kanal kurvatürleri; proksimal eğimi olan bir kanalın genişletilmesi sırasında transportasyon ve strip perforasyon meydana getirebilir (221-223).

Gluskin, apikal kanal transportasyon için bir sınıflandırma önermiştir (224):

Tip I: Fizyolojik foramen pozisyonunun sadece küçük bir hareketi, hafif iyatrojenik yer değiştirme ile sonuçlanır.

Tip II: Foramenin fizyolojik pozisyonunun orta derecede hareketi, dış kök yüzeyinde önemli bir iyatrojenik yer değiştirme ile sonuçlanır.

Tip III: Fizyolojik foramenlerin önemli ölçüde iyatrojenik yer değiştirmesiyle sonuçlanan, kanalın fizyolojik pozisyonunun şiddetli hareketi.

Bu tiplere göre apikal kanal transportasyonu farklı spesifik tedavi stratejileri ile yönetilebilir (40): Yeterli rezidüel dentin var olduğunda ve foramenlerin üzerinde devamlı konik bir kanal oluşturulursa, Tip I transportasyon gözlenen kanallar geleneksel olarak temizlenebilir ve doldurulabilir. Tip II vakalar, periapikal dokulara kök dolgu materyalinin kontrolsüz ekstrüzyonundan kaçınmak için biyouyumlu bir bariyer yerleştirilerek tedavi edilir. Tip III vakalarda, bariyer tekniği genellikle uygulanabilir değildir; bu kanallar mümkün olduğunca en iyi şekilde obturasyonu ve ardından apikal cerrahi gerektirir.

2.7.4. Basamak Oluşumu

Kök kanal enstrümantasyonu sırasında, periodontal ligament ile bağlantı olmaksızın orijinal kanal eğiminden sapma, basamak oluşumu olarak adlandırılan prosedürel bir hata ile sonuçlanır (214). Enstrümantasyon gerekli çalışma uzunluğundan daha kısa bir uzunlukta yapıldığında ortaya çıkar ve kanal blokajına ve dolayısıyla basamak oluşumuna yol açar (225). Bir basamağın varlığı, ideal çalışma uzunluğuna ulaşan uygun şekilde kanal şekillendirme olasılığını ortadan kaldırabilir ve bu, kanalın eksik doldurulmasının yanı sıra, kök kanal sisteminin eksik enstrümantasyon ve dezenfeksiyonu ile sonuçlanabilir (214). Bu gerçekler göz önüne alındığında, basamak oluşumu başarısız endodontik tedavi sonuçları ile ilişkilendirilmiştir (220, 226, 227).

Endodontik tedavi sırasında basamak oluşumuna aşağıdaki gibi bir dizi hata neden olabilir (228):

- Giriş kavitesini yeterince genişletmemek
- Kök kanal yönünün yanlış değerlendirilmesi
- Hatalı kök kanal uzunluğu tespiti
- Aleti kanalda zorlamak
- Eğimli bir kanal için çok büyük numaralı, ön eğim verilmemiş paslanmaz çelik bir alet kullanmak
- Aletleri sırayla kullanmamak
- Aletin çalışma uzunluğunda reaming hareketi ile aşırı kullanımı
- Enstrümantasyon sırasında yetersiz irrigasyon ve/veya lubrikasyon
- Şelatlama ajanlarının aşırı kullanımı
- Kırılan enstrümanları çıkarmaya çalışmak
- Endodontik yeniden tedavi sırasında kök dolgu materyallerinin çıkarılması
- Kalsifiye kök kanallarının preparasyonu
- Enstrümantasyon sırasında kanalın apikal kısmında debris birikimi

2.7.5. Kanal Blokajı

Doku debrisleri tarafından oluşan blokaj, kök kanal sisteminin apikal kısmına erişimi ve tam dezenfeksiyonu önleyen bir tıkanıklıktır; tıkalı kanal şunları içerebilir: kompakt dentin (çoğunlukla enfekte), artık pulpa dokusu ve dolgu materyallerinin kalıntıları (yeniden tedavi

durumunda) (228). Blokaj en sık anti-kurvatür ve çevresel eğeleme ile step-back teknikleri ile şekillendirilen kanallarda ve en az dengeli-kuvvet tekniği kullanıldığında meydana gelebilir (229).

Kanal blokajının nedenleri (228):

- Pulpa dokusu, aletlerin kullanımına bağlı olarak apikal daralımada birikir ve sertleşir.
- Enstrümantasyona bol irrigasyon eşlik etmez; veya aletler kanala tekrar yerleştirilmeden önce temizlenmez ise blokaj gerçekleşebilir.

Bir enstrümantasyon çalışmasında araştırmacılar, oluklar periyodik olarak temizlendiğinde kanal boyunca çok az debris varlığı gözlemlemiştir (69).

2.7.6. Apikal Çentik (Zipping) Oluşumu

Çentik oluşumu, aletin eğimli bir kök kanalı içinde düzleşme eğiliminin bir sonucudur (35). Apikal çentik, çalışma uzunluğunda büyük numaralı ve rijit eğelerin kullanımından kaynaklanabilir ve kanalın apikal kısmı eliptik bir enine kesit şekli ile karakterize edilir (40). Kök kanalının ana eksen, orijinal ekseninden sapacak şekilde transportasyona uğrar (35). Rezistans formunun olmaması, sızıntı, enfeksiyon ve muhtemelen tedavi başarısızlığına neden olan yetersiz obturasyon ile sonuçlanabilir (40). Apikal çentiğın diğer kullanımları şu şekildedir: kum saati şekli (230), gözyaşı damlası (teardrop) (35) ve foraminal yırtık (foraminal rip) (7).

2.7.7. Dirsek (Elbow) Oluşumu

Dirsek oluşumu, apikal çentik ile bağlantılıdır ve kurvatürün iç yönü boyunca koronal olarak ve dış yönü boyunca apikal olarak meydana gelen irregüler genişlemenin sonucunda kök kanalının maksimum eğimli noktasındaki dar bölge olarak tanımlanır (35). Dirsek oluşumu sonucu meydana gelen düzensiz koniklik, kök kanalının apikal bölgesinin temizlenmesini ve obturasyonunu riske atabilir (61).

2.8. Şekillendirme Etkinliğinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Yöntemler

Endodontide kök kanal anatomi bilgisi esas olduğundan, endodontik aletlerin şekillendirme kabiliyeti, simüle edilmiş kök kanal anormallikleri, dekalsifikasyon ve kesit alma teknikleri gibi hususları değerlendirmek için dişlerin morfometrik analizleri yapılmaktadır (231). Ayrıca, radyografiler, diyafonizasyon, bilgisayarlı tomografi (BT) ve

daha yakın zamanda μ BT gibi kanal anatomisini tanımlamak için çeşitli yöntemler önerilmiştir (232).

2.8.1. Radyografi

Kök kanal anatomisindeki değişikliklerin değerlendirilmesi için geleneksel olarak, şekillendirme öncesi ve sonrası radyografiler ayrı ayrı analiz edilebilir, üst üste bindirilebilir veya çıkarılabilir (233-235). Radyografilerin sınırlı çözünürlüğü nedeniyle, kök kanalının sınırları tam olarak görüntülenemez ve sırasıyla düzleşmenin veya kurvatürün korunmasının kesin olarak ölçülmesini engeller (236). Bu nedenle, bazı çalışmalarda, preoperatif ve postoperatif ölçüme ve preparasyondan önce ve sonra kök kanalının yarıçapı ve derecesinin karşılaştırılmasına izin vermek için bir kök kanal aleti tanıtılmıştır (237). Doğal insan dişleri veya plastik modeller kullanılarak yapılan radyografik inceleme, μ BT incelemelerine kıyasla daha düşük doğruluktadır (236).

2.8.2. Seri Kesit

Bramante tekniği olarak da bilinen seri kesit tekniği, kök kanal şekillendirme kalitesini değerlendirmek için sık kullanılan bir yöntemdir (238-240). Bu yöntemde değerlendirilme önceden belirlenen 3-4 seviyede yapılır. Akrilik blok içine yerleştirilen dişlerden apikal-koronal yönde kesitler alınıp fotoğraflanır, kesitler birleştirilir ve kanal şekillendirilmesinden sonra yeniden fotoğraflanır; son olarak şekillendirmeden önceki ve sonraki fotoğraflar karşılaştırılarak değerlendirilir (238). Bu tekniğin avantajları, basit ve düşük maliyetli olmasıdır (241). Teknik invazivdir, değerlendirme önceden belirlenen seviyelerle sınırlı kalır, ve kesit alırken sonuçlarda yanlışlığa neden olabilen doku değişiklikleri ve madde kayıpları oluşabilmektedir (242).

2.8.3. KIBT

KIBT ile dişlerin ve çevresindeki yapıların üç boyutlu radyografik değerlendirmesi, karmaşık endodontik problemlerin teşhisine ve/veya tedavisine yardımcı olması açısından arzu edilir (243, 244). Endodontide KIBT kullanımı dünya çapında hızla artmaktadır (245). Geleneksel radyografik yöntemlerle karşılaştırıldığında KIBT, önceden belirlenmiş ‘varsayılan’ görüntüler yerine tek bir diş veya dişin herhangi bir görüntüsünü görselleştirme imkanı sunan 3B bir görüntüleme yöntemidir (246). KIBT, BT görüntülemekten, tüm 3B veri

hacminin, hastanın başı etrafında senkronize olarak dönen sensör ve kaynak arasında basit, doğrudan bir ilişki kullanılarak tarayıcının tek bir taraması sırasında elde edilmesi bakımından farklıdır (247). KIBT tarayıcıların kullanımı kolaydır ve panoramik radyografilerle yaklaşık olarak aynı alanı kaplar, bu da KIBT tarayıcıları diş hekimliği uygulamaları için çok uygun hale getirir (248). KIBT, kök kanallarının enstrümantasyonu öncesi ve sonrası ölçümlerinde, kök kanallarının temizlenmesi ve şekillendirilmesi sırasında çıkarılan dentin miktarının belirlenmesinde; aynı zamanda hacim ve yüzey alanı gibi değişkenlerin destrüktif olmayan analizlerine izin verir (249). Aynı zamanda KIBT'nin sınırlamaları vardır ve teşhis modları seçilirken hastalara verilen radyasyon dozu her zaman dikkate alınmalıdır (246). Radyasyon dozu, görüş alanının boyutu azaltılarak, voksel boyutu artırılarak ve/veya X-ışını kaynağı hasta etrafında dönerken alınan projeksiyon görüntülerinin sayısı azaltılarak daha da azaltılabilir (247).

2.8.1. µBT

Kök kanal anatomisinin iyi bilinmesi, endodontik tedavinin başarısı için vazgeçilmez bir ön koşuldur (250). Geleneksel klinik radyografi, bir dişin 3B görüntüsünden ziyade yalnızca 2B bir görüntü üretir (251). Geleneksel BT'nin düşük çözünürlüğü, dişler veya kök kanalları gibi küçük nesnelerin yeterli rekonstrüksiyonu için yetersizdi (252). µBT taramasından büyük miktarda bilgi elde edilebilir; dilimler herhangi bir düzlemde yeniden oluşturulabilir ve veriler 2B veya işlenmiş 3B görüntüler olarak hazırlanabilir (251). Görüntüler niteliksel ve niceliksel olarak değerlendirilebilir (24, 253). Kemik, bağ dokusu, diş veya kök kanallarının morfometrisi olası uygulamalardır (254).

2000 yılında, Ove Peters ve ark., µBT'nin kök kanal şekillendirmesinin değerlendirilmesi için kullanımı hakkında ilk rapor verenlerdi (20). µBT, her 3 boyutta da tekrarlanabilir veriler sunar ve kök kanal tedavisi öncesi ve sonrası her dişin verilerini karşılaştırarak endodontik enstrümantasyon çalışmaları yapmak mümkündür (255).

µBT, çekilmiş dişlerin invaziv olmayan, yüksek çözünürlüklü ve 3B araştırılmasına izin verir ve çeşitli faktörlerin değerlendirilmesi için kullanılır (236):

- Kök kanal hacmindeki değişiklikler
- Yapı modeli indeksindeki değişiklikler
- Kök kanal şeklinde 3B değişiklikler

- Prepare edilen/edilmeyen kanal duvarı yüzeylerinin kapsamı
- Kalan dentin sert doku debris miktarı
- Dentin çatlaklarının yaygınlığı ve sıklığı

Ayrıca bu tür taramalardan elde edilen verilerle kanal çapı, eğim derecesi, kanal transportasyonu ve kanal merkezleme oranı gibi şekillendirme öncesi ve sonrası birçok değişikliği ölçmek de mümkündür (251).

Ex vivo çalışmalar için μ BT, KIBT'tan açıkça daha iyi bir çözünürlük sağlar (236). Sınırlayıcı bir faktör olarak, yalnızca çekilmiş dişler veya fantom dişler üzerinde yapılan ex vivo çalışmalarda kullanılabilir. Bununla birlikte, farklı amaçlar için μ BT ayarının optimal ve ideal parametrelerinin hala tanımlanması gerektiği ve verilerin toplanması, çıkarılması ve yorumlanmasının henüz bilinmeyen bir dereceye kadar operatöre bağlı kaldığı belirtilmelidir (236).

3. MATERİYAL VE METOT

Bu çalışmanın bilimsel ve etik açıdan uygunluğu, İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 16/11/2021 tarihli ve 2021/22592 sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Örnek toplama ve verilerin bilgisayar analizi İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde, örneklerin µBT cihazı ile görüntülenme işlemi Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi. Çalışma sonucunda elde edilen verilerin istatistiksel analizi ise İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik ve Tıp Bilişimi Anabilim Dalı'nda yapıldı.

3.1. Örnek Seçimi

Çalışmamız için güç analizi verilerine dayanarak, protetik veya periodontal nedenlerle çekilmiş, mezial kanalları 20°-40°kuvatürlü 30 adet mandibular molar diş seçildi.

3.1.1. Dahil Edilme ve Hariç Tutma Kriterleri

Dahil Edilme Kriterleri:

Çalışmaya, farklı açılardan alınan periapikal radyografiler de incelenerek;

- Mezial kanallarda Vertucci Tip 4 (250) konfigürasyonu gösteren dişler,
- Schneider metoduna (42) göre mezial kanal kuvatürleri 20°-40° arasında olan dişler,
- Kök kanal kalsifikasyonu veya herhangi bir anatomik anomali bulunmayan dişler,
- Köklerinde rezorpsiyon veya kırık bulunmayan dişler,
- Apikal açıklığın var olduğu, kök ucu gelişimini tamamlayan dişler,
- Kök boylarının benzer olduğu dişler,
- Daha önce kök kanal tedavisi uygulanmamış dişler dahil edildi.

Hariç Tutma Kriterleri:

- 2 ayrı kanala sahip olmayan, tek apikal foramenle sonlanan dişler,
- Kök kanal kuvatürü 20°-40° arasında olmayan dişler,
- Kök kanal kalsifikasyonu, kanal tıkanıklığı veya anatomik anomali bulunan dişler,
- Kök rezorpsiyonu veya kök kırığı bulunan dişler,
- Apikal açıklığın sağlanmadığı, kök ucu gelişiminin tamamlanmadığı dişler,
- Kök uzunluğunun uygun olmadığı dişler,

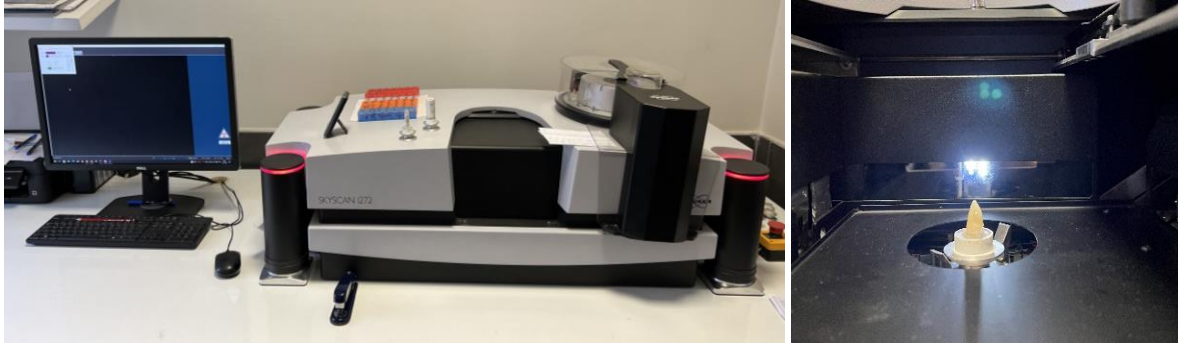
- Daha önce kök kanal tedavisi uygulanmış dişler hariç tutulmuştur.

3.2. Örneklerin Hazırlanması

Seçilen dişlerin dış kök yüzeyindeki debris ve yumuşak doku artıkları periodontal küret ile temizlendikten sonra, dişler 4°C'de %0.1 timol içeren solüsyonda saklandı. Giriş kavimleri elmas rond ve elmas fissür frezler ile hazırlandı. Mezial kök kanallarına yerleştirilen #10 K tipi eğe (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) ile kanal açıklığı kontrol edildi. Standardizasyon amacıyla, dişlerin oklüzal kısımları su soğutması altında elmas fissür frezler ile düzleştirilerek çalışma boyları 18 ± 1 mm'de sabitlendi. Daha sonra, örnekler rastgele 6 gruba (n=10) ayrıldı.

3.3. Şekillendirme Öncesi μ BT Cihazı ile Görüntüleme

Örnekler, şekillendirmeden önceki görüntülerinin elde edilmesi için Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda, μ BT cihazıyla (Bruker Skyscan 1272, Kontich, Belçika) taranmıştır (Şekil 3.1.). Örneklerin μ BT taramasında kullanılan parametreler Tablo 3.1.'de gösterilmiştir.



Şekil 3.1. Bruker Skyscan 1272 μ BT cihazı

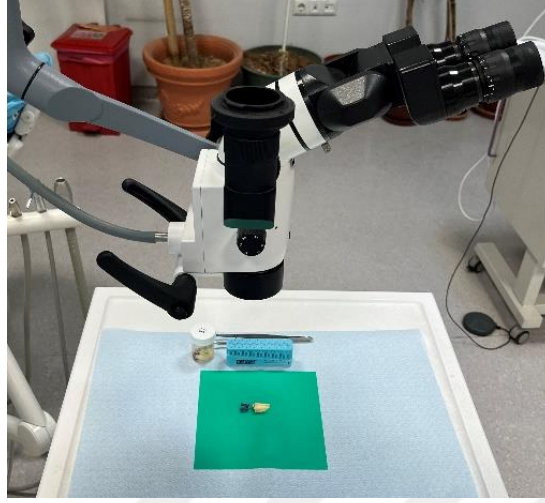
Tablo 3.1. Örneklerin μ BT taraması sırasında kullanılan parametreler

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

Yeniden yapılandırma için NRecon 1.6.10.5 (Bruker μ BT) yazılımı kullanılmıştır. 17 halka artefakt düzeltilmesi ve %8 ışın sertleşme (beam hardening) düzeltilmesi yapıldı. Smoothing (yumuşatma) değeri 3, Gaussian smoothing değeri 2 olarak ayarlandı. Threshold (eşik) aralık değeri ham veri görüntüleri ile kıyasalanarak en kesin görüntü olacak şekilde seçildi. Despeckle (benek gürültüsü giderme), ilgi alanı dışındaki küçük opak yapıların görüntüden giderilmesi şeklinde ayarlandı. Her bir örnek için ortalama 1000 kesit elde edildi.

3.4. Çalışma Boyu Tespiti

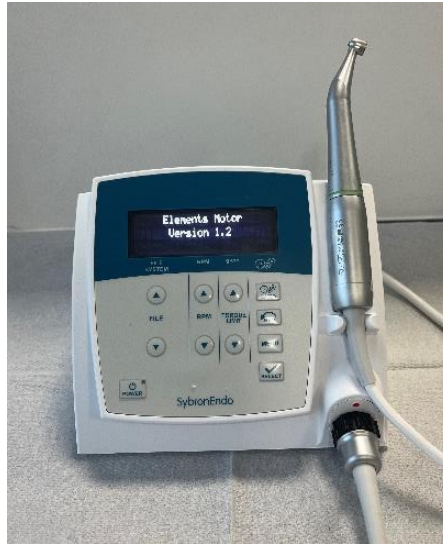
Çalışmamız sırasında kök kanallarının hazırlanması ve şekillendirilmesi işlemi tek bir operatör tarafından yapılmıştır. Çalışma boyu, #10 K tipi eğenin foramen apikaleden görsel olarak izlenmesinin ardından bu boydan 1 mm çıkarılarak belirlendi (Şekil 3.2.).



Şekil 3.2. Çalışma boyunun mikroskop ile belirlenmesi

3.5. Kök Kanallarının Şekillendirilmesi

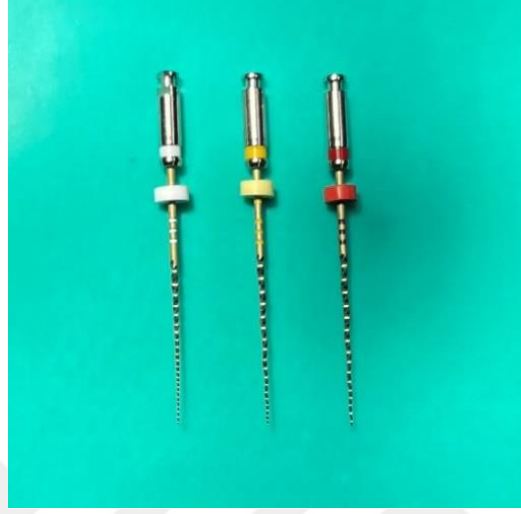
Tüm gruplarda endodontik motor olarak Elements Motor (SybronEndo, Glendora, Kanada) kullanılarak kanal şekillendirilmesi yapıldı (Şekil 3.3.). Örneklerin şekillendirme aşamasında 2 farklı kinematik kullanıldı: DR ve AH. 3 farklı döner NiTi sistemi, 2 farklı kinematik ile kullanılarak rastgele 6 grup oluşturuldu. Her grup için 5 örnek, toplamda 10 kanal şekillendirildi (n=10).



Şekil 3.3. Elements Motor

1.Grup: TruNatomy-Devamlı Rotasyon (TRN-DR): Bu gruptaki kanallar sırasıyla; Glider 17.02, Small 20.04 ve Prime 26.04 TRN eğeleri (Şekil 3.4.) ile üretici firmanın

talimatları doğrultusunda 1.5 Ncm tork ve 500 rpm hız ayarında DR kinematiği ile şekillendirildi.

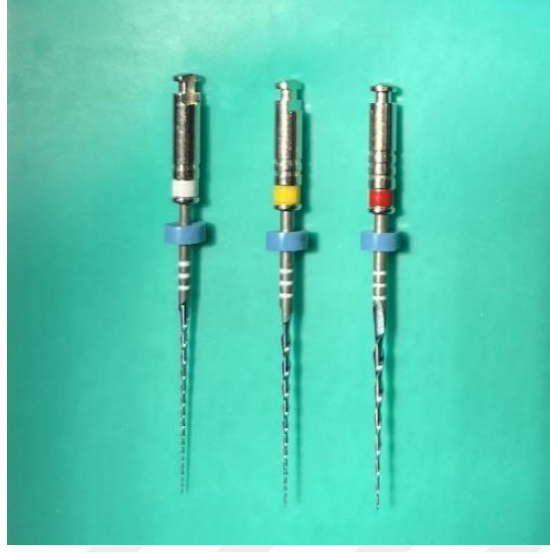


Şekil 3.4. TruNatomy eğe sistemi

Şekillendirme yapılırken eğeler, 2-3 pasif ileri-geri hareket ile apikal yönde 2-5 mm ilerletildi ve çıkarıldı. Çalışma boyuna ulaşınca kadar bu harekete devam edildi. Eğe değişimlerinde #10 K ile rekapitülasyon yapıldı. Eğeler çalışma boyuna ulaşmadığında, #10 K ile kanal açıklığı kontrol edildi ve irrigasyon yapıp bir küçük eğeye geri dönüldü.

2.Grup: TruNatomy-Adaptif Hareket (TRN-AH): 1. Gruptaki aşamaların aynısı AH kinematiği kullanılarak kanallara uygulandı. AH, DR ve resiprokasyon hareketinin kombinasyonunu içeren spesifik ‘TF-ADAPTIVE’ önceden ayarlanmış programla gerçekleştirildi.

3.Grup: VDW Rotate-Devamlı Rotasyon (VR-DR): Bu gruptaki kanallar sırasıyla; 15.04, 20.05 ve 25.06 VR eğeleri (Şekil 3.5.) ile üretici firmanın talimatları doğrultusunda DR kinematiği ile şekillendirildi. 15.04 eğesi 1.3 Ncm tork, 20.05 ve 25.06 eğeleri 2.0 tork ile 350 rpm hız ayarında kullanıldı.



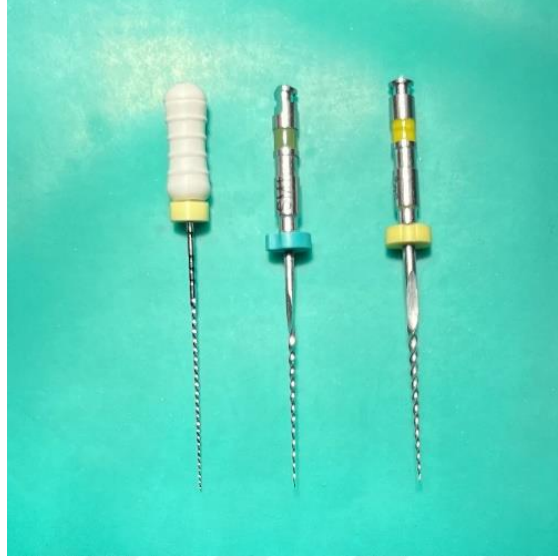
Şekil 3.5. VDW.Rotate eğe sistemi

Şekillendirme yapılırken eğeler, 2-3 ileri-geri hareket ile apikal yönde 1-3 mm ilerletildi ve çıkarıldı. Çalışma boyuna ulaşınca kadar bu harekete devam edildi.

4.Grup: VDW Rotate-Adaptif Hareket (VR-AH): 3. Gruptaki aşamaların aynısı AH kinematiği kullanılarak kanallara uygulandı.

5.Grup: Twisted File Adaptive-Adaptif Hareket (TFA-AH): Bu gruptaki kanallar sırasıyla; #15 K tipi eğe, 20.04 ve 25.06 TFA eğeleri (Şekil 3.6.) ile ‘TF-ADAPTIVE’ modunda üretici firmanın talimatları doğrultusunda AH kinematiği ile şekillendirildi.

Şekillendirme yapılırken eğeler, gagalama hareketi yapılmadan ve apikal olarak zorlanmadan ilerletildi ve #15 K ile kanal açıklığı kontrol edildi. Çalışma boyuna ulaşınca kadar bu adımlar tekrarlandı.



Şekil 3.6. Twisted File Adaptive eğe sistemi

6.Grup: Twisted File Adaptive-Devamlı Rotasyon (TFA-DR): 5. Gruptaki aşamaların aynısı, 2.0 Ncm tork ve 300 rpm hız ayarında DR kinematiği kullanılarak kanallara uygulandı.

Şekillendirme sırasında eğeler, kanaldan her çıkarıldığında debris ve dentin talaşlarının temizlenmesi için alkole batırılmış gazlı bez ile temizlendi. Kanal şekillendirmesi sırasında her alet değişiminden sonra kanallar 30-Gauge enjektör iğnesi ile 2 mL %2,5 sodyum hipoklorit (NaOCl) ile irrigate edildi. Son irrigasyon, 1 mL %17 EDTA, 1 mL %2,5 NaOCl ve 2 mL distile su ile tamamlandı. Şekillendirme sırasında herhangi bir eğe kırığı olmadı. Her eğe en fazla 2 kanalda kullanıldı. İlk şekillendirmeden sonra eğeler üzerinde deformasyon meydana gelmişse çıkarıldı.

3.6. Şekillendirme Sonrası µBT Cihazı ile Görüntüleme

Kök kanalları şekillendirildikten sonra, ilk tarama ile aynı parametreler kullanılarak Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda 2. tarama yapılarak görüntüler elde edilmiştir.

Kök kanal şekillendirmesinden önce ve sonra alınan yeniden yapılandırılmış görüntüler, DataViewer v.1.5.2.7 yazılımı (Bruker µBT) kullanılarak sagittal, koronal ve aksiyal düzlemlerde geometrik olarak hizalandı (256, 257).

Şekillendirme öncesi ve sonrası μ BT görüntüleri üzerinde uzaklaştırılan dentin hacmi, transportasyon miktarı ve merkezleme oranı değerlendirildi.

3.7. Uzaklaştırılan Dentin Hacmi Ölçümü

Hacim değerlendirmesinde, şekillendirme öncesi ve sonrası kanal hacmini karşılaştırmak için CT Analyser (CTAn) yazılımı (Versiyon 1.16.4.1, Bruker μ BT, Skyscan) kullanıldı. Uzaklaştırılan dentin hacmini (mm^3) elde etmek için, enstrümantasyon öncesi kanalın toplam hacminden enstrümantasyon öncesi kanalın toplam hacminin çıkarılmasıyla hesaplandı. Şekillendirme öncesi ve sonrası taramalar, furkasyon seviyesinin 1.0 mm altından apikal foramenin 1.0 mm üstüne kadar her numune için standart olacak şekilde değerlendirildi. Değerler mm^3 cinsinden elde edildi.

3.8. Kanal Transportasyonu ve Merkezleme Oranının Değerlendirilmesi

Kök kanal transportasyonu ve merkezleme oranı, foramen apikaleden koronale doğru 3, 6 ve 9 mm olmak üzere 3 farklı kök seviyesinde değerlendirildi. Transportasyon ve merkezleme oranı ölçümü, seçilen 3 seviyede aşağıdaki denklem kullanılarak hesaplandı (190):

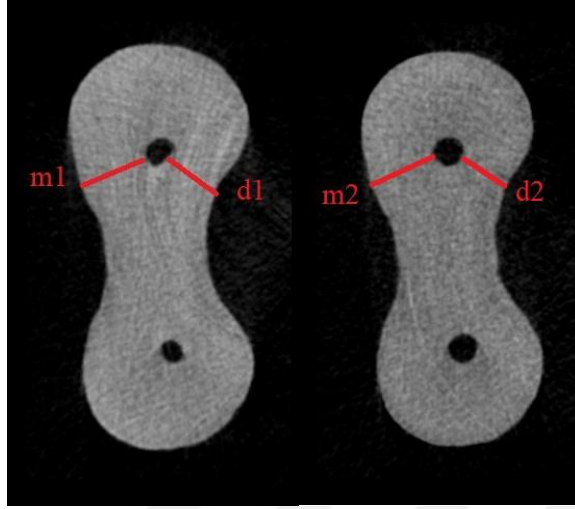
Kök Kanal Transportasyonu:

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

Kök Kanal Merkezleme Oranı:

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

Şekillendirme öncesi kanalın mezial duvarının, kökün mezial duvarına en yakın mesafesi m1, şekillendirme öncesi kanalın distal duvarının, kökün distal duvarına en yakın mesafesi d1, şekillendirme sonrası kanalın mezial duvarının, kökün mezial duvarına en yakın mesafesi m2 ve şekillendirme sonrası kanalın distal duvarının, kökün distal duvarına en yakın mesafesi d2 olarak ifade edildi (Şekil 3.7.).



Şekil 3.7. Şekillendirme öncesi ve sonrası μ BT görüntüleri üzerindeki ölçüm parametreleri

Kanal transportasyonun pozitif değerde olması mezial yönde transportasyon olduğunu, negatif değerde olması distal yönde transportasyon olduğunu gösterir. Değerin 0 olması transportasyonun gerçekleşmediği anlamına gelmektedir.

Merkezleme yeteneği bir oranı ifade eder. Bu değer hesaplanırken küçük olan sayı pay kısmına, büyük olan sayı payda kısmına yazıldı. 0'a yakın değerler merkezleme yeteneğinin kötü olduğunu, 1'e yakın değerler iyi olduğunu gösterir. Değerin 1 olması mükemmel merkezleme yeteneğini ifade eder.

3.9. İstatistiksel Analiz

Çalışmamızda istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 26.0 (IBM SPSS Inc. Chicago, Illinois, ABD) programı kullanıldı. Çalışma verilerinin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilks normallik testi ile değerlendirildi. Çalışma verilerinin değerlendirilmesinde, tanımlayıcı istatistiksel verilerin (ortalama $\pm$ standart sapma) yanında niceliksel veriler karşılaştırılırken, normal dağılım gösteren parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında One-way Anova testi ve farklılığa neden olan grupların tespitinde çoklu karşılaştırmalar yapmak üzere Post-Hoc LSD testi kullanıldı. Normal dağılım göstermeyen parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Kruskal Wallis testi ve farklılığa neden olan grupların tespitinde ikili karşılaştırmalar yapmak üzere Mann Whitney U testi kullanıldı. $P < 0.05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

4.1. Transportasyon Bulguları

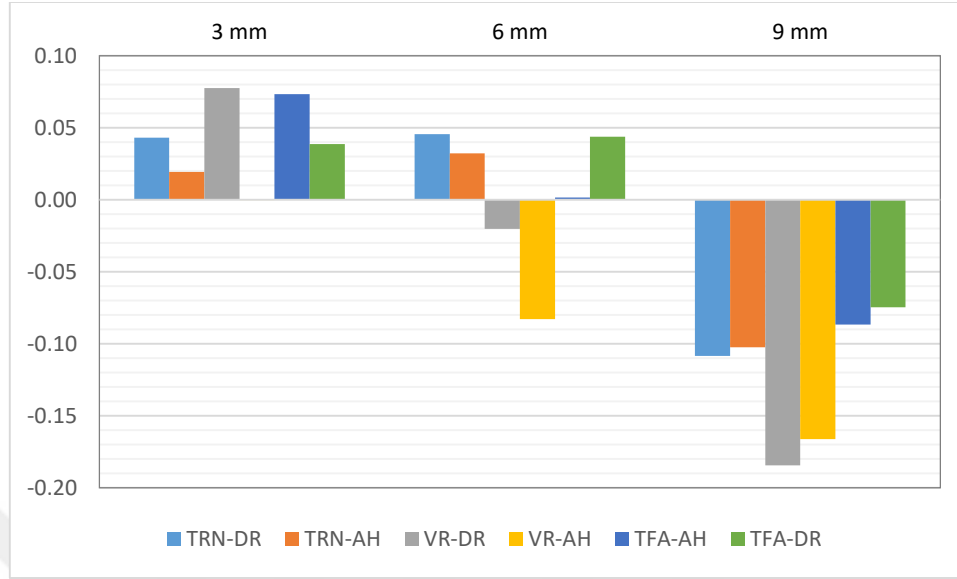
Her bir döner alet sistemi için 3, 6 ve 9 mm seviyelerindeki transportasyon miktarlarının ortalama ve standart sapma değerlerini içeren tanımlayıcı istatistikler Tablo 4.1.'de gösterilmektedir.

Tablo 4.1. Transportasyona ait tanımlayıcı istatistikler ve karşılaştırma sonuçları

	3 mm	6 mm	9 mm
TRN-DR	0.0589 (± 0.0342)	0.0604 (± 0.0524)	0.1121 (± 0.0676)
TRN-AH	0.0358 (± 0.0283)	0.0542 (± 0.0345)	0.1044 (± 0.0892)
VR-DR	0.0777 (± 0.0772)	0.0802 (± 0.0543)	0.1846 (± 0.1376)
VR-AH	0.0447 (± 0.0442)	0.1092 (± 0.0742)	0.1667 (± 0.1166)
TFA-AH	0.0753 (± 0.0874)	0.0566 (± 0.0455)	0.0995 (± 0.1016)
TFA-DR	0.0632 (± 0.0606)	0.0488 (± 0.0478)	0.0810 (± 0.0792)
	P=0.688	P=0.230	P=0.226

Farklı seviyelerdeki transportasyon miktarı incelendiğinde; 3 mm seviyesinde 0.0777 ile VR-DR grubu en yüksek, 0.0358 ile TRN-AH grubu en düşük değeri göstermiştir. 6 mm seviyesinde 0.1092 ile VR-AH grubu en yüksek, 0.0488 ile TFA-DR grubu en düşük değeri göstermiştir. 9 mm seviyesinde 0.1846 ile VR-DR grubu en yüksek, 0.0810 ile TFA-DR grubu en düşük değeri göstermiştir. Bununla birlikte, hiç bir seviyede gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildi.

Gruplar arası transportasyon yönlerinin karşılaştırılması Şekil 4.1.'de gösterilmiştir. 3 mm seviyesinde VR-AH grubu hariç diğer gruplarda transportasyon meziale olmuştur. 6 mm seviyesinde VR-DR ve VR-AH grupları distale, diğer gruplarda transportasyon meziale olmuştur. 9 mm seviyesinde ise tüm gruplarda transportasyon distale olmuştur.



Şekil 4.1. Transportasyon miktarlarının mezio-distal yön dağılımı grafiği

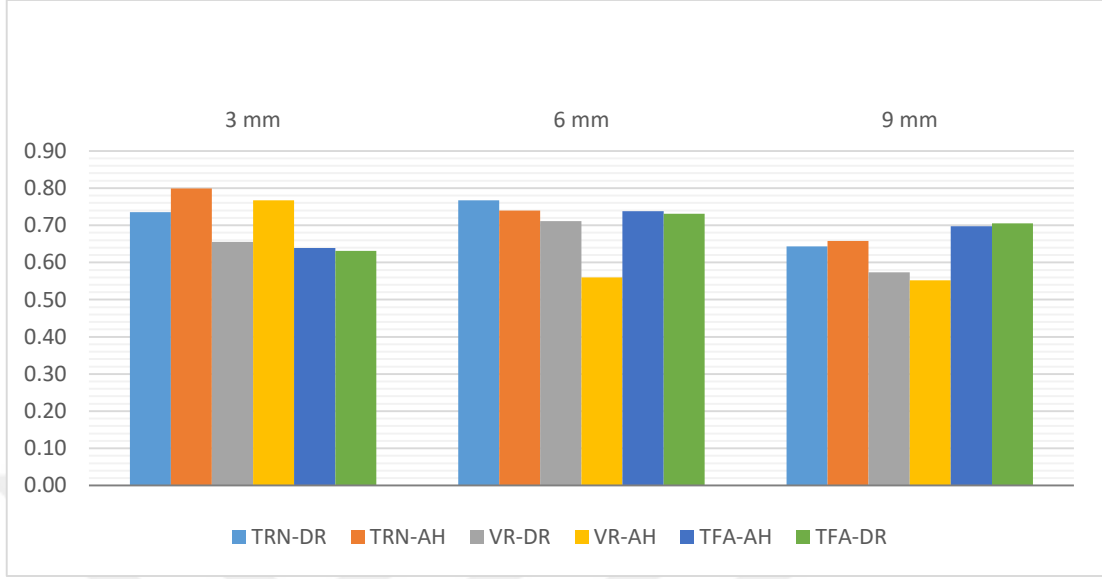
4.2. Merkezleme Oranı Bulguları

Her bir döner alet sistemi için 3, 6 ve 9 mm seviyelerindeki merkezleme oranlarının ortalama ve standart sapma değerlerini içeren tanımlayıcı istatistiklere ait veriler Tablo 4.2.'de gösterilmektedir.

Tablo 4.2. Her üç seviyede meydana gelen merkezleme oranları

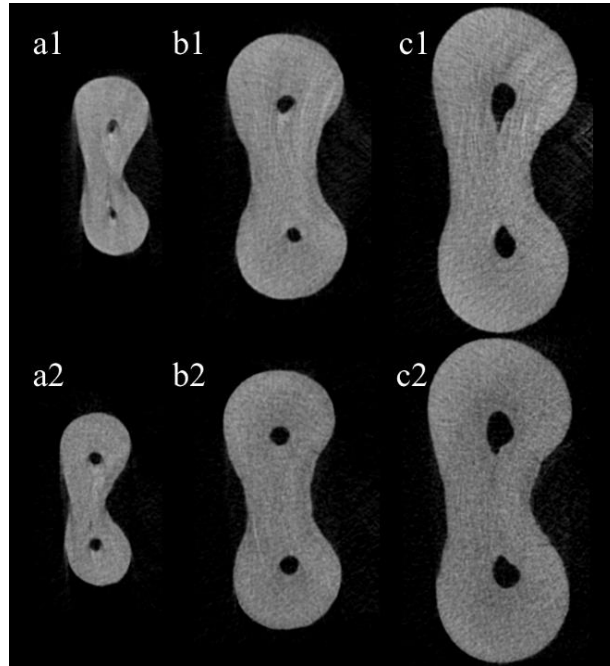
	3 mm	6 mm	9 mm
TRN-DR	0.7355 (± 0.1574)	0.7676 (± 0.1625)	0.6431 (± 0.1637)
TRN-AH	0.7993 (± 0.1595)	0.7400 (± 0.1550)	0.6577 (± 0.2839)
VR-DR	0.6551 (± 0.2814)	0.7109 (± 0.1655)	0.5735 (± 0.1825)
VR-AH	0.7673 (± 0.2194)	0.5600 (± 0.2763)	0.5520 (± 0.2379)
TFA-AH	0.6393 (± 0.3028)	0.7382 (± 0.1496)	0.6979 (± 0.2080)
TFA-DR	0.6310 (± 0.2924)	0.7313 (± 0.2464)	0.7053 (± 0.2266)
	P=0.713	P=0.478	P=0.449

3 mm seviyesinde 0.7993 değeri ile TRN-AH grubu, 6 mm seviyesinde 0.7676 değeri ile TRN-DR grubu ve 9 mm seviyesinde 0.7053 değeri ile TFA-DR grubu en yüksek merkezleme oranını gösterse de gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktu ($P>0.05$). Gruplar arası merkezleme oranlarının karşılaştırılması Şekil 4.2.'de gösterilmiştir.

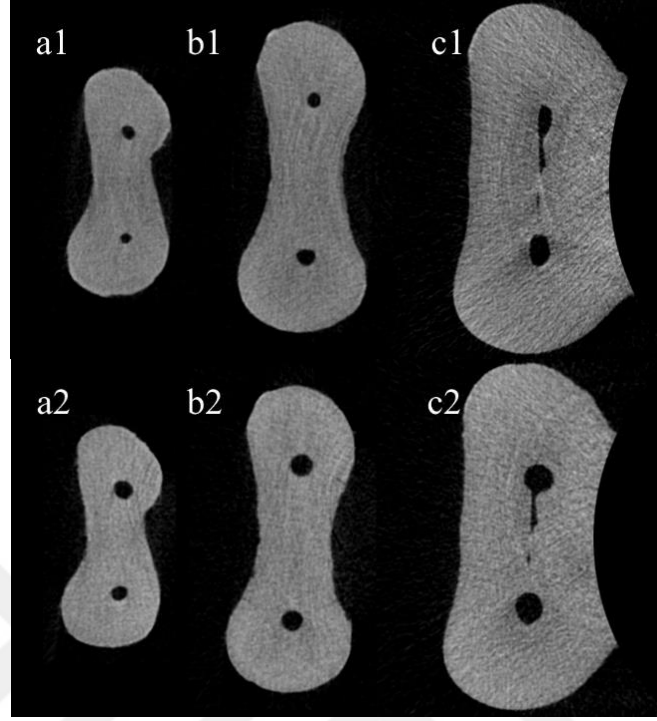


Şekil 4.2. Merkezleme oranları karşılaştırma grafiği

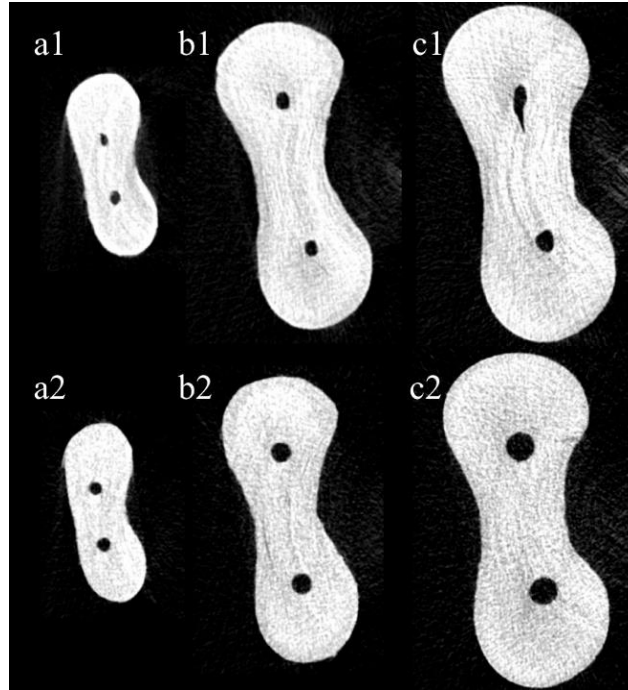
Tüm seviyelerde, gruplar benzer transportasyon miktarı ve merkezleme oranı gösterdi ($P>0.05$).



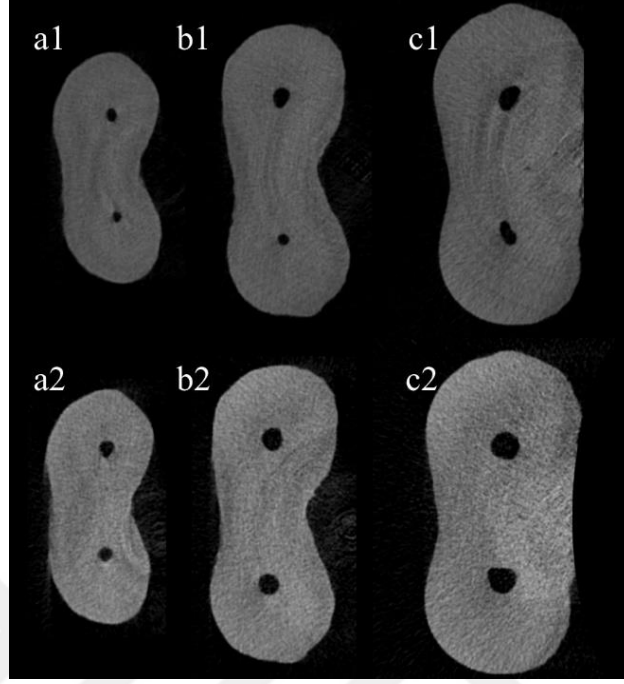
Şekil 4.3. TRN-DR grubundan bir örneğin 3 mm (a), 6 mm (b) ve 9 mm (c)'de şekillendirme öncesi ve sonrası μ BT görüntüsü



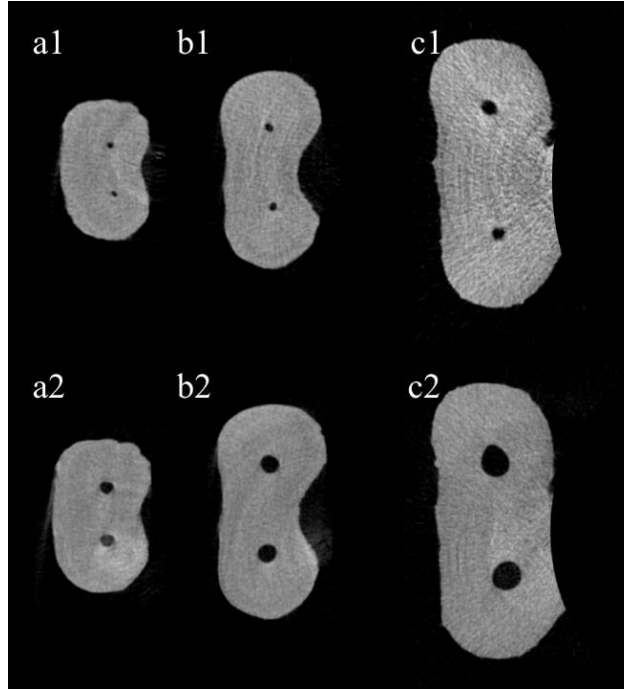
Şekil 4.4. TRN-AH grubundan bir örneğin 3 mm (a), 6 mm (b) ve 9 mm (c)'de şekillendirme öncesi ve sonrası μ BT görüntüsü



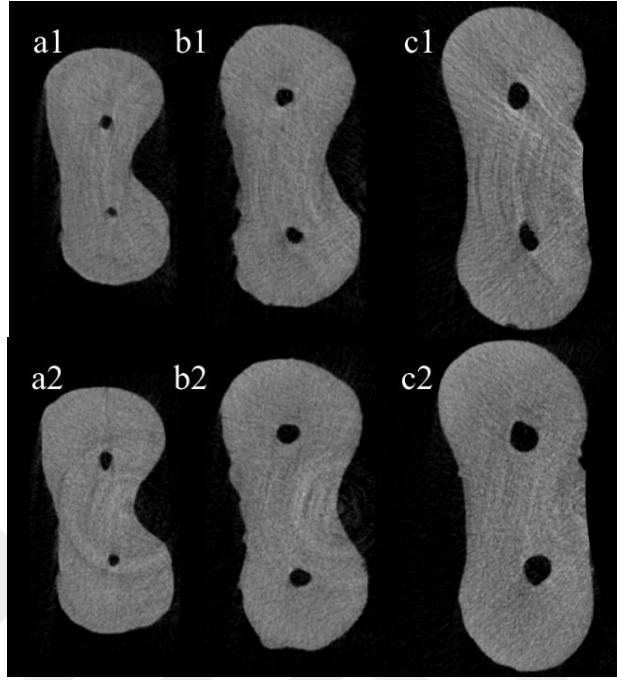
Şekil 4.5. VR-DR grubundan bir örneğin 3 mm (a), 6 mm (b) ve 9 mm (c)'de şekillendirme öncesi ve sonrası μ BT görüntüsü



Şekil 4.6. VR-AH grubundan bir örneğin 3 mm (a), 6 mm (b) ve 9 mm (c)'de şekillendirme öncesi ve sonrası μ BT görüntüsü



Şekil 4.7. TFA-AH grubundan bir örneğin 3 mm (a), 6 mm (b) ve 9 mm (c)'de şekillendirme öncesi ve sonrası μ BT görüntüsü



Şekil 4.8. TFA-DR grubundan bir örneğin 3 mm (a), 6 mm (b) ve 9 mm (c)'de şekillendirme öncesi ve sonrası μ BT görüntüsü

4.3. Uzaklaştırılan Dentin Hacmi Bulguları

Her bir grup için uzaklaştırılan dentin hacimlerinin ortalama ve standart sapma değerlerini içeren tanımlayıcı istatistiksel veriler Tablo 4.3.'te gösterilmektedir.

Tablo 4.3. Gruplara göre uzaklaştırılan dentin hacminin karşılaştırılması (mm^3)

	Uzaklaştırılan Dentin Hacmi	P değeri
TRN-DR	0.9228 ^a $\pm$ 0.1093	
TRN-AH	0.7669 ^a $\pm$ 0.1581	
VR-DR	2.0179 ^c $\pm$ 0.5371	
VR-AH	1.4637 ^{bc} $\pm$ 0.4107	
TFA-AH	1.7393 ^c $\pm$ 0.7116	
TFA-DR	1.2084 ^b $\pm$ 0.2069	
		0,0001

Farklı harflerle gösterilen üst karakterler, gruplar arasında istatistiksel anlamlılık olduğuna işaret etmektedir ($P < 0.05$).

Gruplar arasındaki fark uzaklaştırılan dentin hacmi bakımından istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($P=0.0001$). VR-DR ve TFA-AH grupları, istatistiksel olarak TRN-DR, TRN-AH ve TFA-DR gruplarından anlamlı derecede daha yüksek hacim farkı gösterdi; VR-AH grubu ve kendi aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildi.

VR-AH grubu, istatistiksel olarak TRN-DR ve TRN-AH gruplarından anlamlı derecede daha yüksek hacim farkı gösterdi; VR-DR, TFA-AH ve TFA-DR grupları ile aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildi.

TFA-DR grubu, istatistiksel olarak TRN-DR ve TRN-AH gruplarından anlamlı derecede daha yüksek, VR-DR ve TFA-AH gruplarından anlamlı derecede daha düşük hacim farkı gösterdi; VR-AH grubu ile aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildi.

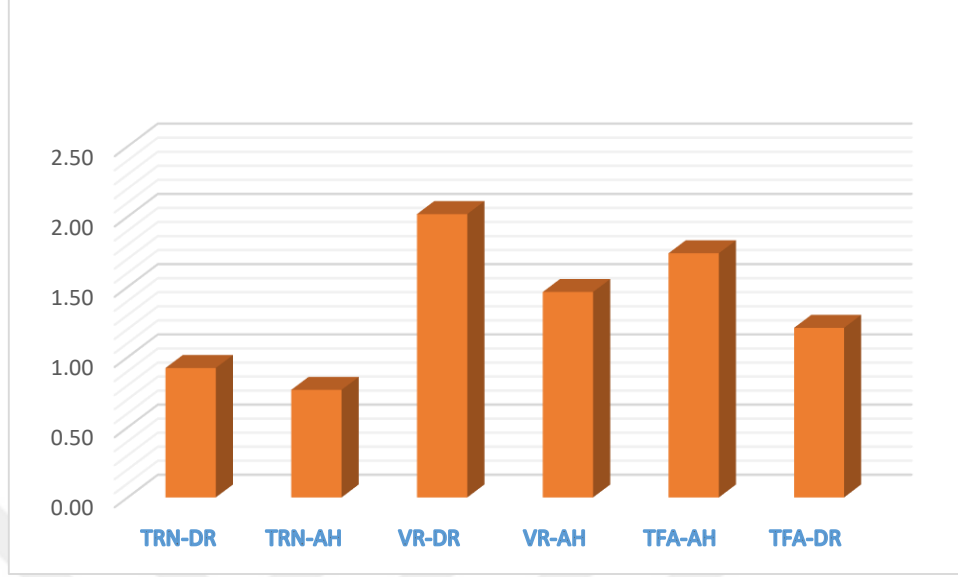
TRN-DR ve TRN-AH grupları istatistiksel olarak VR-DR, VR-AH, TFA-AH ve TFA-DR gruplarından anlamlı derecede daha düşük hacim farkı gösterdi; kendi aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildi.

Gruplar arası ikili karşılaştırma sonuçlarına ait P değerleri Tablo 4.4.'de gösterilmektedir.

Tablo 4.4. Uzaklaştırılan dentin hacmine ait gruplar arası ikili karşılaştırma sonuçları

	TRN-DR	TRN-AH	VR-DR	VR-AH	TFA-AH	TFA-DR
TRN-DR		0.175	0.009*	0.009*	0.009*	0.009*
TRN-AH	0.175		0.009*	0.009*	0.009*	0.009*
VR-DR	0.009*	0.009*		0.076	0.347	0.016*
VR-AH	0.009*	0.009*	0.076		0.347	0.117
TFA-AH	0.009*	0.009*	0.347	0.347		0.047*
TFA-DR	0.009*	0.009*	0.016*	0.117	0.047*	
*P<0.05						

Gruplar arası uzaklaştırılan dentin hacminin karşılaştırılması Şekil 4.9.'da gösterilmiştir.



Şekil 4.9. Uzaklaştırılan dentin hacmi karşılaştırma grafiği (mm³)

Çalışmamızda test edilen “TruNatomy, VDW.Rotate ve Twisted File Adaptive grupları ve test edilen kinematikler arasında analiz edilen parametrelerde fark yoktur.” sıfır hipotezi elde edilen bulgular sonucunda reddedildi.

5. TARTIŞMA

Endodontik tedavinin temel amacı apikal periodontitisi önlemek veya tedavi etmektir (7). Kök kanalının kemomekanik olarak şekillendirilmesi, kanal dezenfeksiyonunda kritik aşamadır. Endodontik tedavinin başarısız olmasının altında yatan neden neredeyse her zaman bakteriyel bir enfeksiyondur; prosedürel hatalar enfekte kök kanallarından intraradiküler mikroorganizmaların elimine edilememesi nedeniyle başarısızlık riskini artırır (203). Kök kanal enstrümantasyonunun mekanik amacı, orijinal kanalların hazırlanan şekle eksiksiz ve ortalananmış bir şekilde dahil edilmesidir, bu da tüm kök kanal yüzeylerinin mekanik olarak şekillendirildiği anlamına gelir (258). Ancak, klinik uygulamada kök kanal şekillendirmesinin nasıl yapılması gerektiği konusunda önemli anlaşmazlıklar vardır.

Dişlerin kök kanal sisteminin birçok bölümünde ve farklı düzlemlerde eğimli kanallar vardır ve kök kanal tedavisini zorlaştırır; genel olarak, eğim ne kadar şiddetliyse ve eğimin yarıçapı ne kadar kısaysa kök kanal enstrümantasyonu o kadar zorlayıcıdır (40). Orijinal kök kanal anatomisini korumak, kanal transportasyonu ve perforasyon riskini azaltmak için esastır (259).

Eğimli kanallarda paslanmaz çelik el eğelerinin, kanalın orijinal şeklini bozarak düzleştirme eğiliminde olduğu, basamak ve apikal transportasyona neden olabileceği bildirilmiştir (69). Motorla çalışan NiTi aletler, güvenlikleri ve eğimli kanalları şekillendirme yetenekleri nedeniyle yaygın olarak kullanılmaktadır. Bununla birlikte, alet kırılması bir endişe kaynağı olmaya devam etmektedir ve üreticiler aletlerin mekanik özelliklerini ve performansını optimize etmek için çeşitli modifikasyonlar geliştirmiştir (259). Orta ve aşırı eğime sahip kök kanalları, kök kanalının orijinal anatomisini korumak ve perforasyon riskini azaltmak için yüksek esneklik, burulma mukavemeti ve elastik hafızaya sahip aletlerin kullanılmasını gerektirir (154). Son on yılda, daha yüksek bir martensitik faz yüzdesi vererek, daha yüksek esneklik ve döngüsel yorgunluk direnci sağlayarak alaşımın mekanik özelliklerini optimize etmek için NiTi alaşımının çeşitli ısı işlemleri önerilmiştir (92).

Hangi tekniğin veya enstrüman tasarımının klinik olarak üstün olduğuna dair bir fikir birliği veya klinik kanıt yoktur, ancak hiçbir enstrümanın kök kanal sisteminin tüm yüzeylerine temas edemeyeceği ve dokunulmamış alanlar bırakacağı konusunda bir fikir birliği vardır (258).

Kök kanal sistemlerinin şekillendirme yeteneklerinin değerlendirildiği çalışmalar, çekilmiş insan dişleri veya yapay kanallarda gerçekleştirilmektedir. Plastik bloklar, kanalın şekli, preoperatif kanal lümeninin çapı ve konikliği ve eğim açısı ve yarıçapı açısından önceden belirlenebilir ve kök kanal anatomisini yüksek derecede standardize eder (236). Bununla birlikte, bu deneysel modeller birkaç önemli dezavantajla ilişkilidir. Rezin materyallerin sertliği 20-22 kg/mm² arasında değişirken, insan dentininin mikrosertliği 35-40 kg/mm² arasında değişir (57, 230, 260, 261). İnsan kök dentininin şekillendirilmesi, plastik kanalların hazırlanması için gereken kuvvetin iki katını gerektirir (262). Plastik blokların kullanılması kök kanal temizliğinin değerlendirilmesine izin vermez (236). Ek olarak, rezin talaşlarının irrigasyonla kök kanallarından uzaklaştırılması daha zor görünmektedir, bu da kanal tıkanıklıklarının artmasına neden olmaktadır (230, 262). Çift eğim veya s-şekilli kanallara sahip çekilmiş diş toplamak zor olduğundan, bu tip kök kanallarının şekillendirilmesine ilişkin araştırmalar için hala kullanılmaktadır.

Çekilen dişlerin μ BT veya KIBT verileri kullanılarak oluşturulan 3B rezin dişler, kök kanal şekillendirmesinin değerlendirildiği çalışmalarda kullanılmaktadır (263, 264). Ancak döner aletlerin bu kanallarda kullanımı sırasında ortaya çıkan ısının etkisiyle rezinde yumuşama meydana gelebilir (197). Kanal aletlerinin yumuşamış rezine saplanabileceği ve buna bağlı prosedürel hataların görülebileceği belirtilmiştir (265, 266). Çekilmiş dişlerin toplanmasının ve saklanması zorluğu, potansiyel çapraz enfeksiyon riskleri, hasta onayı da dahil olmak üzere etik hususlar gerekliliği ve standardizasyon zorluğu gibi dezavantajları vardır (267). Ancak bütün dişlerin bu heterojen yapıya sahip olması, farklılıkların kabul edilebilir olmasını sağlamaktadır (268, 269). Bunların yanında, çekilmiş dişlerin kullanımı, kök kanal geometrisi ve enstrümente edilecek sert dokunun fiziksel ve kimyasal özellikleri açısından klinik gerçeği en doğru şekilde yansıtan çalışma tasarımı gibi görünmektedir (236). Bu veriler ışığında çalışmamızda in vitro güvenilirliği klinik koşullara en yakın olan benzer boyutlardaki çekilmiş dişleri kullandık. Klinik koşullar altında servikal dentin interferansı kanal şekillendirilmesi sırasında aletler üzerinde gerilim üretmektedir (65). Bu yüzden çalışmamızda kronlar uzaklaştırılmadı.

Enfekte dentinin çıkarılması ile kök kanal anatomisinin korunması arasında yeterli bir dengenin sağlanması, özellikle eğimli kanallarda bir sorun olmaya devam etmektedir (270).

Schneider'e göre 5° ve altı düz, 10°-20° arası orta eğime sahip, 20° üstü ise aşırı eğime sahip kanallar olarak sınıflandırılmaktadır (42). Endodontik aletler, eğimli kanalların preparasyonu sırasında kök kanalını düzleştirmeye eğilimlidirler ve sıklıkla basamak, zip ve transportasyon gibi işlemsel hatalara neden olurlar (162). Akut eğimlere sahip mandibular molar dişlerin mezial kökleri, genellikle dar ve 2 düzlemde eğimli kanallar içerdiğinden enstrümantasyon zorluk seviyesini arttırmırlar (271). Literatürde, Ni-Ti döner aletlerin kurvatürlü kanallarda şekillendirme yeteneklerini değerlendirmek için yapılan çalışmalarda, mandibular molar dişlerin mezial kanallarının tercih edildiği bir çok çalışma bulunmaktadır (162, 272-275). Çalışmamızda 20°-40° kurvatüre sahip, mandibular molar dişlerin Vertucci Tip IV (250) kanal konfigürasyonunu içeren mezial kanalları kullanılmıştır. Kök kanal kurvatür açıları Schneider yöntemi ile hesaplanmıştır.

Enstrümantasyon etkinliğini değerlendirmek için histolojik kesitler, taramalı elektron mikroskobu (TEM), radyografik karşılaştırmalar, BT, KIBT ve µBT dahil olmak üzere yıllar içinde çeşitli yöntemler kullanılmıştır (276, 277). Histolojik kesit alma yönteminde, madde kaybı olması ve tekrarlanabilir ölçümlerin yapılamaması yöntemin dezavantajıdır (238). TEM çalışmalarında ise kökler ikiye ayrıldığı için şekillendirme öncesi ve sonrası arasında karşılaştırma yapmak mümkün olmamaktadır. Bu nedenle şekillendirme yeteneğinin değerlendirilmesinde uygun bir yöntem değildir (278). Bu yöntemler şekillendirme yeteneğinin değerlendirilmesinden ziyade kanal içerisinde kalan debris ve pulpanın değerlendirilmesinde kullanılmaktadır (279, 280). Bramante tekniği ile seri kesit alma yöntemi, transportasyonun değerlendirildiği çalışmalarda kullanılmakla birlikte, bu teknikte uygulama zorluğu ve kesit alma sırasında madde kaybı riski vardır (281, 282).

Radyografik karşılaştırma tekniği, radyografilerin karşılaştırılması sonucu elde edilen görüntüler üzerinde ölçüm yapılarak enstrümantasyon etkinliklerinin değerlendirilmesi esasına dayanmaktadır (283, 284). Yalnızca 2B görüntülerin elde edilebilmesi ve köklerin bukkolingual veya meziodistal düzlemlerdeki maksimum eğimlerini göstermede yetersiz olması, tekniğin dezavantajlarıdır (181, 285).

Endodontik eğe sistemlerinin şekillendirme yeteneğinin değerlendirilmesinde kullanılan KIBT, BT ve µBT cihazları ile üç boyutlu görüntüler elde edilir (286). Bu görüntüleme tekniklerinin, şekillendirme etkinliğini değerlendirirken konvansiyonel

rad-yogra-filer-den daha ü-stün ol-du-ğu kanıtlan-mış-tır (65, 287). Kök kanal şekillendirmesinin kalitesini de-ğerlendirmek için BT kullanı-mının radyografik gö-rüntü-le-me ve kesit alma gibi di-ğer yön-te-m-len-den daha iyi sonu-çlar sağ-lad-ığı bil-diril-miş-tir (65). Geleneksel BT tarama-larının za-yıf çö-zün-ür-lü-ğün-ün bir sonu-cu ola-rak, kök kanal ayrıntılı ola-rak incelenemeyebilir (288). KIBT, kanal merkez-le-me oranı, uzak-laş-tırılan dentin hacmi ve kanal trans-porta-syon mi-kta-rını ölç-mek için kullanı-labi-len et-kili bir non invaziv gö-rüntü-le-me yön-te-mi-dir (289). Fa-kat KIBT tek-ni-ğinin gö-rüntü kalitesini sınırlayan gürültü ve voksel boyutu gibi fak-tör-le-ri endodontik çalış-ma-ları et-kiledi-ği iyi bilin-mek-tedir. Ö-zel-li-kle, kök kanal sisteminin de-ğer-len-di-ri-lme-si gibi hassas gö-rüntü-le-me-le-rde, daha büyük voksel boyut-ları daha az uzaysal çö-zün-ür-lü-ğ-e ne-den ol-mak-ta-dır (290). KIBT tek-ni-ği, kök kanal şekillendir-me et-kil-i-ğinin de-ğer-len-di-ri-lme-sin-de et-kili bir yön-te-m olsa da kesit kalı-nlı-ğının fazla ol-ma-sın-dan do-lay-ı ayrıntı-ların de-ğer-len-di-ri-lme-sin-de ye-ter-siz olabi-lmek-tedir (286). Mar-ca ve ark. 2013 yıl-ın-da yap-tık-ları çalış-ma-da, KIBT ve μ BT tek-nik-le-rini karşı-laş-tır-mış ve KIBT tek-ni-ğinin de-tay-ların gö-rüntü-len-me-sin-de ye-ter-siz ol-du-ğu sonu-cu-na ulaş-mış-lar-dır (291).

μ BT tek-ni-ği, kök kanal sisteminin 3B de-ğer-len-di-ri-lme-sine izin ver-di-ği için endodontide pop-ü-le-rlik ka-zan-mış-tır (23). μ BT ci-haz-ları, yük-sek çö-zün-ür-lük-le-ri saye-sin-de, 5-50 μ m ara-lı-ğın-da voksel boyu-tun-da gö-rüntü-le-r alın-ma-sı-nı sağ-la-mak-ta-dır (251). Voksel boyutu ile gö-rüntü kalitesinin pozitif ko-re-la-syon gös-ter-di-ği bil-diril-miş-tir (292). μ BT tek-ni-ği ile şekillendir-me ön-ce-si ve son-ra-sı kök kanal sisteminde me-y-da-na ge-len hacim fark-ları, trans-porta-syon mi-kta-rı ve kanalın orijinal şeklin-de-ki de-ğişiklik-le-rin ölç-ü-mün-ü yap-mak mün-kün-dür (20). Bu av-an-taj-lar-ının yan-ın-da, μ BT ile gö-rüntü elde edil-me-si di-ğer tek-nik-le-re gö-re za-man al-ıcı-dır ve pa-ha-lı bir gö-rüntü-le-me sistemi-dir (24). Çalış-ma-mız-da şekillendir-me ye-te-ne-ğini de-ğer-len-dirmek için, yük-sek çö-zün-ür-lük-te gö-rüntü elde edebil-me-si saye-sin-de hassas sayı-sal ölç-ü-m-le-r yap-ı-labi-len non-invaziv μ BT tek-ni-ği ter-ci-h edil-di.

Şekillendir-me et-kil-i-ğinin de-ğer-len-di-ri-l-di-ği çalış-ma-lar-da, trans-porta-syon ve merkez-le-me oranı ha-sap-lan-ır-ken apikal-den bel-ir-li uzak-lık-ta-ki me-sa-fe-le-r-den ölç-ü-m-le-r yap-ı-lmak-ta-dır. Ö-nce-ki bir kaç çalış-ma-da, sı-ra-sı-yı-la apikal, orta ve ko-ro-nal üç-lü-yü tem-sil eden 3, 5 ve 7 mm'lik me-sa-fe-le-r-den in-ce-le-me-le-r yap-ı-lmış ve bu se-vi-yel-er-de iyatrojenik ha-ta-lar-ın yük-sek oran-da gö-rül-dü-ğü bel-ir-til-miş-tir (65, 293, 294). Mak-sil-lar molar diş-le-rin de-ğer-len-di-ri-l-di-ği başka bir çalış-ma-da ise; 2, 5 ve 9 mm se-vi-yel-er-in-de iyatrojenik ha-ta risk-inin

daha yüksek olduğu belirtilmiştir (295). Bununla birlikte daha güncel çalışmalarda araştırmacılar 3, 6 ve 9 mm seviyelerini değerlendirme için seçmişlerdir (18, 296-298). Bu verilere dayanarak çalışmamızda μ BT ile elde edilen görüntülerde, transportasyon ve merkezleme yeteneği ölçümleri apeksten 3, 6 ve 9 mm'lik mesafelerden yapıldı.

Son zamanlarda hem giriş kavitesi hem de kök kanalların enstrümantasyonunda minimal invaziv endodontik yaklaşım öne çıkmaktadır (299). Dişin yapısal bütünlüğünün ve peri-servikal dentinin korunmasının, uzun dönemde prognozu etkileyen bir faktör olduğu belirtilmiştir (300). Bu amaçla dişin koronalinden daha az materyal uzaklaştırılmasını sağlayan regresif konikliğe sahip güncel sistemler geliştirilmiştir. Çalışmamızda kullanılan TRN döner eğe sistemi de buna örnektir. VR sistemi, tasarımı ve artan esnekliği sayesinde, kanal transportasyonunu azaltır ve kök kanal anatomisini korur (301). TFA sistemi, AH ile alet kırığı ve kanal transportasyon risklerini azaltarak daha güvenli kanal şekillendirmesi amaçlar (18).

Kök kanal şekillendirmesi sırasında, kanalın orijinal anatomisini koruyarak, apikalden koronale doğru konik bir form oluşturulması hedeflenmektedir (8). Bu amaçla, şekillendirme etkinliğinin değerlendirilmesinde kullanılan en önemli parametreler; kanalın orijinal kurvatürünün korunması, enstrümanın kanal merkezinde kalma yeteneği ve tüm duvarlardan eşit miktarda dentin uzaklaştırılmasıdır (36). Farklı kök kanal sistemlerinin şekillendirme yeteneği karşılaştırılırken, enstrümanların benzer apikal çaplara sahip olması önemlidir (302). Bu nedenle çalışmamızda kullanılan NiTi sistemlerin, benzer apikal çap ve konikliğe sahip döner aletlerini kullandık. Çalışmamıza dahil edilen NiTi döner alet sistemleri, önceki çalışmalar ve piyasada yeni olan sistemlerle ilgili çalışmalara duyulan ihtiyaç göz önünde bulundurularak seçildi.

Enstrümantasyon sistemlerinin şekillendirme yeteneğini değerlendirdiğimiz bir başka parametre de uzaklaştırılan dentin hacmidir. TRN grupları her iki kinematikte de diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az dentin uzaklaştırarak en az hacim değişimine neden oldu. Bu durum TRN sisteminin esnekliğini arttırmak için tasarlanan küçük yiv çapına ve enstrümanın 0,8 mm olan maksimum yiv çapını korumasına izin veren regresif konikliğe sahip olmasına bağlanabilir. Sonuçta, TRN'nin minimal invaziv endodontik yaklaşımı destekler nitelikteki çalışma prensibinin uzaklaştırılan dentin miktarının az

olmasında etkili olduğu düşünülmektedir. Silva ve ark.'nın yaptığı çalışmada (303), uzaklaştırılan dentin hacmi bakımından ProTaper Gold (PTG), TRN'den anlamlı derecede daha yüksek değer göstermiştir. Bu sonuç, kullanılan aletlerin (PTG 25/.08 ve TRN 26/.04) apikal çap ve konikliğindeki farklılıklar nedeniyle açıklanmıştır. Benzer şekilde çalışmamızda, TRN haricindeki grupların daha fazla miktarda dentin uzaklaştırmaları, bu gruplarda .06 konikliğe sahip sistemlerin kullanımı ile açıklanabilir. Çalışmamızla uyumlu olarak, yakın zamanda yapılan bir çalışmada TRN sistemi, PTG ve WaveOne Gold (WOG) sistemine kıyasla daha düşük miktarda dentin uzaklaştırmıştır (304). Mandibular molar dişlerin kullanıldığı bir başka çalışmada ise TRN grubu; iRace, Reciproc Blue (RCB), TRUShape ve WOG gruplarından daha az miktarda dentin uzaklaştırmıştır fakat XP-endo Shaper (XPS) ile aralarında anlamlı fark bulunamamıştır (305). VR-DR ve TFA-AH grupları ise uzaklaştırılan dentin hacmi bakımından VR-AH hariç diğer gruplardan anlamlı derecede daha yüksek değerler gösterdiler. VR-AH, TFA-DR grubundan daha yüksek hacim farkı gösterse de aralarındaki fark anlamlı değildi. Duarte ve ark.'nın maksillar molar dişlerin meziobukkal köklerini kullanarak yaptıkları çalışmada (18); AH kinematiğinde kullanılan TFA sistemi, hem AH hem DR kinematiğinde kullanılan Navigator EVO sistemine kıyasla anlamlı oranda daha fazla miktarda dentin uzaklaştırdığı bulundu. Ancak, TFA sistemi her iki kinematikte benzer sonuçlar göstermiştir. Bu tür sonuçlar, döner aletlerin kesitlerini, metalurjik özelliklerini ve kullanılan kinematik gibi farklı nedenlerle açıklanabilir (18). Pedulla ve ark.'nın (4) mandibular molar dişlerin mezial kanalları ile yaptıkları çalışmada ise, TFA sistemi AH kinematiği ile kullanıldığında, DR kinematiğine kıyasla anlamlı derecede daha yüksek miktarda dentin uzaklaştırdı. Bu çelişkili sonuçlar, Duarte ve ark.'nın (18) yaptığı çalışmada orta eğimli, Pedulla ve ark.'nın (4) yaptığı çalışmada ise aşırı eğimli kanalların kullanılması ile açıklanabilir. Çalışmamız da bu bulgularla uyumlu gözükmemektedir. Literatürde, VR döner eğe sisteminin şekillendirme yeteneğinin değerlendirildiği sınırlı sayıda çalışma içerisinde, uzaklaştırılan dentin hacminin karşılaştırıldığı 2 çalışma mevcuttu (301, 306). 3B rezin dişlerin kullanıldığı bir çalışmada, sırasıyla 25.06, 25.08 ve 26.04 boyutlarına sahip VR, PTG ve TRN sistemleri arasında uzaklaştırılan dentin hacmi bakımından fark bulunamamıştır (301). Bu durum, çalışmada kullanılan döner eğe sistemlerinin gördükleri ısı işlem, farklı metalurjik özelliklere ve geometrik tasarımlar ile açıklanmıştır. Mandibular molar dişlerin kullanıldığı diğer çalışmada ise, RCB, R-Motion,

VR ve RaCe EVO sistemleri karşılaştırılmış ve uzaklaştırılan dentin hacmi bakımından aralarında anlamlı fark bulunamamıştır (306). Çalışmamızda VR gruplarının benzer miktarda dentin uzaklaştırdığını; VR-DR grubunun TFA-DR grubundan anlamlı derecede daha fazla miktarda dentin uzaklaştırdığını bulduk. TFA sistemi üçgen enine kesit şekline sahipken, VR sistemi daha yüksek kesme etkinliği için tasarlanmış S-şekilli bir geometriye ve progresif konikliğe sahiptir. İki sistem arasındaki kesit tasarımı ve kesme kapasitesi farkı bu sonucu açıklayabilir. Bu farklılık ayrıca, örnekleri şekillendirmek için kullanılan son TFA aletinin (SM2) olası küçük boyutlarından kaynaklanıyor olabilir. SM2 TFA eğesi, 25 uç çapı ve 0.06 konikliğe sahip bir TF eğesi ile tamamen aynıdır ve TF 25.06 eğesinin belirtilen boyutlardan daha küçük olduğu bildirilmiştir (113).

Wu ve ark. (307), apikal genişletme sırasında meydana gelen transportasyon miktarının 0,3 mm'den fazla olması durumunda kök kanal dolgusunun başarısının olumsuz yönde etkileneceğini bildirmiş ve bu sınırı “kritik transportasyon miktarı” olarak tanımlamışlardır. Çalışmamızda değerlendirilen tüm sistemlerin, kritik transportasyon miktarını aşmayacak düzeyde, 0,04 ile 0,18 mm arasında transportasyona neden olduğu bulundu. Apikal, orta ve koronal seviyeler ayrı ayrı değerlendirildiğinde; 3 mm seviyesinde en düşük ve en yüksek transportasyona neden olan gruplar sırasıyla TRN-AH ve VR-DR'dir, 6 mm seviyesinde en düşük ve en yüksek transportasyona neden olan gruplar sırasıyla TFA-DR ve VR-AH'dir, 9 mm seviyesinde en düşük ve en yüksek transportasyona neden olan gruplar sırasıyla TFA-DR ve VR-DR'dir. Bununla birlikte, çalışmamızda tüm kök seviyelerinde kök kanal transportasyon miktarı benzer bulundu, gruplar arası fark istatistiksel olarak anlamlı değildi. Kök kanal şekillendirmesi sırasında kullanılan kanal enstrümanlarının alaşımı, uygulanan ısı işlemler, sahip olduğu kesit, koniklik ve uç yapısı gibi tasarım özelliklerinin transportasyon miktarı üzerinde etkili olduğu gösterilmiştir (47, 212, 308-310). VR ve TFA gruplarının 0.06 olan konikliğine karşın TRN gruplarının 0.04 konikliğe sahip olması transportasyon miktarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark ifade etmemiştir. Bu durum, enstrümanın konikliği haricinde başka faktörlerin de bu sonuçlarda etkili olabileceğini göstermektedir. Literatürde TRN, VR ve TFA sistemlerinin transportasyon ve merkezleme yeteneğini karşılaştıran bir çalışma henüz bulunmamaktadır. Ancak yakın zamanda 25°-45° eğime sahip maksillar molar dişlerin meziobukkal kanalları kullanılarak yapılan bir µBT çalışmasında (13), farklı apikal boyutlara ve konikliğe sahip TRN, ProTaper Next (PTN) ve XPS eğelerinin

benzer miktarda transportasyon gösterdiği bulunmuştur. Mandibular molar dişlerle yapılan başka bir μ BT çalışmasında ise (303), PTG ve TRN sistemleri karşılaştırılmış ve apikal üçlü dışında gruplar arasında transportasyon açısından anlamlı fark bulunamamıştır. Ayrıca transportasyon miktarının her iki grupta da 0,1 mm'den daha düşük olduğu gözlenmiştir. Bu sonuç test edilen sistemlerin yüksek esnekliği ve seçilen köklerin düşük kurvatür açısı ile açıklanabilir. Bu bulgu, ısıtıl işlem görmüş enstrümanların eğimli kanalları şekillendirme yeteneğini gösteren çalışmalarla uyumludur (190). Mandibular molar dişlerle yapılan diğer bir μ BT çalışmasında (305), WOG, RCB, TRUShape, XPS, iRace ve TRN benzer miktarda apikal transportasyon göstermiştir. Test edilen NiTi sistemler arasındaki şekillendirme kabiliyetine ilişkin benzerliklerin ve farklılıkların kinematik özelliklerinden çok alaşım, koniklik ve tasarım özellikleriyle ilgili olabileceği belirtilmiştir (311, 312). Çalışmamızda da bu bulguyla uyumlu olarak, değişen kinematik transportasyon ve merkezleme oranında anlamlı farklılığa neden olmadı. Literatürde çekilmiş dişler kullanılarak VR'nin şekillendirme yeteneğinin karşılaştırıldığı sınırlı sayıda çalışma mevcuttur (306, 313). RCB, R Motion, VR ve RaCe EVO sistemlerinin mandibular molar dişlerin mezial kanalları kullanılarak karşılaştırıldığı çalışmada (306), farklı kinematiklerin ve eğelerin kullanımı benzer transportasyona neden olmuştur. Bu sonuç, RCB hariç tüm sistemlerin aynı boyuta (30.04) kadar kullanılmış olması ile açıklanmıştır. KIBT görüntüleri kullanılarak elde edilen rezin bazlı mandibular molar dişler kullanılarak yapılan çalışmada ise VR, PTG ve TRN farklı koniklik ve apikal çaplarına rağmen minimal düzeyde transportasyona neden olmuştur (301). Çekilmiş dişler üzerinde yapılan yakın tarihli μ BT ve KIBT çalışmalarında TFA sistemi, DR ve resiprokal kinematikler ile karşılaştırılmıştır; çalışmamızla uyumlu olarak tüm seviyelerde benzer transportasyon miktarı gözlemlenmiştir (16, 165, 314). Çalışmamızla benzer şekilde döner ege sistemlerinin, hem DR hem de AH ile etkinleştirildiği, Duarte ve ark.'nın yaptığı bir μ BT çalışmasında (18), TFA ve Navigator EVO sistemleri kinematikten bağımsız olarak koronal ve apikal üçlüde benzer miktarda transportasyona neden olmuştur. Orta üçlüde ise DR hareketinde kullanılan TFA grubu diğer gruplardan anlamlı derecede daha yüksek transportasyon göstermiştir. Pedulla ve ark.'nın yaptığı benzer bir diğer çalışmada ise (4), koronal ve orta üçlüde TFA grupları, her iki kinematikte Mtwo gruplarından daha az kanal transportasyon göstermiştir. Bununla birlikte apikal üçlüde, test edilen sistemler her iki kinematikte benzer transportasyon göstermiştir. Bu sonuç, apikal kanal transportasyonu

üzerinde, hareket kinematiklerinin veya enstrüman tiplerinin hiçbir etkisi olmadığını bildiren önceki bir çalışmayla uyumludur (315). Bu çelişkili sonuçlar, çalışmalarda kullanılan metodolojilerin farklılığından kaynaklanabilir. Duarte ve ark. 25°-35° kurvatür açılı mandibular molar dişler ve 25.06 döner eğeler kullanırken; Pedulla ve ark. 10°-20° kurvatür açılı maksillar molar dişler ve 30.04 döner eğeler kullanmıştır. Dolayısıyla döner eğelere aktarılan yükler de farklıdır.

Transportasyonun yönü incelendiğinde; çalışmamızda 3 mm seviyesinde VR-AH grubu hariç mezial yönde, 6 mm seviyesinde VR grupları distal, diğer gruplar mezial yönde ve 9 mm seviyesinde tüm gruplar distal yönde transportasyona neden oldu. Bu bulgular eğelerin kanalda düzleşme eğilimleriyle ilişkilendirilebilir. Kanal şekillendirme yeteneklerinin incelendiği bir çalışmada, transportasyon yönünün paslanmaz çelik eğelerin sergiledikleri özellikle de eğe büyüklüğü arttıkça artan rijiditelerinden dolayı apikalde meziale doğru, eğim bölgesinde ise distale doğru oluştuğu; NiTi eğelerin artmış esnekliğinden dolayı koronal bölgede ve eğimin başladığı bölgede de meziale doğru oluşabileceği bildirilmiştir (316). Çalışmamızda 6 mm seviyesinde VR grupları distal yönde, diğer gruplar ise mezial yönde transportasyona neden olmuştur. Bu durum, VR sisteminin progresif konikliği ve yüksek kesme etkinliği gösteren s-şekilli kesite sahip olması nedeniyle distal yöndeki ince dentinden daha fazla kaldırması ile açıklanabilir. Ayrıca aynı seviyede TRN'nin regresif koniklik, şekil hafızası ve 0.8 mm çapa sahip ince tasarımının sağladığı; TFA'nın ise R-faz teknolojisinin sağladığı gelişmiş esneklik bu grupların transportasyon yönünün mezial olmasını açıklayabilir. Arruda ve ark.'nın mandibular molar dişlerle yapmış oldukları KIBT çalışmasında (317), resiprokasyon veya rotasyon hareketi ile kullanılan sistemlerin tümü apikal 1. ve 3. mm'lerde daha çok mezialde; 5. ve 7. mm'lerde ise daha çok distalde transportasyona neden olmuştur. Bu durumun kanalın eğimine, eğimin yarıçapına, kök kanal anatomisine ve kullanılan eğeye bağlı olabileceği belirtilmiştir. Çalışmamızda mezial ve distal yönde meydana gelen transportasyonların tümü 0.2 mm'nin altındadır; bu da klinik anlamda önem taşımadığını ve tüm sistemlerin eğimli kanallarda güvenle kullanabileceğini göstermektedir (307). TRN ve VR sistemleri ile konservatif preparasyonlar elde edildiğini bildiren Pit ve ark.'nın çalışması bulgularımızla uyumluydu (313). Kabil ve ark. da çalışmamızla benzer şekilde TRN eğelerinin distal yönde minimal kanal transportasyonuna neden olduğunu göstermişlerdir (13). Morales ve ark.'nın farklı kinematiklerle çalışan apikal

Çapları 0.25-0.30 arasında değişen 6 sistemi kullandığı çalışmada, test edilen eğeler mezial veya distal yönde 0,25 mm'den daha düşük değerler ile minimum apikal transportasyon üretmiştir; TRN mezial yönde 0,14 mm transportasyona neden olmuştur (305). Pedulla ve ark.'nın yaptığı çalışmada TFA eğeleri hem rotasyon hem de adaptif kinematikte tüm seviyelerde 0.1 mm'nin altında ve koronal ve orta bölgede distal yönde, apikal bölgede mezial yönde transportasyona neden olmuştur (4). Duarte ve ark.'nın yaptığı çalışmada da benzer sonuçlar elde edilmiştir (18). Çalışmamızda da bu bulgularla uyumlu olarak 9 mm seviyesinde tüm gruplar distal yönde transportasyona neden oldu.

3 mm seviyesinde 0,7993 değeri ile TRN-AH grubu, 6 mm seviyesinde 0,7676 değeri ile TRN-DR grubu ve 9 mm seviyesinde 0,7053 değeri ile TFA-DR grubu en yüksek merkezleme oranını gösterse de gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktu. Bu bulgular apar ve ark.'nın (14), OneShape, PTU F2, PTN X2, Reciproc (RC) R25, TFA SM2 ve WaveOne primary ile, KIBT kullanılarak aşırı eğimli mandibular molar dişlerin merkezleme oranını değerlendirdiği bir çalışma ile uyumludur. Farklı kök kanal sistemlerinin şekillendirme yetenekleri karşılaştırılırken, enstrümanların benzer apikal çapa sahip olmaları önemlidir (302). Silva ve ark.'nın 25.06 boyutlarındaki PTN ve TFA sistemleri ile yaptığı BT çalışmasında bu sonuçlarla uyumlu olarak benzer merkezleme oranları bulunmuştur (16). Çalışmamızda aynı apikal çap ve konikliğe sahip olmayan aletler kullanılsa da benzer merkezleme oranları bulduk. Mtwo ve TFA sistemleri ile birlikte AH ve DR kinematiklerinin de karşılaştırıldığı bir başka çalışmada ise (4), koronal ve orta üçlüde, TFA eğeleri AH ile kullanıldığında, hem DR hem de AH ile kullanılan Mtwo eğelerinden daha yüksek merkezleme yeteneği göstermiştir. Bu bulgular, TFA sisteminin resiprokal sistemlere kıyasla daha yüksek merkezleme oranı bildirdiği önceki makalelerle uyumludur (162, 274). Bu sonuçlardaki farklılıklar çalışmaların metodolojisinin farklı olmasından kaynaklanabilir (318). Kabil ve ark.'nın 25–40 kurvatrl maksillar molar dişlerin meziobukkal köklerinde yaptığı yakın tarihli çalışmada (13); XPS, PTN, TRN, RC ve RCB apikal, orta ve koronal üçlüde benzer merkezleme oranı göstermiştir. Bu bulgular, Berutti ve ark.'nın eğimli mandibular molarlarda PTN ve TRN'nin şekillendirme yeteneğini karşılaştırdığı çalışma (319) ile uyumludur. Unno ve ark.'nın TRN'nin şekillendirme kabiliyetini değerlendirdiği bir çalışmada ise (320), TRN'nin merkezleme yeteneği, genel olarak her ölçüm noktasında HEDM, WOG ve PTN'den daha iyi bulunmuştur; bu, esnek eğelerin daha az kanal

deviasyonuna neden olmasıyla açıklanabilir (153, 321). Ancak 0 mm noktasında WOG, TRN'den daha iyi merkezleme gösterdi; bu durum gelişmiş kanal merkezleme kabiliyeti sağlayan WOG'un resiprokasyon hareketinden kaynaklanıyor olabilir (322). Ayrıca, Unno ve ark.'nın yaptığı çalışmada yapay rezin kanallar kullanılmıştır; bu da diğer çalışmalar ile uyumsuzluğunu açıklayabilir. Literatürde TRN'nin merkezleme yeteneğinin karşılaştırıldığı çalışmalar sınırlıdır. Çalışmamızda farklı konikliğe sahip döner eğeler her iki kinematikte de benzer merkezleme oranları gösterdi. Bu durum, test edilen eğeler arasındaki şekillendirme yeteneğine ilişkin benzerliklerin kinematik özelliklerinden çok alaşım ve tasarım özellikleri ile açıklanabilir (305). VR, RaCe EVO, R Motion ve RCB döner ege sistemlerinin şekillendirme yeteneğinin karşılaştırıldığı bir çalışmada (306), farklı kinematikler arasında merkezleme oranları açısından anlamlı fark bulunamamıştır. VR, HEDM ve K3XF döner eğeleri ile yapılan başka bir çalışmada da (323) benzer apikal çap ve konikliğe sahip rotasyonel hareketle çalışan farklı sistemler arasında merkezleme oranları benzer bulunmuştur. VR ile ilgili sınırlı literatür çalışmamızı desteklemektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Orijinal kök kanal anatomisinin korunması, güncel endodontinin hedeflerinden biridir. Farklı tasarım özellikleri, ısıtma işlem ve hareket kinematiğine sahip yeni NiTi sistemlerinin şekillendirme yeteneğinin araştırılması, performanslarını anlamak açısından değerlidir. Çalışmamızın sınırlamaları dahilinde, in vitro çalışmaların klinik alanındaki performansı tam yansıtmaması nedeniyle ileri klinik çalışmalara ihtiyaç vardır. Çalışmamızda üç farklı NiTi döner eğe sistemi (TRN, VR ve TFA), her iki hareket kinematiğinde (DR ve AH), eğimli kök kanallarında transportasyon miktarı ve yönü, merkezleme oranı ve uzaklaştırılan dentin hacmi bakımından μ BT kullanılarak değerlendirilmiştir. Elde ettiğimiz bulgular dahilinde şu sonuçlara varılmıştır;

Enstrümanların tasarım özelliklerinin ve yiv çaplarının şekillendirme sırasında uzaklaştırılan dentin hacmi üzerinde etkili olduğu görüldü. TRN grupları her iki kinematikte, minimal invaziv endodontik yaklaşımı destekler nitelikte anlamlı derecede daha az dentin uzaklaştırdı. Ancak uzaklaştırılan dentin miktarının yeterliliği konusunda ilave mikrobiyolojik çalışmalara ihtiyaç vardır. TFA sistemi, AH kinematiği ile kullanıldığında DR kinematiğine kıyasla anlamlı derecede daha fazla dentin uzaklaştırdı. Bu sonuç, resiprokasyon ve DR hareketlerinin kombinasyonunun kullanıldığı AH kinematiğinde, dokunulan kök kanal duvarlarının miktarının artışı ve dolayısıyla çıkarılan dentin miktarının artışı doğrulamaktadır. VR sistemi, progresif konikliği ve kesit tasarımı nedeniyle her iki kinematikte, TFA-AH grubu ile benzer şekilde uzaklaştırılan dentin miktarı açısından en yüksek değerleri gösterdi.

Grupların merkezleme oranları arasında anlamlı fark bulunmadı. Hiçbiri şekillendirme sırasında mükemmel merkezleme sağlayamadı ancak tüm seviyelerde elde edilen değerler kritik seviyeden oldukça uzaktı. Genel olarak tüm gruplar iyi merkezleme gösterdi.

Karşılaştırılan tüm gruplar, tüm seviyelerde benzer miktarda transportasyona neden oldu ve aralarındaki fark anlamlı değildi. Transportasyon genel olarak, 3 mm ve 6 mm seviyelerinde mezial ve 9 mm seviyesinde distal yönde meydana geldi. Her grup için transportasyon değeri literatüre göre kabul edilebilir sınırlar içerisinde olup, üç sistemin de eğimli kanallarda güvenle kullanılabileceği düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

1. Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *International endodontic journal* 2008, 41: 339-44.
2. Estrela CP, Jesus Djalma Estrela, Cyntia RA Guedes, Orlando A Silva, Brunno SF Soares, Carlos José Sousa-Neto, Manoel Damião. Common operative procedural errors and clinical factors associated with root canal treatment. *Brazilian dental journal* 2017, 28: 179-90.
3. Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *Journal of endodontics* 2004, 30: 559-67.
4. Pedullà E, Plotino G, Grande N, Avarotti G, Gambarini G, Rapisarda E, Mannocci F. Shaping ability of two nickel–titanium instruments activated by continuous rotation or adaptive motion: a micro-computed tomography study. *Clinical oral investigations* 2016, 20: 2227-33.
5. Matwychuk MJ, Bowles WR, McClanahan SB, Hodges JS, Pesun IJ. Shaping abilities of two different engine-driven rotary nickel titanium systems or stainless steel balanced-force technique in mandibular molars. *Journal of Endodontics* 2007, 33: 868-71.
6. Lin LM, Rosenberg PA, Lin J. Do procedural errors cause endodontic treatment failure? *The Journal of the American Dental Association* 2005, 136: 187-93.
7. Young G, Parashos P, Messer H. The principles of techniques for cleaning root canals. *Australian dental journal* 2007, 52: S52-S63.
8. Gergi R, Abou Rjeily J, Sader J, Naaman A. Comparison of canal transportation and centering ability of twisted files, Pathfile-ProTaper system, and stainless steel hand K-files by using computed tomography. *Journal of endodontics* 2010, 36: 904-7.
9. Silva EJNL, Tameirão MDN, Belladonna FG, Neves AA, Souza EM, De-Deus G. Quantitative transportation assessment in simulated curved canals prepared with an adaptive movement system. *Journal of endodontics* 2015, 41: 1125-9.
10. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Mitchell JC. Scanning electron microscope observations of new and used nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics* 2003, 29: 667-9.

11. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Nusstein JM, Daehn GS. Proposed role of embedded dentin chips for the clinical failure of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics* 2004, 30: 339-41.
12. Berutti E, Negro AR, Lendini M, Pasqualini D. Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments. *Journal of Endodontics* 2004, 30: 228-30.
13. Kabil E, Katić M, Anić I, Bago I. Micro-computed Evaluation of Canal Transportation and Centering Ability of 5 Rotary and Reciprocating Systems with Different Metallurgical Properties and Surface Treatments in Curved Root Canals. *Journal of Endodontics* 2021, 47: 477-84.
14. Capar ID, Ertas H, Ok E, Arslan H, Ertas ET. Comparative study of different novel nickel-titanium rotary systems for root canal preparation in severely curved root canals. *Journal of Endodontics* 2014, 40: 852-6.
15. Gundogar M, Uslu G, Ozyurek T, Plotino G. Comparison of the cyclic fatigue resistance of VDW. ROTATE, TruNatomy, 2Shape, and HyFlex CM nickel-titanium rotary files at body temperature. *Restorative Dentistry & Endodontics* 2020, 45: 37-.
16. Silva E, Pacheco P, Pires F, Belladonna F, De-Deus G. Microcomputed tomographic evaluation of canal transportation and centring ability of ProTaper Next and Twisted File Adaptive systems. *International endodontic journal* 2017, 50: 694-9.
17. Berutti E, Chiandussi G, Paolino DS, Scotti N, Cantatore G, Castellucci A, Pasqualini D. Canal shaping with WaveOne Primary reciprocating files and ProTaper system: a comparative study. *Journal of endodontics* 2012, 38: 505-9.
18. Duarte PM, da Silva PB, Alcalde MP, Vivan RR, da Rosa RA, Duarte MAH, Só MVR. Canal transportation, centering ability, and cyclic fatigue promoted by Twisted File Adaptive and Navigator EVO instruments at different motions. *Journal of Endodontics* 2018, 44: 1425-9.
19. Talati A, Moradi S, Forghani M, Monajemzadeh A. Shaping ability of nickel-titanium rotary instruments in curved root canals. *Iranian endodontic journal* 2013, 8: 55.
20. Peters OA, Laib A, Rügsegger P, Barbakow F. Three-dimensional analysis of root canal geometry by high-resolution computed tomography. *Journal of dental research* 2000, 79: 1405-9.

21. Peters OA, Laib A, Göhring TN, Barbakow F. Changes in root canal geometry after preparation assessed by high-resolution computed tomography. *Journal of endodontics* 2001, 27: 1-6.
22. Peters OA, Schönenberger K, Laib A. Effects of four Ni–Ti preparation techniques on root canal geometry assessed by micro computed tomography. *International endodontic journal* 2001, 34: 221-30.
23. Marceliano-Alves M, Sousa-Neto M, Fidel S, Steier L, Robinson J, Pécora J, Versiani M. Shaping ability of single-file reciprocating and heat-treated multifile rotary systems: a micro-CT study. *International Endodontic Journal* 2015, 48: 1129-36.
24. Rhodes J, Ford TP, Lynch J, Liepins P, Curtis R. Micro-computed tomography: a new tool for experimental endodontology. *International endodontic journal* 1999, 32: 165-70.
25. Yang G, Yuan G, Yun X, Zhou X, Liu B, Wu H. Effects of Two nickel-titanium instrument systems, Mtwo versus ProTaper universal, on root canal geometry assessed by micro-computed tomography. *Journal of endodontics* 2011, 37: 1412-6.
26. Ordinola-Zapata R, Bramante C, Versiani M, Moldauer B, Topham G, Gutmann J, Nuñez A, Duarte MH, Abella F. Comparative accuracy of the Clearing Technique, CBCT and Micro-CT methods in studying the mesial root canal configuration of mandibular first molars. *International endodontic journal* 2017, 50: 90-6.
27. Alaçam T, Alaçam A, Aydın M, Tınaz C, Ömürlü H, Erten HC, Uzel İ, Yıldırım S. *Endodonti*, 1 ed. Ankara, Tayfun Alaçam, 2012.
28. Raedel M, Hartmann A, Bohm S, Walter MH. Three-year outcomes of root canal treatment: mining an insurance database. *Journal of dentistry* 2015, 43: 412-7.
29. Román-Richon S, Faus-Matoses V, Alegre-Domingo T, Faus-Llácer VJ. Radiographic technical quality of root canal treatment performed ex vivo by dental students at Valencia University Medical and Dental School, Spain. *Medicina Oral, Patología Oral Y Cirugía Bucal* 2014, 19: e93.
30. Uzunoglu-Özyürek E, Erdoğan Ö, Türker SA. Effect of calcium hydroxide dressing on the dentinal tubule penetration of 2 different root canal sealers: a confocal laser scanning microscopic study. *Journal of endodontics* 2018, 44: 1018-23.

31. Azim A, Griggs J, Huang GJ. The Tennessee study: factors affecting treatment outcome and healing time following nonsurgical root canal treatment. *International endodontic journal* 2016, 49: 6-16.
32. Joshi PS, Shetty R, Sarode GS, Mehta V, Chakraborty D. Root anatomy and canal configuration of human permanent mandibular second molar: A systematic review. *Journal of Conservative Dentistry* 2021, 24: 298.
33. Hargreaves K, Cohen S. *Cohen's Pathways of The Pulp* 10 ed. St. Louis, Mosby, 2011: 230.
34. Faisal I, Saif R, Alsulaiman M, Natto ZS. Shaping ability of 2Shape and NeoNiTi rotary instruments in preparation of curved canals using micro-computed tomography. *BMC Oral Health* 2021, 21: 1-11.
35. Hülsmann M, Peters OA, Dummer PM. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic topics* 2005, 10: 30-76.
36. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dental clinics of north America* 1974, 18: 269-96.
37. Cleghorn BM, Christie WH, Dong CC. Root and root canal morphology of the human permanent maxillary first molar: a literature review. *Journal of endodontics* 2006, 32: 813-21.
38. Park P-S, Kim K-D, Perinpanayagam H, Lee J-K, Chang SW, Chung SH, Kaufman B, Zhu Q, Safavi KE, Kum K-Y. Three-dimensional analysis of root canal curvature and direction of maxillary lateral incisors by using cone-beam computed tomography. *Journal of Endodontics* 2013, 39: 1124-9.
39. Karataslioglu E, Arslan H, Er G, Avci E. Influence of canal curvature on the amount of apically extruded debris determined by using three-dimensional determination method. *Australian Endodontic Journal* 2019, 45: 216-24.
40. Bürklein S, Schäfer E. Critical evaluation of root canal transportation by instrumentation. *Endodontic Topics* 2013, 29: 110-24.
41. Bone J, Moule A. The nature of curvature of palatal canals in maxillary molar teeth. *International Endodontic Journal* 1986, 19: 178-86.
42. Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral surgery, Oral medicine, Oral pathology* 1971, 32: 271-5.

43. Nagy CD, Szabó J, Szabó J. A mathematically based classification of root canal curvatures on natural human teeth. *Journal of Endodontics* 1995, 21: 557-60.
44. Faraj S, Boutsoukis C. Observer variation in the assessment of root canal curvature. *International Endodontic Journal* 2017, 50: 167-76.
45. Weine F. *Endodontic Therapy*, 3 ed. St. Louis, Mosby, 1982.
46. Pruett JP, Clement DJ, Carnes Jr DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics* 1997, 23: 77-85.
47. Schäfer E. Root canal instruments for manual use: a review. *Dental Traumatology* 1997, 13: 51-64.
48. Weine F. *Endodontic Therapy*, 4 ed. St. Louis, Mosby, 1989: 282-316.
49. Cohen S, Burns R. *Pathways of The Pulp*, 5 ed. St. Louis, Mosby Year Book, 1991: 393-396.
50. Hoppe W, Schäfer E, Tepel J. Instrumentarium und Konzept für die manuelle Wurzelkanalaufbereitung. *Zahnärztl Welt* 1993, 102: 764.
51. Ingle JJ. Endodontic instruments and instrumentation. *Dental Clinics of North America* 1957, 1: 805-22.
52. Gutie JH. Microscopic and macroscopic investigation on results of mechanical preparation of root canals. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 1968, 25: 108-16.
53. Schäfer E, Tepel J. Formveränderungen gekrümmter Wurzelkanäle nach standardisierter Aufbereitung. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 1993, 48: 653-8.
54. Tepel J, Schäfer E, Hoppe W. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 3. Resistance to bending and fracture. *Journal of endodontics* 1997, 23: 141-5.
55. Briseno M. Einfluss verschiedener Wurzelkanalinstrumente bzw. Aufbereitungssysteme auf die Präparation gekrümmter Wurzelkanäle *Endodontie* 1992, 1: 279-90.
56. Tronstad L. *Clinical Endodontics: A Textbook*, 2 ed. Stuttgart, Thieme 2003.
57. ELDEEB ME, BORAAS JC. The effect of different files on the preparation shape of severely curved canals. *International endodontic journal* 1985, 18: 1-7.

58. Alodeh M, Dummer P. A comparison of the ability of K-files and Hedstrom files to shape simulated root canals in resin blocks. *International Endodontic Journal* 1989, 22: 226-35.
59. Al-Omari M, Dummer P, Newcombe R. Comparison of six files to prepare simulated root canals. Part 1. *International Endodontic Journal* 1992, 25: 57-66.
60. Al-Omari M, Dummer P, Newcombe R, Doller R, Hartles F. Comparison of six files to prepare simulated root canals. Part 2. *International Endodontic Journal* 1992, 25: 67-81.
61. Schäfer E, Dammaschke T. Development and sequelae of canal transportation. *Endodontic Topics* 2006, 15: 75-90.
62. Al-Omari M, Bryant S, Dummer P. Comparison of two stainless steel files to shape simulated root canals. *International endodontic journal* 1997, 30: 35-45.
63. Coleman CL, Svec TA. Analysis of Ni-Ti versus stainless steel instrumentation in resin simulated canals. *Journal of endodontics* 1997, 23: 232-5.
64. Liu W, Wu B. Root canal surface strain and canal center transportation induced by 3 different nickel-titanium rotary instrument systems. *Journal of endodontics* 2016, 42: 299-303.
65. Hartmann MSM, Barletta FB, Fontanella VRC, Vanni JR. Canal transportation after root canal instrumentation: a comparative study with computed tomography. *Journal of endodontics* 2007, 33: 962-5.
66. Craig R, McIlwain E, Peyton F. Bending and torsion properties of endodontic instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 1968, 25: 239-54.
67. Dolan DW, Craig RG. Bending and torsion of endodontic files with rhombus cross sections. *Journal of Endodontics* 1982, 8: 260-4.
68. Schäfer E, Tepel J, Hoppe W. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion Part 2. instrumentation of curved canals. *Journal of endodontics* 1995, 21: 493-7.
69. Briseno B, Sonabend E. The influence of different root canal instruments on root canal preparation: an in vitro study. *International endodontic journal* 1991, 24: 15-23.
70. Roane JB, Sabala CL, Duncanson Jr MG. The “balanced force” concept for instrumentation of curved canals. *Journal of endodontics* 1985, 11: 203-11.

71. Miguel R-C, Esteban B-A, Carlos C-S, Victor M-A. A comparison of molar root canal preparations using Flexofile, Canal Master U, and Heliapical instruments. *Journal of Endodontics* 1994, 20: 495-9.
72. Yun H-h, Kim SK. A comparison of the shaping abilities of 4 nickel-titanium rotary instruments in simulated root canals. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2003, 95: 228-33.
73. Buehler WJ, Gilfrich JV, Wiley R. Effect of low-temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. *Journal of applied physics* 1963, 34: 1475-7.
74. Thompson S. An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *International endodontic journal* 2000, 33: 297-310.
75. Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *Journal of endodontics* 1988, 14: 346-51.
76. Del Fabbro M, Afrashtehfar KI, Corbella S, El-Kabbaney A, Perondi I, Taschieri S. In vivo and in vitro effectiveness of rotary nickel-titanium vs manual stainless steel instruments for root canal therapy: systematic review and meta-analysis. *Journal of Evidence Based Dental Practice* 2018, 18: 59-69.
77. Viana ACD, de Melo MCC, de Azevedo Bahia MG, Buono VTL. Relationship between flexibility and physical, chemical, and geometric characteristics of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2010, 110: 527-33.
78. Shen Y, Zhou H-m, Zheng Y-f, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics* 2013, 39: 163-72.
79. Zhou H, Peng B, Zheng YF. An overview of the mechanical properties of nickel–titanium endodontic instruments. *Endodontic topics* 2013, 29: 42-54.
80. Shen Y, Coil J, Zhou H, Zheng Y, Haapasalo M. H y F lex nickel–titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties. *International endodontic journal* 2013, 46: 720-9.

81. Miyazaki S, Otsuka K. Deformation and transition behavior associated with the R-phase in Ti-Ni alloys. *Metallurgical Transactions A* 1986, 17: 53-63.
82. Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Clark WA, Kovarik L, Buie C, Liu J, Johnson WB. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *Journal of endodontics* 2009, 35: 1589-93.
83. Kim H-C, Yum J, Hur B, Cheung GS-P. Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files. *Journal of endodontics* 2010, 36: 147-52.
84. Silva EJNL, Vieira VTL, Hecksher F, dos Santos Oliveira MRS, dos Santos Antunes H, Moreira EJJ. Cyclic fatigue using severely curved canals and torsional resistance of thermally treated reciprocating instruments. *Clinical oral investigations* 2018, 22: 2633-8.
85. Zinelis S, Darabara M, Takase T, Ogane K, Papadimitriou GD. The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2007, 103: 843-7.
86. Zinelis S, Eliades T, Eliades G. A metallurgical characterization of ten endodontic Ni-Ti instruments: assessing the clinical relevance of shape memory and superelastic properties of Ni-Ti endodontic instruments. *International endodontic journal* 2010, 43: 125-34.
87. Peters OA, Peters CI, Schonenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *International endodontic journal* 2003, 36: 93-9.
88. Ankrum MT, Hartwell GR, Truitt JE. K3 Endo, ProTaper, and ProFile systems: breakage and distortion in severely curved roots of molars. *Journal of endodontics* 2004, 30: 234-7.
89. Waplington M, McRobert A. Shaping the root canal system. *British dental journal* 2014, 216: 293-7.
90. Brantley W, Svec T, Iijima M, Powers J, Grentzer T. Differential scanning calorimetric studies of nickel titanium rotary endodontic instruments. *Journal of endodontics* 2002, 28: 567-72.

91. Pereira E, Peixoto I, Viana A, Oliveira I, Gonzalez B, Buono V, Bahia M. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *International endodontic journal* 2012, 45: 469-74.
92. Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E. New thermomechanically treated NiTi alloys—a review. *International endodontic journal* 2018, 51: 1088-103.
93. Bonaccorso A, Tripi TR, Rondelli G, Condorelli GG, Cantatore G, Schäfer E. Pitting corrosion resistance of nickel–titanium rotary instruments with different surface treatments in seventeen percent ethylenediaminetetraacetic acid and sodium chloride solutions. *Journal of endodontics* 2008, 34: 208-11.
94. Lopes HP, Elias CN, Vieira MV, Vieira VT, de Souza LC, Dos Santos AL. Influence of surface roughness on the fatigue life of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Journal of endodontics* 2016, 42: 965-8.
95. Lopes H, Elias C, Vieira M, Vieira V, Inojosa I, Ferreira L. Influence of the surface roughness on the torsional resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *ENDO—Endodontic Practice Today* 2017, 11: 51-5.
96. Kuhn G, Tavernier B, Jordan L. Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *Journal of endodontics* 2001, 27: 516-20.
97. Bui TB, Mitchell JC, Baumgartner JC. Effect of electropolishing ProFile nickel–titanium rotary instruments on cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and cutting efficiency. *Journal of endodontics* 2008, 34: 190-3.
98. Herold KS, Johnson BR, Wenckus CS. A scanning electron microscopy evaluation of microfractures, deformation and separation in EndoSequence and Profile nickel–titanium rotary files using an extracted molar tooth model. *Journal of endodontics* 2007, 33: 712-4.
99. Condorelli G, Bonaccorso A, Smecca E, Schäfer E, Cantatore G, Tripi T. Improvement of the fatigue resistance of NiTi endodontic files by surface and bulk modifications. *International endodontic journal* 2010, 43: 866-73.
100. Praisarnti C, Chang JW, Cheung GS. Electropolishing enhances the resistance of nickel-titanium rotary files to corrosion–fatigue failure in hypochlorite. *Journal of endodontics* 2010, 36: 1354-7.

101. Gambarini G, Grande NM, Plotino G, Somma F, Garala M, De Luca M, Testarelli L. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *Journal of endodontics* 2008, 34: 1003-5.
102. Shen Y, Zhou H-m, Zheng Y-f, Campbell L, Peng B, Haapasalo M. Metallurgical characterization of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics* 2011, 37: 1566-71.
103. Ye J, Gao Y. Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *Journal of endodontics* 2012, 38: 105-7.
104. Braga LCM, Silva ACF, Buono VTL, de Azevedo Bahia MG. Impact of heat treatments on the fatigue resistance of different rotary nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics* 2014, 40: 1494-7.
105. Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/. 04 rotary instruments. *Journal of endodontics* 2008, 34: 1406-9.
106. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *Journal of endodontics* 2009, 35: 401-3.
107. Al-Hadlaq SM, AlJarbou FA, AlThumairy RI. Evaluation of cyclic flexural fatigue of M-wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics* 2010, 36: 305-7.
108. Gao Y, Shotton V, Wilkinson K, Phillips G, Johnson WB. Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of ProFile Vortex rotary instruments. *Journal of endodontics* 2010, 36: 1205-9.
109. Gao Y, Gutmann JL, Wilkinson K, Maxwell R, Ammon D. Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. *Journal of endodontics* 2012, 38: 398-401.
110. Pereira ES, Gomes RO, Leroy AM, Singh R, Peters OA, Bahia MG, Buono VT. Mechanical behavior of M-Wire and conventional NiTi wire used to manufacture rotary endodontic instruments. *Dental Materials* 2013, 29: e318-e24.

111. Pedulla E, Grande NM, Plotino G, Pappalardo A, Rapisarda E. Cyclic fatigue resistance of three different nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite. *Journal of endodontics* 2011, 37: 1139-42.
112. Pedullà E, Plotino G, Grande NM, Pappalardo A, Rapisarda E. Cyclic fatigue resistance of four nickel-titanium rotary instruments: a comparative study. *Annali di stomatologia* 2012, 3: 59.
113. Rodrigues RC, Lopes HP, Elias CN, Amaral G, Vieira VT, De Martin AS. Influence of different manufacturing methods on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics* 2011, 37: 1553-7.
114. Aminsobhani M, Meraji N, Sadri E. Comparison of cyclic fatigue resistance of five nickel titanium rotary file systems with different manufacturing techniques. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)* 2015, 12: 636.
115. Ersoy I, Kol E, Demirhan Uygun A, Tanriver M, Seckin F. Comparison of cyclic fatigue resistance between different NiTi instruments with 4% taper. *Microscopy research and technique* 2016, 79: 345-8.
116. Gambarini G, Gerosa R, De Luca M, Garala M, Testarelli L. Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2008, 105: 798-800.
117. Gambarini G, Pongione G, Rizzo F, Testarelli L, Cavalleri G, Gerosa R. Bending properties of nickel-titanium instruments: a comparative study. *Minerva stomatologica* 2008, 57: 393-8.
118. Hou X, Yahata Y, Hayashi Y, Ebihara A, Hanawa T, Suda H. Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel–titanium endodontic instruments. *International endodontic journal* 2011, 44: 253-8.
119. Choi J, Oh S, Kim Y-C, Jee K-K, Kum K, Chang S. Fracture resistance of K3 nickel-titanium files made from different thermal treatments. *Bioinorganic Chemistry and Applications* 2016, 2016.
120. El Batouty KM, Elmallah WE. Comparison of canal transportation and changes in canal curvature of two nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics* 2011, 37: 1290-2.

121. Hashem AAR, Ghoneim AG, Lutfy RA, Foda MY, Omar GAF. Geometric analysis of root canals prepared by four rotary NiTi shaping systems. *Journal of endodontics* 2012, 38: 996-1000.
122. Reddy PJ, Kumar VS, Aravind K, Kumar HT, Vizaikumar VN, Das R, Vamsilatha K. Canal shaping with one shape file and twisted files: a comparative study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research: JCDR* 2014, 8: ZF01.
123. Rejula F, Christalin R, Ahmed W, Dinakaran S, Gopinathan AS, Babu A. Measure and compare the Degree of Root Canal Transportation and Canal-centering ability of Twisted, ProTaper, and Conventional Stainless Steel K Files using Spiral Computed Tomography: An in vitro Study. *The Journal of Contemporary Dental Practice* 2017, 18: 463-9.
124. Bouska J, Justman B, Williamson A, DeLong C, Qian F. Resistance to cyclic fatigue failure of a new endodontic rotary file. *Journal of endodontics* 2012, 38: 667-9.
125. Higuera O, Plotino G, Tocci L, Carrillo G, Gambarini G, Jaramillo DE. Cyclic fatigue resistance of 3 different nickel-titanium reciprocating instruments in artificial canals. *Journal of endodontics* 2015, 41: 913-5.
126. Zhou H-m, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng Y-f, Haapasalo M. Mechanical properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Journal of endodontics* 2012, 38: 1535-40.
127. Pereira ÉSJ, Viana ACD, Buono VTL, Peters OA, de Azevedo Bahia MG. Behavior of nickel-titanium instruments manufactured with different thermal treatments. *Journal of endodontics* 2015, 41: 67-71.
128. Goo H-J, Kwak SW, Ha J-H, Pedullà E, Kim H-C. Mechanical properties of various heat-treated nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics* 2017, 43: 1872-7.
129. Soares RG, Lopes HP, Elias CN, Vieira M, Vieira V, de Paula CB, Alves F. Comparative study of the mechanical properties of instruments made of conventional, M-wire, R-phase, and controlled memory nickel-titanium alloys. *ENDO* 2017, 11: 271-7.

130. Morgental RD, Vier-Pelisser FV, Kopper PMP, De Figueiredo JAP, Peters OA. Cutting efficiency of conventional and martensitic nickel-titanium instruments for coronal flaring. *Journal of Endodontics* 2013, 39: 1634-8.
131. Peters OA, Morgental RD, Schulze K, Paqué F, Kopper PMP, Vier-Pelisser FV. Determining cutting efficiency of nickel-titanium coronal flaring instruments used in lateral action. *International endodontic journal* 2014, 47: 505-13.
132. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics* 2011, 37: 997-1001.
133. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Effect of environment on fatigue failure of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of endodontics* 2012, 38: 376-80.
134. Plotino G, Testarelli L, Al-Sudani D, Pongione G, Grande NM, Gambarini G. Fatigue resistance of rotary instruments manufactured using different nickel–titanium alloys: a comparative study. *Odontology* 2014, 102: 31-5.
135. Capar ID, Ertas H, Arslan H. Comparison of cyclic fatigue resistance of novel nickel-titanium rotary instruments. *Australian endodontic journal* 2015, 41: 24-8.
136. AlShwaimi E. Cyclic fatigue resistance of a novel rotary file manufactured using controlled memory Ni–Ti technology compared to a file made from M-wire file. *International Endodontic Journal* 2018, 51: 112-7.
137. Pirani C, Iacono F, Generali L, Sassatelli P, Nucci C, Lusvarghi L, Gandolfi M, Prati C. HyFlex EDM: superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments. *International endodontic journal* 2016, 49: 483-93.
138. Kaval ME, Capar ID, Ertas H. Evaluation of the cyclic fatigue and torsional resistance of novel nickel-titanium rotary files with various alloy properties. *Journal of endodontics* 2016, 42: 1840-3.
139. Pedullà E, Savio FL, Boninelli S, Plotino G, Grande NM, La Rosa G, Rapisarda E. Torsional and cyclic fatigue resistance of a new nickel-titanium instrument manufactured by electrical discharge machining. *Journal of endodontics* 2016, 42: 156-9.

140. Gündoğar M, Özyürek T. Cyclic fatigue resistance of OneShape, HyFlex EDM, WaveOne Gold, and Reciproc Blue nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics* 2017, 43: 1192-6.
141. Iacono F, Pirani C, Generali L, Bolelli G, Sassatelli P, Lusvarghi L, Gandolfi M, Giorgini L, Prati C. Structural analysis of HyFlex EDM instruments. *International endodontic journal* 2017, 50: 303-13.
142. De-Deus G, Silva EJNL, Vieira VTL, Belladonna FG, Elias CN, Plotino G, Grande NM. Blue thermomechanical treatment optimizes fatigue resistance and flexibility of the Reciproc files. *Journal of endodontics* 2017, 43: 462-6.
143. Nguyen HH, Fong H, Paranjpe A, Flake NM, Johnson JD, Peters OA. Evaluation of the resistance to cyclic fatigue among ProTaper Next, ProTaper Universal, and Vortex Blue rotary instruments. *Journal of endodontics* 2014, 40: 1190-3.
144. Plotino G, Grande NM, Cotti E, Testarelli L, Gambarini G. Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of vortex nickel-titanium rotary files. *Journal of endodontics* 2014, 40: 1451-3.
145. Plotino G, Grande NM, Bellido MM, Testarelli L, Gambarini G. Influence of temperature on cyclic fatigue resistance of ProTaper Gold and ProTaper Universal rotary files. *Journal of endodontics* 2017, 43: 200-2.
146. Duke F, Shen Y, Zhou H, Ruse ND, Wang Z-j, Hieawy A, Haapasalo M. Cyclic fatigue of ProFile Vortex and Vortex Blue nickel-titanium files in single and double curvatures. *Journal of endodontics* 2015, 41: 1686-90.
147. Adıgüzel M, Capar ID. Comparison of cyclic fatigue resistance of WaveOne and WaveOne Gold small, primary, and large instruments. *Journal of endodontics* 2017, 43: 623-7.
148. Keskin C, Inan U, Demiral M, Keleş A. Cyclic fatigue resistance of Reciproc Blue, Reciproc, and WaveOne Gold reciprocating instruments. *Journal of endodontics* 2017, 43: 1360-3.
149. Elnaghy AM, Elsaka SE. Shaping ability of ProTaper Gold and ProTaper Universal files by using cone-beam computed tomography. *Indian Journal of Dental Research* 2016, 27: 37.

150. Silva EJNL, Muniz BL, Pires F, Belladonna FG, Neves AA, Souza EM, De-Deus G. Comparison of canal transportation in simulated curved canals prepared with ProTaper Universal and ProTaper Gold systems. *Restorative dentistry & endodontics* 2016, 41: 1-5.
151. Duque JA, Vivan RR, Cavenago BC, Amoroso-Silva PA, Bernardes RA, Vasconcelos BCd, Duarte MAH. Influence of NiTi alloy on the root canal shaping capabilities of the ProTaper Universal and ProTaper Gold rotary instrument systems. *journal of applied oral science* 2017, 25: 27-33.
152. Özyürek T, Yılmaz K, Uslu G. Shaping ability of Reciproc, WaveOne GOLD, and HyFlex EDM single-file systems in simulated S-shaped canals. *Journal of Endodontics* 2017, 43: 805-9.
153. Pinheiro S, Alcalde M, Vivacqua-Gomes N, Bramante C, Vivan R, Duarte MA, Vasconcelos B. Evaluation of apical transportation and centring ability of five thermally treated NiTi rotary systems. *International endodontic journal* 2018, 51: 705-13.
154. de Carvalho KKT, Petean IBF, Silva-Sousa AC, de Camargo RV, Mazzi-Chaves JF, Silva-Sousa YTC, Sousa-Neto MD. Impact of several NiTi-thermally treated instrumentation systems on biomechanical preparation of curved root canals in extracted mandibular molars. *International Endodontic Journal* 2022, 55: 124-36.
155. Çapar I, Arslan H. A review of instrumentation kinematics of engine-driven nickel–titanium instruments. *International endodontic journal* 2016, 49: 119-35.
156. Gavini G, Santos Md, Caldeira CL, Machado MEdL, Freire LG, Iglecias EF, Peters OA, Candeiro GTdM. Nickel–titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. *Brazilian oral research* 2018, 32.
157. Sousa-Neto MDd, Silva-Sousa YC, Mazzi-Chaves JF, Carvalho KKT, Barbosa AFS, Versiani MA, Jacobs R, Leoni GB. Root canal preparation using micro-computed tomography analysis: a literature review. *Brazilian oral research* 2018, 32.
158. Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel–titanium endodontic instruments after clinical use. *Journal of endodontics* 2004, 30: 722-5.

159. Cheung G, Peng B, Bian Z, Shen Y, Darvell B. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *International endodontic journal* 2005, 38: 802-9.
160. Gambarini G, Gergi R, Naaman A, Osta N, Al Sudani D. Cyclic fatigue analysis of twisted file rotary NiTi instruments used in reciprocating motion. *International endodontic journal* 2012, 45: 802-6.
161. Gambarini G, Testarelli L, De Luca M, Milana V, Plotino G, Grande NM, Rubini AG, Al Sudani D, Sannino G. The influence of three different instrumentation techniques on the incidence of postoperative pain after endodontic treatment. *Annali di stomatologia* 2013, 4: 152.
162. Gergi R, Arbab-Chirani R, Osta N, Naaman A. Micro-computed tomographic evaluation of canal transportation instrumented by different kinematics rotary nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics* 2014, 40: 1223-7.
163. Gambarini G, Glassman G. TF Adaptive: A Novel Approach to Nickel-Titanium Instrumentation “Rotary when you want it, Reciprocation when you need it”. *Oral Health Dental Journal* 2013, 22: 30.
164. Gambarini G, Glassman G. In vitro analysis of efficiency and safety of a new motion for endodontic instrumentation: TF Adaptive. *Roots* 2013, 3: 12-5.
165. Capar ID, Arslan H, Akcay M, Ertas H. An in vitro comparison of apically extruded debris and instrumentation times with ProTaper Universal, ProTaper Next, Twisted File Adaptive, and HyFlex instruments. *Journal of Endodontics* 2014, 40: 1638-41.
166. Karataş E, Gündüz HA, Kırıcı DÖ, Arslan H, Topçu MÇ, Yeter KY. Dentinal crack formation during root canal preparations by the twisted file adaptive, ProTaper Next, ProTaper Universal, and WaveOne instruments. *Journal of endodontics* 2015, 41: 261-4.
167. Tocci L, Plotino G, Al-Sudani D, Rubini AG, Sannino G, Piasecki L, Putortì E, Testarelli L, Gambarini G. Cutting efficiency of instruments with different movements: a comparative study. *Journal of Oral & Maxillofacial Research* 2015, 6.
168. Gambarini G, Piasecki L, Di Nardo D, Miccoli G, Di Giorgio G, Carneiro E, Al-Sudani D, Testarelli L. Incidence of deformation and fracture of Twisted File Adaptive

- instruments after repeated clinical use. *Journal of oral & maxillofacial research* 2016, 7.
169. Peters OA, Arias A, Choi A. Mechanical properties of a novel nickel-titanium root canal instrument: stationary and dynamic tests. *Journal of Endodontics* 2020, 46: 994-1001.
 170. Mustafa R, Al Omari T, Al-Nasrawi S, Al Fodeh R, Dkmak A, Haider J. Evaluating in vitro performance of novel nickel-titanium rotary system (TruNatomy) based on debris extrusion and preparation time from severely curved canals. *Journal of Endodontics* 2021, 47: 976-81.
 171. Riyahi AM, Bashiri A, Alshahrani K, Alshahrani S, Alamri HM, Al-Sudani D. Cyclic fatigue comparison of TruNatomy, twisted file, and ProTaper next rotary systems. *International Journal of Dentistry* 2020, 2020.
 172. Van der Vyver PJ, Vorster M, Peters OA. Minimally invasive endodontics using a new single-file rotary system. *Int Dent–African ed* 2019, 9: 6-20.
 173. Uygun AD. Cyclic fatigue resistance of VDW. ROTATE and Reciproc Blue nickel-titanium files at root canal temperature. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects* 2020, 14: 177.
 174. Ertuğrul İF, Orhan EO. Cyclic fatigue and energy-dispersive X-ray spectroscopy examination of the novel ROTATE instrument. *Microscopy Research and Technique* 2019, 82: 2042-8.
 175. Al Omari T, El-Farraj H, Arıcan B, Atav Ateş A. Apical debris extrusion of full-sequenced rotary systems in narrow ribbon-shaped canals. *Australian Endodontic Journal* 2021.
 176. Ingle JJ. A standardized endodontic technique utilizing newly designed instruments and filling materials. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 1961, 14: 83-91.
 177. CLEM WH. Endodontics: the adolescent patient. *Dental Clinics of North America* 1969, 13: 483-93.
 178. Weine F. Pre-curved files and incremental instrumentation for root canal enlargement. *J Canad Dent Assn* 1970, 4: 155-7.
 179. Mullaney TP. Instrumentation of finely curved canals. *Dental Clinics of North America* 1979, 23: 575-92.

180. Roane JB, Sabala C. Clockwise or counterclockwise. *Journal of Endodontics* 1984, 10: 349-53.
181. Backman CA, Oswald RJ, Pitts DL. A radiographic comparison of two root canal instrumentation techniques. *Journal of Endodontics* 1992, 18: 19-24.
182. Goerig AC, Michelich RJ, Schultz HH. Instrumentation of root canals in molar using the step-down technique. *Journal of Endodontics* 1982, 8: 550-4.
183. Morgan LF, Montgomery S. An evaluation of the crown-down pressureless technique. *Journal of Endodontics* 1984, 10: 491-8.
184. Fava LRG. The double-flared technique: an alternative for biomechanical preparation. *Journal of Endodontics* 1983, 9: 76-80.
185. Wildey WL, Senia ES. A new root canal instrument and instrumentation technique: a preliminary report. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 1989, 67: 198-207.
186. Abou-Rass M, Frank AL, Glick DH. The anticurvature filing method to prepare the curved root canal. *Journal of the American Dental Association (1939)* 1980, 101: 792-4.
187. Schäfer E. Shaping ability of Hero 642 rotary nickel-titanium instruments and stainless steel hand K-Flexofiles in simulated curved root canals. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2001, 92: 215-20.
188. Schäfer E, Lohmann D. Efficiency of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile--Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *International Endodontic Journal* 2002, 35: 505-13.
189. Ebihara A, Yahata Y, Miyara K, Nakano K, Hayashi Y, Suda H. Heat treatment of nickel-titanium rotary endodontic instruments: effects on bending properties and shaping abilities. *International Endodontic Journal* 2011, 44: 843-9.
190. Gambill JM, Alder M, Carlos E. Comparison of nickel-titanium and stainless steel hand-file instrumentation using computed tomography. *Journal of endodontics* 1996, 22: 369-75.
191. Sonntag D, Guntermann A, Kim S, Stachniss V. Root canal shaping with manual stainless steel files and rotary Ni-Ti files performed by students. *International endodontic journal* 2003, 36: 246-55.

192. McGuigan M, Louca C, Duncan H. Endodontic instrument fracture: causes and prevention. *British dental journal* 2013, 214: 341-8.
193. Ha J-H, Park S-S. Influence of glide path on the screw-in effect and torque of nickel-titanium rotary files in simulated resin root canals. *Restorative dentistry & endodontics* 2012, 37: 215-9.
194. Koçak S, Koçak MM, Sağlam BC, Türker SA, Sağsen B, Er Ö. Apical extrusion of debris using self-adjusting file, reciprocating single-file, and 2 rotary instrumentation systems. *Journal of endodontics* 2013, 39: 1278-80.
195. Blum JY, Machtou P, Micallef JP. Location of contact areas on rotary Profile1 instruments in relationship to the forces developed during mechanical preparation on extracted teeth. *International Endodontic Journal* 1999, 32: 108-14.
196. Rhodes J, Ford TP, Lynch J, Liepins P, Curtis R. A comparison of two nickel–titanium instrumentation techniques in teeth using microcomputed tomography. *International Endodontic Journal* 2000, 33: 279-85.
197. Kum K-Y, Spångberg L, Cha BY, Il-Young J, Seung-Jong L, Chan-Young L. Shaping ability of three ProFile rotary instrumentation techniques in simulated resin root canals. *Journal of endodontics* 2000, 26: 719-23.
198. Kimura S, Ebihara A, Maki K, Nishijo M, Tokita D, Okiji T. Effect of optimum torque reverse motion on torque and force generation during root canal instrumentation with crown-down and single-length techniques. *Journal of Endodontics* 2020, 46: 232-7.
199. Peters OA, Peters CI, Schonenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT. *International endodontic journal* 2003, 36: 86-92.
200. Peters OA, Gluskin A, Weiss R, Han J. An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel–titanium rotary instruments. *International endodontic journal* 2012, 45: 1027-34.
201. Friedman S, Abitbol S, Lawrence HP. Treatment outcome in endodontics: the Toronto Study. Phase 1: initial treatment. *Journal of endodontics* 2003, 29: 787-93.
202. Setzer FC, Boyer KR, Jeppson JR, Karabucak B, Kim S. Long-term prognosis of endodontically treated teeth: a retrospective analysis of preoperative factors in molars. *Journal of endodontics* 2011, 37: 21-5.

203. Song M, Kim H-C, Lee W, Kim E. Analysis of the cause of failure in nonsurgical endodontic treatment by microscopic inspection during endodontic microsurgery. *Journal of endodontics* 2011, 37: 1516-9.
204. Lin LM, Skribner JE, Gaengler P. Factors associated with endodontic treatment failures. *Journal of endodontics* 1992, 18: 625-7.
205. Alhadainy HA. Root perforations: A review of literature. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology* 1994, 78: 368-74.
206. Bryan EB, Woollard G, Mitchell W. Nonsurgical repair of furcal perforations: a literature review. *General dentistry* 1999, 47: 274-8; quiz 9.
207. Clauder T, SHIN SJ. Repair of perforations with MTA: clinical applications and mechanisms of action. *Endodontic Topics* 2006, 15: 32-55.
208. Tsisis I, Rosenberg E, Faivishevsky V, Kfir A, Katz M, Rosen E. Prevalence and associated periodontal status of teeth with root perforation: a retrospective study of 2,002 patients' medical records. *Journal of endodontics* 2010, 36: 797-800.
209. Gorni FG, Andreano A, Ambrogi F, Brambilla E, Gagliani M. Patient and clinical characteristics associated with primary healing of iatrogenic perforations after root canal treatment: results of a long-term Italian study. *Journal of endodontics* 2016, 42: 211-5.
210. Bhuva B, Ikram O. Complications in endodontics. *Primary Dental Journal* 2020, 9: 52-8.
211. *Glossary of Endodontic Terms*, 7 ed. Chicago, American Association of Endodontists, 2003: 46.
212. Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Wevers M, Lambrechts P. Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: rationale, performance and safety. *Am J Dent* 2001, 14: 324-33.
213. Elizabeth M S. Hand instrumentation in root canal preparation. *Endodontic Topics* 2005, 10: 163-7.
214. Jafarzadeh H, Abbott PV. Ledge formation: review of a great challenge in endodontics. *Journal of endodontics* 2007, 33: 1155-62.

215. Schäfer E, Dzepina A, Danesh G. Bending properties of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2003, 96: 757-63.
216. Schäfer E, Tepel J. Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part 3. Resistance to bending and fracture. *Journal of Endodontics* 2001, 27: 299-303.
217. Diemer F, Calas P. Effect of pitch length on the behavior of rotary triple helix root canal instruments. *Journal of Endodontics* 2004, 30: 716-8.
218. Biz M, Figueiredo J. Morphometric analysis of shank-to-flute ratio in rotary nickel–titanium files. *International Endodontic Journal* 2004, 37: 353-8.
219. Alodeh M, Doller R, Dummer P. Shaping of simulated root canals in resin blocks using the step-back technique with K-files manipulated in a simple in/out filing motion. *International Endodontic Journal* 1989, 22: 107-17.
220. Greene KJ, Krell KV. Clinical factors associated with ledged canals in maxillary and mandibular molars. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 1990, 70: 490-7.
221. Thompson S, Dummer P. Shaping ability of Quantec Series 2000 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals: Part 1. *International Endodontic Journal* 1998, 31: 259-67.
222. Thompson S, Dummer P. Shaping ability of Quantec Series 2000 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals: Part 2. *International Endodontic Journal* 1998, 31: 268-74.
223. Kfir A, Rosenberg E, Zuckerman O, Tamse A, Fuss Z. Comparison of procedural errors resulting during root canal preparations completed by senior dental students in patients using an ‘8-step method’ versus ‘serial step-back technique’. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology* 2004, 97: 745-8.
224. Gluskin AH PC, Ming Wong RD, Ruddle CJ. *Ingle’s Endodontics*, 6 ed. Hamilton, BC Decker, 2008: 1088–1161.
225. Alrahabi M, Zafar MS, Adanir N. Aspects of clinical malpractice in endodontics. *European journal of dentistry* 2019, 13: 450-8.
226. Kapalas A, Lambrianidis T. Factors associated with root canal ledging during instrumentation. *Dental Traumatology* 2000, 16: 229-31.

227. Namazikhah M, Mokhlis H, Alasmakh K. Comparison between a hand stainless-steel K file and a rotary NiTi 0.04 taper. *Journal of the California Dental Association* 2000, 28: 421-6.
228. Lambrianidis T. Ledging and blockage of root canals during canal preparation: causes, recognition, prevention, management, and outcomes. *Endodontic Topics* 2006, 15: 56-74.
229. Al-Omari M, Dummer P. Canal blockage and debris extrusion with eight preparation techniques. *Journal of endodontics* 1995, 21: 154-8.
230. Weine FS, Kelly RF, Lio PJ. The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. *Journal of endodontics* 1975, 1: 255-62.
231. Queiroz PM, Rovaris K, Santaella GM, Haiter-Neto F, Freitas DQ. Comparison of automatic and visual methods used for image segmentation in Endodontics: a microCT study. *Journal of Applied Oral Science* 2017, 25: 674-9.
232. Santa-Rosa J, de Sousa-Neto MD, Versiani MA, Nevares G, Xavier F, Romeiro K, Cassimiro M, Leoni GB, de Menezes RF, Albuquerque D. Shaping ability of single-file systems with different movements: a micro-computed tomographic study. *Iranian endodontic journal* 2016, 11: 228.
233. Brägger U. The development of digital subtraction radiography in dentistry--a review. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin= Revue mensuelle suisse d'odontostomatologie= Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia* 1988, 98: 1200-7.
234. Glosson CR, Haller RH, Dove SB, Carlos E. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. *Journal of endodontics* 1995, 21: 146-51.
235. Gröndahl H-G, Gröndahl K, Webber RL. A digital subtraction technique for dental radiography. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 1983, 55: 96-102.
236. Hülsmann M. A critical appraisal of research methods and experimental models for studies on root canal preparation. *International Endodontic Journal* 2022, 55: 95-118.
237. Bürklein S, Jäger P, Schäfer E. Apical transportation and canal straightening with different continuously tapered rotary file systems in severely curved root canals: F6

- SkyTaper and OneShape versus Mtwo. *International Endodontic Journal* 2017, 50: 983-90.
238. Bramante CM, Berbert A, Borges RP. A methodology for evaluation of root canal instrumentation. *J endod* 1987; 243-5.
 239. Campos JM, del Rio C. Comparison of mechanical and standard hand instrumentation techniques in curved root canals. *Journal of endodontics* 1990, 16: 230-4.
 240. Hülsmann M, Gambal A, Bahr R. An improved technique for the evaluation of root canal preparation. *Journal of Endodontics* 1999, 25: 599-602.
 241. Al-Manei K, Al-Hadlaq S. Evaluation of the root canal shaping ability of two rotary nickel–titanium systems. *International Endodontic Journal* 2014, 47: 974-9.
 242. Hirano Y, Aoba T. Computer-assisted reconstruction of enamel fissures and carious lesions of human premolars. *Journal of dental research* 1995, 74: 1200-5.
 243. Rodríguez G, Abella F, Durán-Sindreu F, Patel S, Roig M. Influence of cone-beam computed tomography in clinical decision making among specialists. *Journal of endodontics* 2017, 43: 194-9.
 244. Rodríguez G, Patel S, Durán-Sindreu F, Roig M, Abella F. Influence of cone-beam computed tomography on endodontic retreatment strategies among general dental practitioners and endodontists. *Journal of endodontics* 2017, 43: 1433-7.
 245. Patel S, Brown J, Pimentel T, Kelly R, Abella F, Durack C. Cone beam computed tomography in Endodontics—a review of the literature. *International endodontic journal* 2019, 52: 1138-52.
 246. Patel S, Durack C, Abella F, Shemesh H, Roig M, Lemberg K. Cone beam computed tomography in endodontics—a review. *International endodontic journal* 2015, 48: 3-15.
 247. Patel S, Dawood A, Whaites E, Pitt Ford T. New dimensions in endodontic imaging: part 1. Conventional and alternative radiographic systems. *International endodontic journal* 2009, 42: 447-62.
 248. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *Journal-Canadian Dental Association* 2006, 72: 75.

249. Dhingra A, Ruhel N, Miglani A. Evaluation of single file systems Reciproc, Oneshape, and WaveOne using cone beam computed tomography—an in vitro study. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR* 2015, 9: ZC30.
250. Vertucci FJ. Root canal morphology and its relationship to endodontic procedures. *Endodontic topics* 2005, 10: 3-29.
251. Swain MV, Xue J. State of the art of micro-CT applications in dental research. *International journal of oral science* 2009, 1: 177-88.
252. Tachibana H, Matsumoto K. Applicability of x-ray computerized tomography in endodontics. *Dental Traumatology* 1990, 6: 16-20.
253. Dowker SE, Davis GR, Elliott JC. X-ray microtomography: nondestructive three-dimensional imaging for in vitro endodontic studies. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 1997, 83: 510-6.
254. Jung M, Lommel D, Klimek J. The imaging of root canal obturation using micro-CT. *International endodontic journal* 2005, 38: 617-26.
255. Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Wevers M, Lambrechts P. A methodology for quantitative evaluation of root canal instrumentation using microcomputed tomography. *International endodontic journal* 2001, 34: 390-8.
256. Freire LG, Iglecias EF, Cunha RS, Dos Santos M, Gavini G. Micro-computed tomographic evaluation of hard tissue debris removal after different irrigation methods and its influence on the filling of curved canals. *Journal of endodontics* 2015, 41: 1660-6.
257. Amoroso-Silva P, Alcalde M, Hungaro Duarte M, De-Deus G, Ordinola-Zapata R, Freire L, Cavenago B, De Moraes I. Effect of finishing instrumentation using NiTi hand files on volume, surface area and uninstrumented surfaces in C-shaped root canal systems. *International Endodontic Journal* 2017, 50: 604-11.
258. Arias A, Peters OA. Present status and future directions: Canal shaping. *International Endodontic Journal* 2022.
259. Duque J, Vivan RR, Duarte MAH, Alcalde M, Cruz V, Borges M, Bramante CM. Effect of larger apical size on the quality of preparation in curved canals using reciprocating instruments with different heat thermal treatments. *International Endodontic Journal* 2019, 52: 1652-9.

260. Miserendino L, Miserendino C, Moser J, Heuer M, Osetek E. Cutting efficiency of endodontic instruments. Part III. Comparison of sonic and ultrasonic instrument systems. *Journal of endodontics* 1988, 14: 24-30.
261. Spyropoulos S, Eldeeb M, Messer H. The effect of Giromatic files on the preparation shape of severely curved canals. *International Endodontic Journal* 1987, 20: 133-42.
262. Lim K, Webber J. The effect of root canal preparation on the shape of the curved root canal. *International endodontic journal* 1985, 18: 233-9.
263. Gok T, Capar ID, Akcay I, Keles A. Evaluation of different techniques for filling simulated C-shaped canals of 3-dimensional printed resin teeth. *Journal of endodontics* 2017, 43: 1559-64.
264. Ordinola-Zapata R, Bramante CM, Duarte MAH, Cavenago BC, Jaramillo D, Versiani MA. Shaping ability of reciproc and TF adaptive systems in severely curved canals of rapid microCT-based prototyping molar replicas. *Journal of Applied Oral Science* 2014, 22: 509-15.
265. Baumann MA, Roth A. Effect of experience on quality of canal preparation with rotary nickel-titanium files. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 1999, 88: 714-8.
266. Thompson S, Dummer P. Shaping ability of ProFile. 04 Taper Series 29 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. *International endodontic journal* 1997, 30: 1-7.
267. Reymus M, Stawarczyk B, Winkler A, Ludwig J, Kess S, Krastl G, Krug R. A critical evaluation of the material properties and clinical suitability of in-house printed and commercial tooth replicas for endodontic training. *International Endodontic Journal* 2020, 53: 1446-54.
268. RIVERA EM, WALTON RE. Longitudinal tooth fractures: findings that contribute to complex endodontic diagnoses. *Endodontic Topics* 2007, 16: 82-111.
269. Obermayr G, Walton RE, Leary JM, Krell KV. Vertical root fracture and relative deformation during obturation and post cementation. *The Journal of prosthetic dentistry* 1991, 66: 181-7.

270. Sobrino M, Foschi F, Estévez R, Loroño G, Conde Villar A, Pérez-Alfayate R. Effects of continuous chelation on the instrumentation of curved canals with a martensitic NiTi file system: an ex vivo micro-CT evaluation. *Odontology* 2022; 1-9.
271. Paqué F, Zehnder M, De-Deus G. Microtomography-based comparison of reciprocating single-file F2 ProTaper technique versus rotary full sequence. *Journal of endodontics* 2011, 37: 1394-7.
272. Stern S, Patel S, Foschi F, Sherriff M, Mannocci F. Changes in centring and shaping ability using three nickel–titanium instrumentation techniques analysed by micro-computed tomography (μCT). *International endodontic journal* 2012, 45: 514-23.
273. Junaid A, Freire LG, da Silveira Bueno CE, Mello I, Cunha RS. Influence of single-file endodontics on apical transportation in curved root canals: an ex vivo micro-computed tomographic study. *Journal of Endodontics* 2014, 40: 717-20.
274. Gergi R, Osta N, Bourbouze G, Zgheib C, Arbab-Chirani R, Naaman A. Effects of three nickel titanium instrument systems on root canal geometry assessed by micro-computed tomography. *International endodontic journal* 2015, 48: 162-70.
275. Saberi N, Patel S, Mannocci F. Comparison of centring ability and transportation between four nickel titanium instrumentation techniques by micro-computed tomography. *International Endodontic Journal* 2017, 50: 595-603.
276. Poly A, AlMalki F, Marques F, Karabucak B. Canal transportation and centering ratio after preparation in severely curved canals: analysis by micro-computed tomography and double-digital radiography. *Clinical oral investigations* 2019, 23: 4255-62.
277. Hassan R, Roshdy N, Issa N. Comparison of canal transportation and centering ability of Xp Shaper, WaveOne and Oneshape: a cone beam computed tomography study of curved root canals. *Egyptian Dental Journal* 2018, 64: 1845-53.
278. Mizrahi SI, Tucker JW, Seltzer S. A scanning electron microscopic study of the efficacy of various endodontic instruments. *Journal of endodontics* 1975, 1: 324-33.
279. Hülsmann M, Rümmelin C, Schäfers F. Root canal cleanliness after preparation with different endodontic handpieces and hand instruments: a comparative SEM investigation. *Journal of endodontics* 1997, 23: 301-6.
280. Walton RE. Histologic evaluation of different methods of enlarging the pulp canal space. *Journal of endodontics* 1976, 2: 304-11.

281. López FU, Travessas JAC, Fachin E, Fontanella V, Grecca F. Apical transportation: Two assessment methods. *Australian Endodontic Journal* 2009, 35: 85-8.
282. Coleman CL, Svec TA, Rieger MR, Suchina JA, Wang MM, Glickman GN. Analysis of nickel-titanium versus stainless steel instrumentation by means of direct digital imaging. *Journal of endodontics* 1996, 22: 603-7.
283. Southard DW, Oswald RJ, Natkin E. Instrumentation of curved molar root canals with the Roane technique. *Journal of endodontics* 1987, 13: 479-89.
284. Karabucak B, Gatan AJ, Hsiao C, Iqbal MK. A comparison of apical transportation and length control between EndoSequence and Guidance rotary instruments. *Journal of endodontics* 2010, 36: 123-5.
285. Iqbal MK, Maggiore F, Suh B, Edwards KR, Kang J, Kim S. Comparison of apical transportation in four Ni-Ti rotary instrumentation techniques. *Journal of Endodontics* 2003, 29: 587-91.
286. Öztürk BA, Ateş AA, Fişekçioğlu E. Cone-beam computed tomographic analysis of shaping ability of XP-endo shaper and ProTaper next in large root canals. *Journal of Endodontics* 2020, 46: 437-43.
287. Liu J, Luo J, Dou L, Yang D. CBCT study of root and canal morphology of permanent mandibular incisors in a Chinese population. *Acta Odontologica Scandinavica* 2014, 72: 26-30.
288. Michetti J, Maret D, Mallet J-P, Diemer F. Validation of cone beam computed tomography as a tool to explore root canal anatomy. *Journal of endodontics* 2010, 36: 1187-90.
289. Cotton TP, Geisler TM, Holden DT, Schwartz SA, Schindler WG. Endodontic applications of cone-beam volumetric tomography. *Journal of endodontics* 2007, 33: 1121-32.
290. Bechara B, McMahan CA, Moore WS, Noujeim M, Geha H, Teixeira FB. Contrast-to-noise ratio difference in small field of view cone beam computed tomography machines. *Journal of oral science* 2012, 54: 227-32.
291. Marca C, Dummer PM, Bryant S, Vier-Pelisser FV, Só MVR, Fontanella V, Dutra V, de Figueiredo JAP. Three-rooted premolar analyzed by high-resolution and cone beam CT. *Clinical oral investigations* 2013, 17: 1535-40.

292. Kamburoğlu K, Kursun S. A comparison of the diagnostic accuracy of CBCT images of different voxel resolutions used to detect simulated small internal resorption cavities. *International endodontic journal* 2010, 43: 798-807.
293. Zanette F, Grazziotin-Soares R, Flores ME, Fontanella VRC, Gavini G, Barletta FB. Apical root canal transportation and remaining dentin thickness associated with ProTaper Universal with and without PathFile. *Journal of endodontics* 2014, 40: 688-93.
294. Elnaghy AM, Elsaka SE. Evaluation of root canal transportation, centering ratio, and remaining dentin thickness associated with ProTaper Next instruments with and without glide path. *Journal of endodontics* 2014, 40: 2053-6.
295. van der Vyver PJ, Paleker F, Vorster M, Francois A. Root canal shaping using nickel titanium, M-Wire, and Gold Wire: a micro-computed tomographic comparative study of One Shape, ProTaper Next, and WaveOne Gold instruments in maxillary first molars. *Journal of endodontics* 2019, 45: 62-7.
296. Nathani TI, Nathani AI, Pawar AM, Khakiani MI, Ruiz X-F, Olivieri JG. Canal transportation and centering ability in long oval canals: a multidimensional analysis. *Journal of Endodontics* 2019, 45: 1242-7.
297. Saberi E, Aramesh B. Computed tomography evaluation of root canal transportation using ProTaper, Race and Sendoline rotary systems: an ex vivo study. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry* 2018, 10: 93.
298. Morales MdINP, Sánchez JAG, Fernández JGO, Laperre K, Sans FA, Jaramillo DE, Terol FD-S. TRUShape Versus XP-endo Shaper: A Micro-computed Tomographic Assessment and Comparative Study of the Shaping Ability—An In Vitro Study. *Journal of Endodontics* 2020, 46: 271-6.
299. Gluskin AH, Peters CI, Peters OA. Minimally invasive endodontics: challenging prevailing paradigms. *British dental journal* 2014, 216: 347-53.
300. Tang W, Wu Y, Smales RJ. Identifying and reducing risks for potential fractures in endodontically treated teeth. *Journal of endodontics* 2010, 36: 609-17.
301. Falakaloglu S, Silva E, Topal B, İriboz E, Gündoğar M. Shaping ability of modern Nickel–Titanium rotary systems on the preparation of printed mandibular molars. *Journal of Conservative Dentistry* 2022, 25: 498.

302. Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Beullens M, Wevers M, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Progressive versus constant tapered shaft design using NiTi rotary instruments. *International Endodontic Journal* 2003, 36: 288-95.
303. Silva EJ, de Lima CO, Barbosa AFA, Lopes RT, Sassone LM, Versiani MA. The Impact of TruNatomy and ProTaper Gold Instruments on the Preservation of the Periradicular Dentin and on the Enlargement of the Apical Canal of Mandibular Molars. *Journal of Endodontics* 2022, 48: 650-8.
304. Kim H, Jeon S-J, Seo M-S. Comparison of the Shaping Ability of ProTaper GOLD, WaveOne GOLD, and TruNatomy in Simulated Double-curved Canals. 2021.
305. Morales MdINP, Sánchez JAG, Olivieri JG, Elmsmari F, Salmon P, Jaramillo DE, Terol FD-S. Micro-computed Tomographic Assessment and Comparative Study of the Shaping Ability of 6 Nickel-Titanium Files: An In Vitro Study. *Journal of Endodontics* 2021, 47: 812-9.
306. Guedes IG, Rodrigues RC, Marceliano-Alves MF, Alves FR, Rôças IN, Siqueira Jr JF. Shaping ability of new reciprocating or rotary instruments with two cross-sectional designs: An ex vivo study. *International Endodontic Journal* 2022, 55: 1385-93.
307. Wu M-K, Fan B, Wesselink PR. Leakage along apical root fillings in curved root canals. Part I: effects of apical transportation on seal of root fillings. *Journal of endodontics* 2000, 26: 210-6.
308. Schäfer E. Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part 2. Instrumentation of curved canals. *Journal of Endodontics* 1999, 25: 56-9.
309. Kumar BS, Pattanshetty S, Prasad M, Soni S, Pattanshetty KS, Prasad S. An in-vitro Evaluation of canal transportation and centering ability of two rotary Nickel Titanium systems (Twisted Files and Hyflex files) with conventional stainless Steel hand K-flexofiles by using Spiral Computed Tomography. *Journal of International Oral Health: JIOH* 2013, 5: 108.
310. Kuhn WG, Carnes Jr DL, Clement DJ, Walker III WA. Effect of tip design of nickel-titanium and stainless steel files on root canal preparation. *Journal of endodontics* 1997, 23: 735-8.

311. de Oliveira DJF, Leoni GB, da Silva Goulart R, de Sousa-Neto MD, Sousa YTCS, Silva RG. Changes in geometry and transportation of root canals with severe curvature prepared by different heat-treated nickel-titanium instruments: a micro-computed tomographic study. *Journal of endodontics* 2019, 45: 768-73.
312. Haupt F, Pult JRW, Hülsmann M. Micro-computed Tomographic Evaluation of the Shaping Ability of 3 Reciprocating Single-File Nickel-Titanium Systems on Single- and Double-Curved Root Canals. *Journal of Endodontics* 2020, 46: 1130-5.
313. Piț A-B, Borcean I-A, Vărgatu I-A, Mai A, Shyblak M, Mokdad S, Cîrligeriu L-E, Nica L-M. Evaluation of the time and efficiency of trunatomy, vdw. rotate, protaper gold and reciproc blue in shaping root canals-an in vitro study. *Romanian Journal of Oral Rehabilitation* 2020, 12.
314. Souza-Flamini LE, Crozeta BM, Silva RG, Savioli RN, Sousa-Neto MD, da Cruz-Filho AM. Micro-CT analysis of two-dimensional and three-dimensional parameters in severely curved roots prepared with 3 instrumentation systems: An in vitro study. *European Journal of General Dentistry* 2020, 9: 62-8.
315. Oliveira CAP, Meurer MI, Pascoalato C, Silva SRC. Cone-beam computed tomography analysis of the apical third of curved roots after mechanical preparation with different automated systems. *Brazilian dental journal* 2009, 20: 376-81.
316. Thompson S, Dummer P. Shaping ability of Hero 642 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals: Part 2. *International Endodontic Journal* 2000, 33: 255-61.
317. da Silva Arruda E, Sponchiado-Júnior EC, Pandolfo MT, de Carvalho Fredson MA, Garcia LdFR, Marques AAF. Apical transportation and centering ability after root canal filling removal using reciprocating and continuous rotary systems: a CBCT study. *European Journal of Dentistry* 2019, 13: 613-8.
318. Çelik D, Taşdemir T, Er K. Comparative study of 6 rotary nickel-titanium systems and hand instrumentation for root canal preparation in severely curved root canals of extracted teeth. *Journal of endodontics* 2013, 39: 278-82.
319. Berutti E, Moccia E, Lavino S, Multari S, Carpegna G, Scotti N, Pasqualini D, Alovisei M. Micro-Computed Tomography Evaluation of Minimally Invasive Shaping Systems in Mandibular First Molars. *Journal of Clinical Medicine* 2022, 11: 4607.

320. Unno H, Ebihara A, Hirano K, Kasuga Y, Omori S, Nakatsukasa T, Kimura S, Maki K, Okiji T. Mechanical Properties and Root Canal Shaping Ability of a Nickel–Titanium Rotary System for Minimally Invasive Endodontic Treatment: A Comparative In Vitro Study. *Materials* 2022, 15: 7929.
321. Hieawy A, Haapasalo M, Zhou H, Wang Z-j, Shen Y. Phase transformation behavior and resistance to bending and cyclic fatigue of ProTaper Gold and ProTaper Universal instruments. *Journal of endodontics* 2015, 41: 1134-8.
322. Elashiry MM, Saber SE, Elashry SH. Comparison of shaping ability of different single-file systems using microcomputed tomography. *European Journal of Dentistry* 2020, 14: 070-6.
323. KOLCU MİB, KAKİ GD. Comparison of canal transportations and centering ability of rotary instrument systems with different heat-treated NiTi alloys: An in vitro CBCT study. *Turkish Journal of Health Science and Life* 2022, 5: 81-6.



